



УВИДЕТЬ НЕВИДИМОЕ

**Сборник научных трудов
«НИПК «Электрон»**

Под редакцией А. И. Мазурова

Санкт-Петербург
2008

УДК 616–073.75:681.32

ББК 32.995

У19

Рецензенты:

доктор медицинских наук, профессор В. М. Черемисин (СПб., Мариинская больница);

доктор технических наук, профессор Р. Е. Быков (Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет)

У19 Увидеть невидимое: Сб. науч. тр. / Под. ред. А. И. Мазурова – СПб.: «Книжный Дом», 2008. – 352 с. ISBN 978-5-94777-167-1

В последние два десятилетия рентгеновская и эндоскопическая аппаратура, построенная по цифровым технологиям, все более прочно входит в повседневную практику лучевых диагностов. Поэтому большое число специалистов, связанных с техникой визуализации изображений, нуждается в ознакомлении с ее современными методами и аппаратурой. Всему этому и служит предлагаемый сборник научных трудов НИПК «Электрон».

Рекомендуется широким кругам ученых, инженеров, лучевых диагностов, работающих в области визуализации невидимых изображений.

ISBN 978-5-94777-167-1

© Авторы, 2008

© ЗАО «НИПК «Электрон», 2008

© Оформление «Книжный Дом», 2008

Содержание

Обращение к читателю	7
Глава I. Общие вопросы рентгентехники	
Медицинская рентгентехника на пороге XXI века. Блинов Н. Н., Мазуров А. И.	13
Пути снижения лучевых нагрузок в рентгенодиагностике. Мазуров А. И.	21
Новые реальности в современной рентгентехнике. Блинов Н. Н., Мазуров А. И.	30
Нерешенные проблемы рентгентехники. Блинов Н. Н., Мазуров А. И.	38
Выбор цифровой аппаратуры для оснащения рентгенологической службы лечебно-профилактических учреждений. Элинсон М. Б., Элинсон А. М., Мазуров А. И. Вейп Ю. А.	47
Современная роль рентгеновской техники в медицинской интроскопии. Блинов Н. Н., Мазуров А. И.	50
Цифровые рентгентелевизионные системы. Элинсон М. Б., Мазуров А. И., Вейп Ю. А.	57
Разрешающая способность систем воспроизведения рентгеновских изображений. Блинов Н. Н., Мазуров А. И.	59
Перспективы развития цифровой рентгентехники. Мазуров А. И.	67
Оптимизация технических средств рентгенологической службы лечебно-профилактических учреждений. Мазуров А.И., Пахарьков Г. Н.	79
Цифровые технологии в рентгентехнике. Вейп Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон М. Б., Элинсон А. М.	86
Эволюция приемников рентгеновских изображений. Мазуров А. И.	89
Особенности микрофокусной рентгенографии в медицинской диагностике. Потрахов Н. Н., Мазуров А. И.	97
Анализ преимуществ цифровых рентгеновских аппаратов перед пленочными. Элинсон М. Б.	101
Цифровые телевизионные камеры для рентгентелевизионных систем. Борисов А. А., Вейп Ю. А., Мазуров А. И.	109

Квантовая эффективность цифровых рентгенотелевизионных камер. Мазуров А. И., Фальк Я. Я.	111
Новые диагностические возможности микрофокусной рентгенографии. Иванов С. А., Потрахов Н. Н., Мазуров А. И.	113
Семинар «Технические средства рентгенологии». Мазуров А.И. .	120
Эффективность и чувствительность цифровых рентгенотелевизионных систем. Элинсон М. Б.	123
Обобщенная квантовая эффективность цифровых рентгеновских аппаратов. Мазуров А. И.	125
Что впереди? Блинов Н. Н., Мазуров А. И.	131
К определению динамического диапазона цифровых рентгеновских приемников. Вейп Ю. А.	140
О двух технологиях построения цифровых приемников рентгеновских изображений. Борисов А. А., Вейп Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон М. Б.	144
Оценка параметров цифровых приемников по равномерно засвеченному рентгеновскими лучами рабочему полю. Мазуров А. И.	152
Зрительная система как конечное звено систем медицинской интроскопии. Мазуров А. И.	156
О национальном проекте «Здоровье» в свете технического перевооружения рентгенологической службы России. Блинов Н. Н., Мазуров А. И.	164
Анализ устойчивости к автоколебаниям на субгармонических частотах импульсных источников тока программируемой формы. Толмачев В.А., Осипов Д.В.	170
Адаптивная система управления программируемого источника тока, построенного на основе транзисторного ШИП. Никитина М. В., Осипов Д. В.	177
Влияние частоты дискретизации на устойчивость цифровой системы автоматического регулирования тока с широтно-импульсным преобразователем. Толмачев В. А., Осипов Д. В.	188
Программный комплекс для анализа устойчивости систем автоматического регулирования тока с широтно-импульсными преобразователями. Осипов Д. В.	198
К анализу особых режимов работы системы управления многомодульного импульсного источника тока с индуктивным фильтром. Толмачев В. А., Осипов Д. В.	208

Алгоритм анализа устойчивости системы автоматического регулирования тока с широтно-импульсным модулятором первого рода. Толмачев В. А., Осипов Д. В.	219
Оценка эффективности работы алгоритмов анализа и компенсации движения в формате МРЕG-2. Шиманский Е. Ю.	228
Сокращение временной избыточности цифровых сигналов в системах вещательного телевидения. Быков Р. Е., Шиманский Е. Ю.	234

Глава II. Усилители рентгеновского изображения

Усилители рентгеновского изображения. Мазуров А. И.	241
Усилители рентгеновского изображения с цифровым выходом. Вейп Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон М. Б.	243
Ряд усилителей рентгеновского изображения серии УРИ-612. Вейп Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон М. Б., Власова М. М.	251

Глава III. Хирургические рентгеновские аппараты

Рентген в операционной. Мазуров А. И.	257
Хирургические рентгеновские аппараты серии РТС-612. Вейп Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон М. Б.	259
Анализ перспектив использования рентгенодиагностического передвижного аппарата типа «С-дуга». Блинов Н. Н., Мазуров А. И.	263

Глава IV. Цифровые аппараты для флюорографии и рентгенографии

Проблемы технического оснащения флюорографической службы. Вейп Ю. А., Мазуров А. И., Ребони В. О.	274
Цифровая камера ЦФК-1 для флюорографии и рентгенографии. Блинов Н. Н. (мл.), Борисов А. А., Вейп Ю. А., Голова-стов С. А., Элинсон М. Б., Мазуров А. И.	282
Цифровой рентгеновский аппарат АРЦ-01-«ОКО». Борисов А. А., Вейп Ю. А., Мазуров А. И., Ребони В. О., Фальк Я.	286
Оптимизация разрешающей способности цифровых флюорографов. Мазуров А. И., Элинсон М. Б.	293

Оснащение флюорографической службы цифровыми рентгеновскими аппаратами ФЦ-01 «Электрон». Ребони В. О., Вейп Ю. А.	298
Рентгеновский аппарат АРЦ-01-«ОКО» для цифровой рентгенографии. Борисов А. А., Вейп Ю. А., Ребони В. О., Элинсон М. Б., Фальк Я. Я.	300
Сравнительный анализ технологий построения цифровых детекторов рентгеновских изображений. Вейп Ю. А., Мазуров А. И.	303

Глава V. Рентгенодиагностические комплексы

Комплексы рентгенодиагностические телеуправляемые КРТ-«Электрон». Вейп Ю. А., Мазуров А. И., Семенов А. В.	313
---	-----

Глава VI. Эндоскопическая техника

Комплексы для хирургии и диагностики с помощью жестких и гибких эндоскопов. Кузнецов А. В., Мазуров А. И.	318
Осветители ксеноновые эндоскопические. Огурцовский Ю. Г., Кузнецов А. В.	319
Видеосистемы для эндоскопии. Кузьмин-Крутецкий М. И., Мазуров А. И., Элинсон М. Б.	323
Эндоскопические видеокамеры серий ЭВК-103 и ЭВК-1031Ц. Кузнецов А. В., Чернов С. В.	332
Эндоскопическая видеоинформационная система ЭВИС – «Электрон». Беседина Н. К., Кузнецов А. В.	335
Воспроизведение цветных изображений в медицинских видеосистемах. Емельянов О. В., Мазуров А. И.	339

Приложение

Список диссертаций сотрудников ЗАО «НИПК «Электрон»....	348
---	-----

Уважаемые читатели!

Настоящий сборник посвящен 20-летию научно-исследовательской производственной компании «Электрон», в который вошли публикации сотрудников компании, посвященные вопросам теоретической и практической рентгентехники. В «НИПК «Электрон» разработано и освоено серийное производство различных моделей медицинской техники. За время своего существования компания превратилась в ведущего производителя – поставщика цифровых рентгеновских аппаратов для российских медицинских учреждений, а с конца 90-х годов XX века начала осуществлять поставку оборудования за рубеж. В компании трудятся 12 кандидатов технических наук и десятки высококвалифицированных инженеров.

Структура сборника отражает основные направления работок и исследований НИПК «Электрон». За время своего существования и становления компания из кооператива, в котором работало несколько инженеров, превратилась в крупное и современное научно-производственное предприятие. В период становления предприятия в области рентгеновской техники произошел переход от пленочных технологий визуализации рентгеновских изображений к новым принципам, основанным на цифровой технике регистрации, обработки сигналов и формирования изображений. Публикации, включенные в сборник, показывают, что, начиная с первых разработок, компания выбрала верный путь и стала эффективно использовать одно из достоинств перехода на цифровые технологии – разделение и оптимизирование независимых функций детектирования, обработки сигналов, хранения и визуализации.

Коллектив компании успешно освоил цифровые технологии визуализации невидимых изображений, разработал ряд новых принципов преобразования сигналов, направленных на повышение эффективности анализа, обработки и дешифрируемости изображений исследуемых объектов. Совместно с медицинскими работниками созданы соответствующие методики диагностических исследований. В статьях, рассматриваются актуальные проблемы, возникающие при создании и совершенствовании рентгеновской техники. Эти вопросы представляют большой интерес для всех, кто интересуется состоянием и принципами построения современных высокотехнологичных аппаратов медицинской интроскопии.

Подходы к проектированию устройств визуализации и обработки изображений обычно базируются на сочетании научно-теоретических и интуитивных представлений, а также последующей экспериментальной проверке. Как видно из ряда представленных в сборнике статей, многие проблемы в процессе проектирования аппаратов прошли серьезную теоретическую проработку. К ним можно отнести исследования, посвященные изучению влияния рассеянного рентгеновского излучения на качество формируемого изображения, а также количественное определение степени влияния отсеивающего раstra на входное отношение сигнал/шум и на чувствительность системы. Эти исследования показывают, что растр, отсеивающий вторичное излучение, в ряде случаев необходимо выбирать не по критерию увеличения контраста, а по критерию максимизации отношения сигнал/шум. К числу важных теоретических выводов следует отнести результаты анализа эффективности преобразования цифрового сигнала изображения и шумов в многозвенной телевизионной системе, обоснование выбора структуры приемника рентгеновского изображения и выбор методов цифрового преобразования видеосигналов. В публикациях прослеживается идея, что с появлением цифровых технологий многие разделы классической рентгенотехники потребовали научного пересмотра и развития. Примером могут служить исследования по формированию рентгеновского изображения непосредственно на входе визуализирующей системы.

Полученные теоретические и экспериментальные результаты явились основой для количественной оценки эффективности рентгенотелевизионных систем в процессе их проектирования и базой для дальнейшего развития рентгенотехники.

Существенный вклад в развитие малодозовой цифровой рентгенотелевизионной аппаратуры вносят работы по ее алгоритмическому и программному обеспечению. Основные результаты этих исследований нашли отражение в настоящем сборнике.

В сборнике достаточно полно отражены данные об инженерных разработках предприятия. На основе этих работ создан и налажен серийный выпуск таких изделий, как усилитель рентгеновских изображений «УРИ-612», цифровой малодозовый флюорограф «ФЦ-Электрон», передвижные хирургические рентгенодиагностические установки «РТС-612», цифровые рентгенографические системы, телеуправляемые рентгенографические комплексы и ряд других изделий, многие из которых выпускаются и поставляются в медицинские учреждения сотнями экземпляров.

Залогом дальнейших успехов коллектива компании являются прочные деловые контакты, установившиеся в процессе проектирования и реализации продукции между НИПК «Электрон» и многими медицинскими центрами России, а также ведущими зарубежными фирмами. Компания принимает активное участие в крупных международных конференциях и выставках медицинской техники.

Девиз научно-исследовательской производственной компании «Электрон» – «УВИДЕТЬ НЕВИДИМОЕ» – нашел яркое отражение в статьях сборника и, несомненно, привлечет внимание читателей.

Р. Е. Быков, профессор
Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет
им. В. И. Ульянова (Ленина) «ЛЭТИ»

Уважаемые читатели!

Сборник трудов Научно-исследовательской производственной компании «Электрон» не совсем обычная книга. Это не собранные воедино этапные работы научной конференции или симпозиума, отражающие последние достижения науки, а сплав 20-летнего опыта коллектива единомышленников, прошедших трудный, но увлекательный путь от конструирования отдельных комплектующих и узлов до создания современных конкурентоспособных рентгенодиагностических установок, многоцелевого назначения.

В представленных трудах легко проследить историю становления, развития и совершенствования научной мысли, поиска оптимальных решений при конструировании рентгенохирургических установок с аналоговым и цифровым принципом получения изображения, цифровых флюорографов, телеуправляемых рентгеновских комплексов, специализированных диагностических аппаратов, предназначенных для использования в чрезвычайных ситуациях, в том числе в военно-полевых условиях. Последние, сконструированы и размещены в составе специализированных подвижных модулей, в которых развертываются силы и средства оказания неотложной медицинской помощи с использованием рентгенодиагностической аппаратуры. Для этого НИПК «Электрон» активно сотрудничала и продолжает сотрудничество с научно-техническим комитетом Главного Военно-медицинского управления МО РФ. Такое сотрудничество стало возможным, благодаря системному подходу к решению проблем в компании, основанному на научных разработках и вере в ее высокий научно-технический потенциал.

Хронология научного поиска отчетливо прослеживается в сборнике трудов и свидетельствует о том, что разработки компании всегда шли в ногу с мировыми тенденциями в рентгеноаппаратостроении, в полной мере отвечая запросам практической медицины и огромного отряда рентгенологов, хирургов, кардиологов, нейрохирургов, травматологов, интервенционных хирургов. В частности, от первых образцов рентгенооптических преобразователей, которые производились в нашей стране, компания сделала конструктивный шаг в сторону разработки собственного электроннооптического усилителя и стала общепризнанным лидером в их производстве. НИПК «Электрон» сравнительно быстро перешла к конструированию, и производству на их основе рентгенохирургических аппаратов с С-дугой. Востребованные вначале военными врачами и травматологами, сегодня эти аппараты стали

незаменимы при обследовании больных с патологией желчевыводящих путей и используются при выполнении эндоскопической ретроградной холангиопанкреатографии, постановке пищеводных, трахеальных, желудочных и кишечных стентов. Разработка высококачественных мобильных, достаточно мощных аппаратов серии РТС, оснащенных компьютерной записью видео информации о быстропротекающих процессах, явилось стимулирующим фактором развития инновационных рентгенохирургических технологий – целого направления в малоинвазивной хирургии, сделало эти операции более доступными и способствует их широкому внедрению в практическое здравоохранение. Чувствуя пульс развития современных технологий, НИПК «Электрон» разработал цифровой флюорограф, в конструировании которого применил уникальные расчеты оптики. Научно-техническое обоснование нового флюорографа выполнено учеными НИПК Электрон, и прежде всего его научным руководителем – Анатолием Ивановичем Мазуровым, работы которого широко представлены в сборнике трудов. Являясь генератором научно-конструкторских идей и наставником творческой молодежи, он способствовал тому, что на НИПК «Электрон» сформировался костяк ученых, возглавляемый генеральным директором компании Михаилом Борисовичем Элинсоном. Разработки и труды их нашли отражение в настоящем сборнике, часть из них оформлены в виде диссертационных исследований.

Изготовление флюорографической установки по техническим проектам специалистов компании позволило сделать качественный шаг вперед в конструировании статических цифровых систем. Длительное время компания благодаря используемой оптике и матрице была ведущим производителем аппаратов с самой высокой разрешающей способностью изображения. На основе модуля цифровой регистрации изображения при флюорографии научные разработки компании пошли по пути создания семейства цифровых рентгенографических аппаратов, которые могут использоваться взамен устаревших аналоговых установок на два рабочих места.

В трудах компании прослеживается также комплексный подход в решении проблем оснащения рентгенологических отделений крупных лечебных учреждений. Он выражается в стандартной комплектации цифровой техники двумя автоматизированными рабочими местами, а при наличии нескольких цифровых установок объединении их путем сетевого решения, с созданием электронного архива на основе включения в сеть сервера и других элементов сети. Реализация научных разработок компании получила практи-

ческое воплощение в ряде лечебных учреждений страны и Санкт-Петербурга, в частности в Николаевской и Мариинской больницах. В компании в полной мере реализуется принцип «Наука — практике». Это стало возможным благодаря работе компании на современном уровне, в том числе с использованием международного стандарта цифровой коммуникации в медицине DICOM. Разработки компании, представленные в трудах, известны не только в нашей стране, но и за рубежом, в том числе в Китае, Японии, Германии, где ее техника успешно эксплуатируется.

Творчество и наука помогают ученым, конструкторам, инженерно-техническому составу компании, являющимися авторами настоящих трудов в содружестве с врачами, исследователями, профессорами Санкт-Петербургских вузов реализовать основной лозунг компании «Увидеть невидимое».

В. М. Черемисин,

Президент Санкт-Петербургского радиологического общества,
заведующий отделом лучевой диагностики Мариинской больницы,
заведующий курсом лучевой диагностики и лучевой терапии
медицинского факультета Санкт-Петербургского
государственного университета,
профессор, доктор медицинских наук

Николай Николаевич Блинов
ВНИИИМТ, Москва

Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

**МЕДИЦИНСКАЯ РЕНТГЕНОТЕХНИКА
НА ПОРОГЕ XXI ВЕКА**

Вместе с окончанием XX века заканчивается эра классической медицинской рентгенотехники.

Постепенно уходят в прошлое:

1. Три рабочих места рентгенолога для рутинной рентгенологии. Поворотный стол-штатив для рентгеноскопии и прицельных снимков, вертикальная стойка снимков и стол снимков, оснащенный приставкой для продольной томографии, заменяются телеуправляемыми и полипозиционными столами, выполняющими функции всех трех рабочих мест.

2. Традиционные рентгеновские питающие устройства, выпрямляющие повышенное с помощью трансформаторов напряжение сети. Им на смену приходят более экономичные, малогабаритные генераторы, выпрямляющие преобразованные напряжения с частотой от нескольких до 150 кГц, что позволяет формировать постоянное высокое напряжение на рентгеновской трубке с малыми пульсациями.

3. Таблицы экспозиций со сложной «автоматикой по органам». Многократное расширение динамического диапазона цифровых детекторов позволит значительно упростить выбор режимов рентгенологического исследования.

4. Экран для просвечивания и пленка для рентгенографии. Эти приемники рентгеновских изображений, господствовавшие в рентгенотехнике целое столетие, повсеместно заменяются твердотельными усилителями и преобразователями рентгеновских изображений (УРИ) и беспленочными приемниками получения цифровых рентгенограмм.

После массовой замены пленочной рентгенографии на цифровую практически погибнет индустрия, выпускающая рентгеновские пленки, проявочные машины, усиливающие экраны, негатоскопы, сушильные шкафы и ряд другой техники, сопутствующей пленочной рентгенографии.

Этот уход в прошлое традиционной рентгентехники и появление новых технических средств происходят на наших глазах. Революционное появление рентгеновской компьютерной томографии в 70–80-х годах этого столетия создало мощные предпосылки для широкого внедрения компьютерных технологий в рентгеновскую диагностику. В промышленно развитых странах доступность высококвалифицированного рентгенологического обследования воспринимается как нормальная составляющая жизни. Однако в мировом масштабе – это роскошь. Около половины населения мира в настоящее время живет в условиях отсутствия рентгенологических служб. Поэтому говорить о быстром отмирании существующей рентгентехники преждевременно. Учитывая дороговизну новой техники, замена существующих технических средств на прогрессивные будет происходить не революционным, а эволюционным путем в течение нескольких десятилетий.

Для высокоразвитых стран анализ отношения эффективность:стоимость показывает целесообразность использования высокотехнологических методик, в то время как для 3/4 населения мира существует другая проблема – как получить минимально необходимое рентгеновское обследование (обычные рентгеновские снимки).

Великий немецкий поэт Г. Гейне как-то сказал: «Каждый век, приобретая новые идеи, приобретает новые глаза». Грядущий век от века уходящего в области технических средств для рентгенологии приобретает две основополагающие идеи:

- неизбежность перехода на цифровые технологии;
- подход к рентгенодиагностическому аппарату как к единой системе преобразования информации.

В свете этих идей попробуем дать некоторые прогнозы на «новые рентгеновские глаза» в XXI веке.

Учитывая вредное влияние рентгеновского излучения на организм человека, первое, что необходимо сделать, это оценить дальнейшие возможности снижения лучевых нагрузок.

Потенциальные возможности снижения лучевых нагрузок по сравнению с существующей аппаратурой можно определить, анализируя соотношение для дозы, которая требуется на входе приемника для получения изображения заданного качества:

$$P = \frac{2\Psi_n^2(1+\beta)}{AsK^2\eta}, \quad (1)$$

где Ψ_n – пороговое соотношение сигнал:шум; β – коэффициент, равный отношению интенсивности рассеянного излучения к интенсивности излучения, не изменившего направление при прохождении через пациента (так называемый фактор накопления); A – пересчетный коэффициент, квант/мм²/мкР; s – площадь детали; K – контраст детали; η – квантовая эффективность системы.

Как видно из соотношения (1), дозу на входе приемника можно приблизить к теоретическому пределу, если полностью отфильтровать рассеянное излучение ($\beta = 0$) и применить приемник с квантовой эффективностью $\eta = 1$, т. е. теоретический предел снижения дозы составляет $\frac{1+\beta}{\eta}$ раз. Например, по сравнению с систе-

мой с квантовой эффективностью $\eta = 0,5$ и $\beta = 4$ имеется потенциальная возможность снизить мощность дозы в 10 раз.

Главный резерв в снижении дозы на входе приемника заключается в подавлении вторичного излучения. Отсеивающие растры не могут решить эту проблему полностью, так как с уменьшением прозрачности растра для вторичного излучения падает также прозрачность растра для полезного излучения (первичного пучка).

Возможные пути решения этой проблемы заключаются в сканировании просвечиваемого объекта узким рентгеновским пучком (линейный веерный луч, одноэлементный бегущий луч), а также в построении приемников, которые работают в режиме счета фотонов, когда появляется возможность сортировать отклики приемника на полезные и паразитные, используя разницу в энергиях первичных и вторичных квантов, что достаточно проблематично при использовании тормозного спектра излучения. С этой целью интересно также исследовать возможность цифровой обработки сигнала изображения [2].

Другой путь снижения лучевой нагрузки на пациента заключается в увеличении жесткости излучения, при котором экспозиционная доза за пациентом меньше входной в 30–60 раз, что соответствует эффективному коэффициенту линейного ослабления:

$$a_\lambda = \frac{3,5 - 4}{X}, \quad (2)$$

где X – толщина пациента. В то же время для системы с квантовой эффективностью $\eta = 1$ и с подавленным рассеянным излучением ($\beta = 0$) оптимальной жесткости соответствует

$$a_x = \frac{2}{X}. \quad (3)$$

Таким образом, при приближении квантовой эффективности приемника к единице и полном подавлении рассеянного излучения мощность дозы на входе пациента (при сохранении неизменной мощности дозы на входе приемника) теоретически можно будет уменьшить от 6 до 7 раз. Обменные операции между пространственной, временной и градационной разрешающими способностями, которые можно реализовать на цифровых снимках, исходя из вида исследования, позволяют в ряде случаев еще сократить экспозиционную дозу на приемнике. Следовательно, вывод о том, что в последние годы практически достигнут принципиальный предел снижения дозы, следует относить только к приемникам с квантовой эффективностью более 0,8 и его не следует распространять на всю рентгеновскую систему. Для систем XXI века еще существует принципиальная возможность снизить дозу по крайней мере в несколько раз.

В течение почти всего XX века рентгеновская диагностика базировалась на рентгеновских экранах и пленках. Сейчас эти традиционные приемники рентгеновских изображений уходят в прошлое; люминесцентные экраны — из-за очень низкой квантовой эффективности системы экран-глаз ($\eta \approx 0,025$) и как следствие низкой контрастной чувствительности и разрешающей способности. По этим причинам в развитых странах рентгеноскопия с использованием экранов запрещена законом, и они повсеместно заменены УРИ. В России такая замена технически также подготовлена.

В России выпускается серийно для первого рабочего места рентгенодиагностических комплексов серия усилителей типа УРИ-612-«ОКО» с рабочими полями 220, 290 и 360 мм [4].

Фотопленка в сочетании с усиливающими экранами в течение целого столетия играла доминирующую роль в медицинской рентгенотехнике. Но она неизбежно уйдет в прошлое не только из-за дефицита и дороговизны серебра. В XXI столетии цифровые приемники заменят ее по целому ряду причин. Уже у современных цифровых приемников квантовая эффективность в несколько раз больше (0,5–0,8 против 0,2). Динамический диапазон пленок хоть и превышает в несколько раз диапазон телевизионных передающих трубок — видиконов и плумбиконов, однако существенно ограничивает возможности исследования медицинских сюжетов. Поскольку динамический диапазон в цифровых системах в несколько раз выше пленочного, в цифровых изображениях почти все промахи неправильного экспонирования могут быть исправлены обра-

боткой изображения. Необходимость в фотолaborатории с сопутствующим ей оборудованием и расходными материалами и пожаробезопасном помещении для хранения пленок дополняет недостатки традиционной рентгенотехники. Широкое распространение пленки было обусловлено ее высокой разрешающей способностью и относительно невысокой стоимостью. Но по мере развития цифрового рентгенотелевидения ее роль в диагностическом процессе неизбежно ослабевает.

Ссылка на необходимость иметь высококачественную твердую копию также скоро станет малоубедительной, поскольку развитие цифровых архивов и информационных сетей позволит автоматически вызвать из архива любой снимок и воспроизвести его на высококачественном мониторе.

Таким образом, пленка утрачивает функции «эталона». Уже сейчас есть системы, по качеству изображения превышающие снимки на пленку с усиливающими экранами, но они доступны только элитным клиникам.

Три главных фактора — низкая производительность, трудоемкость и экологически нечистая технология сыграют свою роль и со временем пленка будет полностью вытеснена цифровыми системами преобразования изображений. Это УРИ с большими рабочими полями и телевизионными системами высокого разрешения на ПЗС-матрицах, экраны с памятью, видеоинформация с которых снимается с помощью лазерного луча, и, прежде всего плоские цифровые панели (solid state silicon panels). Они имеют более высокие квантовую эффективность (0,4–0,8) и динамический диапазон (более 1000) при сравнимой с пленкой разрешающей способностью (более $2,5 \text{ мм}^{-1}$) [6].

Плоские панели имеют ряд преимуществ перед УРИ на рентгеновских электронно-оптических преобразователях (РЭОП). На них совершенно не воздействует магнитное поле, создающее в РЭОП геометрические искажения. Очень большой динамический диапазон плоских панелей означает, что не может быть недоэкспонирования или переэкспонирования, т. е. изображение практически будет содержать информацию обо всех элементах изображения как в «черном», так и в «белом». Отпадает необходимость в дорогостоящей оптике и высоковольтном блоке питания (25–30 кВ), они имеют меньшие габариты и массу, срок службы существенно выше.

У РЭОП толстое переднее стекло уменьшает квантовую эффективность и снижает контраст изображения.

Уже создан целый ряд плоских двухмерных детекторов: PIXIM 4600 фирмы «Trixell» [7], MX 1024 фирмы «EG&G Amorphous Silicon» [6] и др. Основанная на аморфном кремнии рентгеновская визуа-

лизация уже показала значительное улучшение качества изображения по сравнению с пленкой [6].

В России в последние 2 года создан ряд сканирующих цифровых рентгенографических систем, использующих линейки твердотельных или газовых (ксеноновых) детекторов [1, 3, 5].

Стоимость, технология и обеспечение устойчивой повторяемости свойств являются последними барьерами на пути продвижения этих изделий на массовый рынок.

Прслеживается тенденция замены рентгеновских кабинетов с традиционными тремя рабочими местами на рентгеновские кабинеты с телеуправляемыми и полипозиционными столами с цифровыми приемниками, выполняющими функции всех трех рабочих мест. Сочетание трех рабочих мест в одном обеспечивает большую экономичность и эксплуатационную гибкость. Эта тенденция получит развитие после разработки плоских цифровых приемников, позволяющих снимать информацию в режиме, как рентгенографии, так и рентгеноскопии. Сейчас такие полипозиционные столы оборудуются цифровыми преобразователями с большими рабочими полями усилителей рентгеновских изображений. Однако их пространственная разрешающая способность не во всех случаях применения является достаточной.

Наряду с универсальными многофункциональными рентгеновскими аппаратами все шире начинают применяться узкоспециализированные цифровые системы (маммографические, зубные, костные), которые оптимизированы под решение конкретных задач. Эта тенденция будет развиваться и дальше.

Медицинская рентгеновская техника получает все большее распространение не только как средство диагностики, но и как средство рентгеновского контроля при проведении терапевтических и хирургических процедур (интервенционная рентгенология, литотрипсия, лапаротомия и внутрисосудистая хирургия под рентгеновским контролем).

Современные достижения медицины существенно расширяют диапазон применения рентгеноскопии, которая ранее использовалась главным образом для функциональных исследований.

Эти новые направления медицины развиваются по экспоненциальной зависимости; в таких же темпах развивается рентгеновская техника для их реализации. Во всем мире с этой целью используются рентгеновские аппараты с многопозиционными арочными (так называемыми «C-arm») штативами, оборудованные УРИ с цифровой памятью. Хирургические рентгеновские аппараты этого класса выпускаются более чем 10 зарубежными фирмами («Phillips», «Siemens» и др.). В России многопрофильный хирурги-

ческий рентгеновский аппарат типа РТС-612 выпускает «НИПК «Электрон» [5]. Этот аппарат широко применяется в клинической практике на тех рабочих местах, где осуществляются инструментальное вмешательство, позиционирование и хирургия под рентгеновским контролем.

Хорошо известно, что любое теневое рентгеновское изображение содержит информацию о всех органах, пронизываемых первичным пучком, и плохо согласовано со свойствами зрительного анализатора. Поэтому после преобразования изображения в видеосигнал появляется возможность его обработки по трем направлениям. Это коррекция аппаратурных искажений; препарирование, связанное с выделением интересующих рентгенолога областей и подавлением несущественных для данного исследования структур; и, наконец, согласование наблюдаемого рентгенологом изображения (по яркости, контрасту, детальности, динамическому диапазону и т. д.) с возможностями зрительного анализатора. Например, пространственно-частотный спектр просвечиваемых структур на мониторе должен соответствовать полосе пропускания зрительного анализатора, а увеличение изображения не должно превышать размера, при котором элемент (пиксел) изображения виден под углом более 3'. Наибольший потенциал в этом отношении несут цифровые методы. Их значение для получения высокоинформативных изображений не только до конца не исследовано, но даже не в полной мере осознано. Цифровая обработка таит в себе возможности не только коррекции, препарирования и согласования со зрительным анализатором изображения, но и позволяет восстанавливать из разноракурсных проекций объемные изображения исследуемых органов и систем организма. Непреодолимым пока барьером на этом пути стоит проблема «затенения», что существенно снижает диагностическую ценность «объемных» (многокурсовых) изображений, получаемых в настоящее время. Проблема успешно решается методами компьютерной томографии, рассмотрение которой выходит за рамки настоящей работы. Следует сказать лишь, что ее развитие в XXI веке будет продолжаться весьма интенсивно. Появление плоских цифровых детекторов существенно изменит конструкцию таких систем.

Появилась и широко развивается новая индустрия рентгенологических средств, связанная с объединением рентгеновской аппаратуры в информационные сети с цифровыми архивами. Как и другая техника для лучевой диагностики, рентгеновская аппаратура должна использовать единые международные стандарты обмена данными, что содействует созданию единого информационного пространства и единой базы данных диагностической информации лечебно-профилактических учреждений.

На этом пути необходимо решить следующие задачи:

- оснастить рентгеновскую аппаратуру цифровым интерфейсом;
- обеспечить совместимость форматов изображений и операционных систем;
- разработать различные беспроводные технологии передачи рентгеновских изображений на большие расстояния.

В настоящее время широко развивается телерентгенология, при этом число телемедицинских проектов для рентгенологии превышает 20% от общего числа проектов.

Попытка прогнозирования неизбежно связана с риском ошибки. Авторы, занимающиеся медицинской рентгенотехникой около 40 лет, берут на себя смелость на некоторый полет фантазии, который в ряде случаев, может быть, носит научно-фантастический характер. Вот наши прогнозы:

1. Произойдет интеграция рентгеновской техники в единую систему лучевой диагностики, обеспечивающей совмещение изображений и единый архив.

2. Отпадет необходимость в физическом транспорте снимков, твердая копия (рентгенограмма) уйдет в прошлое. Проблемы расходов на пленку, фотолаборатории, хранилища пленок должны исчезнуть. Большие массивы рентгеновских изображений будут храниться в роботизированных архивно-библиотечных системах стандартизированного формата. Сейчас снимки и выводимые на экраны изображения сосуществуют с явным количественным превосходством первых. В случае полностью разработанных систем архивирования изображений и связи (PACS) диагностика будет проводиться по изображениям на экранах, а не по снимкам и твердым копиям.

3. Получат широкое распространение экспертные системы и системы автоматического отбора патологий с помощью компьютера.

4. Рентгенологи будут ставить диагноз на рабочих станциях с техникой быстрого просмотра и возможностями количественных оценок.

5. Сканирование во многих рентгенотелевизионных системах будет перенесено в область формирования рентгеновского изображения. Это самый эффективный путь борьбы с рассеянным излучением. В приемнике это сканирование будет сочетаться со счетом фотонов.

6. Будет полностью освоена цифровая технология диагностики технического состояния рентгенотехники и управления режимами работы аппаратуры.

7. Цифровые плоские детекторы заменят УРИ с РЭОП.

8. Будут решены некоторые задачи диагностики с применением монохроматического рентгеновского излучения с вытекающими возможностями количественного анализа плотностей, элементного состава и т. п.

Таким образом, на пороге XXI века развитие рентгенотехники следует рассматривать не как конечную веху эволюции, а как переход ее на качественно новый уровень, подготовленный новейшими технологиями в области рентгеновского аппаратостроения, цифрового телевидения и компьютерной техники. Медицинская рентгенотехника еще очень далека от потенциально достижимого предела, и спустя столетие с момента своего появления фактически находится в начале пути цифрового рентгенотелевидения.

Литература

1. Бердяков Г. И., Кокуев А. Н., Ртищева Г. М. // Мед. техника. – 1998. – № 5. – С. 15–18.
2. Блинов Н. Н., Мазуров А. И. // Мед. техника. – № 6. – С. 3–5.
3. Блинов Н. Н., Варшавский Ю. В., Зеликман М. И. // Компьютер. технол. в мед. – 1998. – № 3. – С. 19–22.
4. Вейн Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон М. Б. // Мед. техника. – 1998. – № 6. – С. 8–10.
5. Там же. С. 10–13.
6. Материал фирмы GE Amorphous Silicon.
7. Flat-panel X-ray Detector for radiography. Pixium 4600. Материал фирмы TRIXELL

MEDICAL X-RAY EQUIPMENT ON THE EVE OF THE 21ST CENTURY

N. N. Blinov, A. I. Mazurov

Summary. The authors, specialists in medical X-ray engineering, have been engaged in it for about 40 years, forecast that this medical engineering field will be under development and regard its development as transition to a qualitative new level prepared by latest technologies in X-ray apparatus making, digital television, and computed technology rather than an ultimate landmark of evolution.

// Медицинская техника. – 1999. – № 5. – С. 3–6.

Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ПУТИ СНИЖЕНИЯ ЛУЧЕВЫХ НАГРУЗОК В РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКЕ

Общеизвестно вредное воздействие рентгеновского излучения на организм человека. Оно является причиной гибели клеток, появления раковых клеток и повреждения генетического аппарата.

Однако человечество не отказалось от использования рентгеновского излучения в диагностических целях, так как вред, наносимый исследованиями, неизмеримо меньше той пользы, которую приносит рентгенодиагностика. В настоящее время на долю рентгенодиагностики приходится не менее 50% от всех методов интроскопических исследований организма человека. Для сведения риска, связанного с рентгенологическими исследованиями, к минимуму принимаются все возможные меры для снижения лучевых нагрузок на пациента и обслуживающий персонал. Совершенствование с этой целью классической рентгентехники, которая основана на аналоговых технологиях (рентгеновской пленке и аналоговых усилителях рентгеновских изображений) близко к теоретическому пределу [1].

С внедрением в рентгенологическую практику цифровых технологий [2, 3] появились новые возможности уменьшения лучевых нагрузок. Эти возможности связаны с более высокими квантовой эффективностью и динамическим диапазоном, автоматическим микропроцессорным управлением всеми звеньями цифровой системы формирования и визуализации рентгеновского изображения, а также с цифровым запоминанием и обработкой сигнала изображения.

Проанализируем возможности снижения облучения, связанные с каждым функциональным узлом цифрового рентгеновского аппарата (рис. 1) в отдельности.

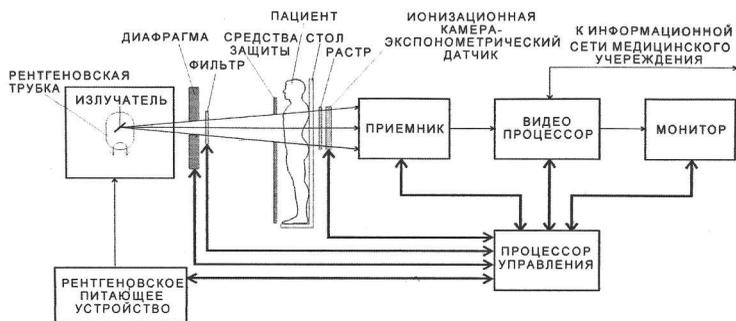


Рис. 1. Функциональная схема цифрового рентгеновского аппарата

Анализ будем проводить, используя соотношения, которые определяют экспозиционную дозу на входе водного фантома в зависимости от его толщины и параметров аппарата для случая обна-

ружения малоконтрастной детали при цифровой рентгенографии (один снимок) и рентгеноскопии (непрерывное просвечивание). Для случая рентгенографии соотношение имеет вид:

$$D_a = \frac{2\Psi_n^2(1+\delta)}{A\Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z^2 a_{\text{эф}}^2 \cdot \eta} e^{a_{\text{эф}}z} \quad (1)$$

Здесь D_r – доза на входе фантома (мкР) за время снимка, Ψ_n – пороговое отношение сигнал/шум, определяющее вероятность обнаружения малоконтрастной детали; δ – отношение величины вторичного (рассеянного) излучения к первичному (проходящему через фантом без отклонения) в плоскости приемника изображения; A – пересчетный коэффициент, зависящий от энергетического спектра рентгеновских квантов (например, для монохроматического излучения со слоем половинного ослабления 7 мм Al $A = 200$ квант/мм²/мкР); Δx , Δy , Δz – ширина, высота и толщина обнаруживаемой детали соответственно; $a_{\text{эф}}$ – эффективный линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения в воде; η – квантовая эффективность приемника изображения; e – основание натурального логарифма; z – толщина фантома.

Для случая рентгеноскопии доза увеличится на произведение числа информативных кадров n в секунду и время просвечивания t :

$$D_c = D_r \cdot n \cdot t. \quad (2)$$

Радиационный эффект определяется произведением дозы на облучаемую площадь объекта S .

$$\Theta = D \cdot S. \quad (3)$$

Как видно из соотношений (1), (2) и (3) для снижения лучевой нагрузки имеются следующие пути.

1. Подавление рассеянного излучения.

Если полностью исключить в изображении рассеянное излучение, то доза уменьшится в $(1 + \delta)$ раз. Известно, что при просвечивании рентгеновским пучком одновременно всей площади исследуемого органа рассеянное излучение в зависимости от жесткости рентгеновского излучения, площади и толщины объекта может от двух до десяти раз превосходить полезное излучение, формирующее изображение [4]. Поэтому в цифровой рентгенотехнике подавление рассеянного излучения является одной из основных задач. Наиболее радикальным способом подавления рассеянного излучения является просвечивание объекта бегущим рентгеновским пучком, позволяющим уменьшить δ до теоретического предела ($\delta = 0$). Однако до настоящего времени этот принцип построе-

ния цифровых рентгеновских аппаратов не нашел практического применения из-за трудностей, связанных с формированием самого бегущего рентгеновского луча [1]. Разработаны рентгеновские аппараты, которые просвечивают объект тонким веерообразным рентгеновским пучком, который механически сканируется по кадру изображения. В этом случае рассеянное излучение снижается во столько раз, во сколько площадь «веера» меньше всей сканируемой площади объекта. Этот класс аппаратов находит ограниченное применение из-за ряда технологических трудностей (низка пространственная разрешающая способность линеек детекторов, большое время сканирования, пониженная надежность из-за необходимости перемещения ряда функциональных узлов и др.) Эти трудности не носят принципиального характера и в будущем могут быть преодолены.

Наиболее широкое распространение для борьбы с рассеянным излучением получили свинцовые растры. Их устанавливают за объектом перед приемником изображения. При установке растра перед приемниками с использованием пленки дозу на снимок приходится не уменьшать, а увеличивать. Дело в том, что пленка имеет узкий динамический диапазон. Рассеянное излучение занимает часть этого диапазона, увеличивая плотность проявленной пленки и создавая паразитный фон, который сильно снижает контраст изображения. Растр, подавляя главным образом рассеянное излучение, увеличивает контраст, но при этом, для сохранения оптимального почернения, доза на входе растра должна быть увеличена в $1/T_t$ раз. Здесь параметр T_t определяет прозрачность растра для общего потока рентгеновского излучения. Он равен отношению суммарной интенсивности излучения на приемнике при наличии растра к суммарной интенсивности излучения без растра. Цифровые системы имеют, как правило, очень широкий динамический диапазон. Поэтому для них уровень экспозиции не так критичен, как для пленки. Этот уровень должен быть достаточен для того, чтобы собственные шумы приемника не оказывали существенного влияния на качество изображения. Рассеянное же излучение вносит в систему шум непосредственно на входе приемника, существенно снижая отношение сигнал/шум в изображении. Поэтому в цифровых системах роль растра, который подавляет рассеянное излучение, сводится к повышению отношения сигнал/шум на входе приемника, что весьма существенно. За растром отношение вторичного излучения к первичному уменьшается в Σ раз, где Σ – избирательность растра, равная отношению прозрачности растра для первичного рентгеновского излучения к прозрачности растра для рассеянного излучения. Следовательно, в цифровых системах растр

необходимо выбирать по максимальной избирательности, что позволит на столько же раз снизить дозу, если собственные шумы приемника пренебрежимо малы. Отметим, что в правильно сконструированных цифровых приемниках это условие выполняется.

2. Увеличение квантовой эффективности приемников изображения.

Как следует из соотношения (1) дозовая нагрузка на пациента обратно пропорциональна квантовой эффективности приемника изображения. В аналоговых усилителях рентгеновского изображения (УРИ) уже достигли квантовой эффективности $\eta = 0,65$, т. е. 65% от теоретического предела, который равен 1. Но в пленочной рентгенографии, на долю которой приходится более 90% всех рентгенологических исследований, даже при использовании самых эффективных усиливающих экранов квантовая эффективность вряд ли может превысить 0,3, что обусловлено низкой квантовой эффективностью пленки (среднее значение равно 0,01) [3]. Цифровые приемники, производимые разными фирмами, имеют квантовую эффективность от 0,1 до 0,7. Но здесь не существует принципиальных ограничений на увеличение η до величин близких к теоретическому пределу. Таким образом, по мере увеличения квантовой эффективности цифровых приемников будут снижаться лучевые нагрузки на пациента и, как следствие, на обслуживающий персонал.

3. Оптимизация качества рентгеновского излучения.

Правильный выбор качества, т. е. жесткости или эффективной длины волны рентгеновского излучения существенно влияет как на информативность изображения, так и на экспозиционную дозу. В соответствии с (1) качество рентгеновского излучения характеризуется линейный коэффициент ослабления $a_{эф}$. Из соотношения (1) можно выделить множитель, который является функцией $a_{эф}$:

$$B = \frac{\exp^{a_{эф}z}}{(\Delta z a_{эф})^2} \cdot \quad (4)$$

Как видно из формулы (4) для каждой толщины объекта существует эффективный линейный коэффициент ослабления, при котором экспозиционная доза минимальна. Если предположить, что деталь толщиной Δz должна обнаруживаться на любой толщине объекта в пределах от 0 до z с одинаковой вероятностью, то формулу (4) можно переписать используя соотношение о числе воспроизводимых градаций толщины объекта $m = z/\Delta z$:

$$B = \frac{\exp^{a_{эф}z}}{(z a_{эф})^2} \cdot m^2 \cdot \quad (5)$$

Беря производную функции (5) и приравнявая ее к 0, получим, что минимум функции (5) существует при $a_{эф} = 2/z$.

К тому же выводу можно придти, определив максимум отношения сигнал/шум на обнаруживаемой детали толщиной Δz при максимальной толщине объекта Z [1]. Таким образом, оптимальным является излучение с линейным коэффициентом ослабления $a_{эф} = 2/z$. В аналоговых рентгеновских аппаратах как правило выбирается более мягкое излучение, что соответствует $a_{эф}z \approx 3,5-4$ [1]. При этом требуемая экспозиционная доза увеличивается почти в 2 раза. Выбор более мягкого излучения в пленочной рентгенографии вызван желанием увеличить контраст изображения и снизить рассеянное излучение, которое увеличивается с повышением $a_{эф}$. Для цифровых систем контраст изображения, не изменяя $a_{эф}$, можно повысить в телевизионном видеотракте, а увеличение рассеянного излучения компенсируется выбором раstra с максимально возможной избирательностью. Для пленочной рентгенографии выбор таких растров сдерживается необходимостью непомерного увеличения экспозиции.

Требуемое качество излучения, определяемое $a_{эф}$, в зависимости от толщины объекта задается напряжением на рентгеновской трубке, материалом и толщиной фильтра. От напряжения зависит спектр излучения, а фильтр убирает низкоэнергетическую компоненту спектра, которая не несет полезной диагностической информации, поскольку практически полностью поглощается в теле пациента. В общей рентгенологии, где используются напряжения от 40 кВ до 150 кВ, обычно применяются фильтры из Al ($Z = 13$) или Cu ($Z = 29$). В цифровых аппаратах, в которых формируется более жесткое излучение, чем в пленочных аппаратах, все большее применение находят фильтры из меди. Это связано с тем, что в них ослабление происходит в большей степени за счет поглощения, а не рассеяния, чем в фильтрах из алюминия.

Наиболее жесткий спектр формируется при подаче на анод рентгеновской трубки постоянного напряжения, поэтому в цифровых аппаратах используются рентгеновские питающие устройства с преобразователем частоты сети до частот от 6 кГц до 300 кГц, при которых пульсации выпрямленного напряжения не превышают двух процентов. Задача предварительного фильтра – сделать излучение при выбранном напряжении практически однородным. К сожалению эта задача не имеет однозначного решения.

Дело в том, что одному $a_{эф}$ могут соответствовать различные спектральные составы рентгеновского излучения. Одному и тому же $a_{эф}$ может соответствовать сильно фильтрованное излучение при малом анодном напряжении U_a и слабо фильтрованное излучение

при более высоком U_a . Поэтому задача выбора анодного напряжения и степени фильтрации решается на основе экспериментальных данных.

4. Сокращение избыточности качества изображения.

В рентгенологии всегда имеется необходимость установления оптимального соотношения между уровнем предполагаемого риска от рентгеновского излучения и ожидаемым выигрышем за счет лучшей диагностики. Эта оптимизация достигается ограничением качества изображения на уровне достаточности с целью минимизации экспозиционной дозы. В цифровых аппаратах это приобретает особо важное значение, так как в них имеется возможность адаптивного изменения пространственной, временной и градиционной разрешающих способностей аппарата в зависимости от детальности, подвижности и контраста изображения исследуемого органа.

Если обратиться к соотношениям (1) и (2), то эти изменения касаются параметров Δx , Δy , определяющих пространственную разрешающую способность, параметра Δz , от которого зависит число различных градаций плотности объекта ($m = z \setminus \Delta z$) и, наконец, числа информативных кадров n , которые передаются в рентгеноскопии в единицу времени.

В организме человека патология может развиваться в любом направлении (X , Y , Z), поэтому желательно, чтобы разрешающие способности аппарата были одинаковыми во всех направлениях, то есть, должно выполняться равенство $\Delta x = \Delta y = \Delta z$. В этом случае снижение требований к размерам разрешаемого объема в 2 раза позволяет снизить дозу, как следует из соотношения (1), в 16 раз. В цифровых аппаратах эта операция может реализовываться адаптивно в зависимости от требуемого разрешения. Аналоговые аппараты не имеют такой возможности.

Регулировать частоту информативных кадров в зависимости от подвижности исследуемых органов стало возможным, когда появилась кадровая память. Кадровая память позволяет генерировать в промежутках между информативными недостающие кадры для преодоления критической частоты слияния мельканий. Для исследования в рентгеноскопическом режиме неподвижного органа достаточно одного информативного кадра, который повторяется с частотой более критической частоты слияния мельканий в течение всего времени исследования. Частота информативных кадров при исследовании подвижных органов должна выбираться в соответствии с теоремой отсчетов (теоремой Котельникова). Как пока-

зали исследования зрительного анализатора [5], частота информативных кадров для обеспечения слитности движения может не превышать 15 кадров в секунду, если недостающие кадры для обеспечения критической частоты воспроизводятся из памяти. В цифровых рентгеновских аппаратах используются «псевдодинамические» режимы исследования с частотой повторения кадров от 1 до 15. Только в случае исследования быстропротекающих процессов, когда для диагностики важны все фазы движения, например в кардиологии, частоту информативных кадров не понижают, а повышают до 60 в секунду и более, и воспроизводят изображение в замедленном ритме.

5. Облучаемая площадь.

Как следует из соотношения (3), радиационный эффект прямо пропорционален облучаемой площади исследуемого объекта. Для ограничения этой площади необходимым минимумом в аппаратах предусмотрены диафрагмы. К сожалению, большинство эксплуатируемых в клиниках поворотных столов-штативов не оборудованы ирисовыми диафрагмами, формирующими круглое рабочее поле в соответствии с рабочим полем УРИ. Поэтому пациенты получают на 27,3% большую лучевую нагрузку. В современных цифровых аппаратах с микропроцессорным управлением это несоответствие устранено и диафрагма автоматически устанавливается строго в соответствии с используемым рабочим полем УРИ.

Из приведенного выше рассмотрения путей снижения лучевых нагрузок можно дать следующие рекомендации по построению цифровых рентгеновских аппаратов.

1. Рентгеновское питающее устройство аппарата должно быть построено по схеме с преобразованием частоты питающей сети, что обеспечивает практически постоянное высокое напряжение на аноде рентгеновской трубки и, следовательно, оптимальный спектр излучения.

2. Питающее устройство совместно с излучателем и фильтром должно формировать короткие (до 1 мс) импульсы высокого напряжения переменной скважности и частоты.

3. Наиболее перспективны рентгеновские трубки с сеточным управлением, формирующие импульсы излучения с практически прямоугольными фронтами, что обеспечивает постоянный спектр рентгеновского излучения.

4. В зависимости от толщины исследуемого объекта должна быть предусмотрена автоматическая смена фильтра, отсекающего мягкое излучение.

5. Диафрагма аппарата должна формировать пучок рентгеновских лучей строго в соответствии с рабочим полем приемника изображения. При переключении рабочих полей диафрагма должна автоматически устанавливаться на выбранное поле.

6. Избирательность растров должна быть максимально возможной при заданной частоте раstra.

7. Видеопроцессор аппаратов должен работать в адаптивном режиме, согласованном с параметрами рентгеновского изображения по пространственной, временной и градиционной разрешающим способностям.

Дополнительно необходимо напомнить, что при рентгенологических исследованиях должны неукоснительно соблюдаться требования радиационной безопасности, регламентированные нормативными документами [6].

Выполнение перечисленных рекомендаций при разработке и эксплуатации цифровых рентгеновских аппаратов сократит лучевые нагрузки на все группы населения не менее, чем в 10 раз.

С учетом рассмотренных требований ЗАО «НИПК «Электрон» разработаны рентгенодиагностический телеуправляемый комплекс КРЦ «Электрон», цифровой флюорограф ФЦ-01-«Электрон» и цифровой рентгенографический аппарат АРЦ-«ОКО». Правильное сочетание в этих аппаратах рассмотренных факторов позволяет проводить исследования с малыми дозовыми нагрузками.

Литература

1. Блинов Н. Н., Жуков Е. М., Козловский Э. Б., Мазуров А. И. Телевизионные методы обработки рентгеновских и гамма-изображений. — М.: Энергоиздат, 1982.
2. Игнатъев Н. К. Дискретизация и ее приложения. — М.: Связь, 1980.
3. Мазуров А. И., Данилов В. А. Цифровое рентгенотелевидение. — М.: Знание, 1990.
4. Нормы радиационной безопасности (НРБ-99). — М., 1999.
5. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н. Н. Блинова. — М.: Медицина, 2002.
6. Пиццуттиелло Р., Куллинан Дж. Введение в медицинскую рентгенографию. — Нью-Йорк: Кодак, 1996.

// Вестник Северо-Западного регионального отделения Академии медико-технических наук / ОАО «НПП «Радар ММС» / Под общ. ред. Анцева Г. В. — СПб., 2003. — Вып. 7. — С. 96–101.

Николай Николаевич Блинов
ВНИИИМТ, Москва
Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

НОВЫЕ РЕАЛЬНОСТИ В СОВРЕМЕННОЙ РЕНТГЕНОТЕХНИКЕ

На наших глазах создается новая лучевая диагностика, требующая переосмысления многих устоявшихся представлений.

Л. Д. Линденбратен

Глубокие изменения, которые претерпела рентгенотехника за последние два десятилетия, требуют нового осмысления ряда сложившихся в рентгенотехнике представлений. Ныне мы знаем, что рентгенография на пленку, которая господствовала целое столетие, больше не является единовластной царицей рентгенологии. С появлением в конце прошлого века цифровых технологий база рентгенотехники существенно расширилась и изменилась. К базовым изделиям, таким как излучатели, рентгеновские питающие устройства, штативы, экраны, пленка и ряд других, добавились цифровые приемники, автоматизированные рабочие места на базе компьютеров и специализированных видеопроцессоров, информационные сети лучевой диагностики с цифровыми архивами, системы телерадиологии. Цифровые технологии внедряются и в традиционные разделы рентгенотехники. Все большая часть «железа» (hardware) рентгеновских аппаратов заменяется программами (software), а микропроцессорное управление охватило все их функции. Такая экспансия привела к тому, что применительно к цифровым рентгеновским системам ряд утверждений классической рентгенотехники требует пересмотра. Оставаясь верными для классической пленочной рентгенотехники, эти положения приобрели другой смысл в цифровых системах. Ниже утрата определенности ряда утверждений рентгенотехники рассмотрена на конкретных примерах.

1. Геометрия исследования. Если исключить частный случай рентгеносъемки с прямым увеличением [5], при всех остальных исследованиях рентгенолаборант знает, что для получения четкой рентгенограммы пациента необходимо как можно ближе устанавливать (прижимать) к экрано-снимочному устройству или кассетодержателю. С этой же целью при конструировании штативов стремятся максимально сократить расстояние между пленкой и паци-

ентом. Это справедливо для пленочной рентгенографии утверждение может оказаться неверным для цифровых аппаратов. Причина заключается в следующем. Обычно способность рентгеновских систем воспроизводить четкое изображение неподвижного объекта оценивается по суммарной нерезкости H_{Σ} :

$$H_{\Sigma} = \sqrt{H_r^2 + H_{\Pi}^2}, \quad (1)$$

где H_r – геометрическая нерезкость, H_{Π} – нерезкость приемника.

Из соотношения (1) следует, что нерезкость изображения не может быть меньше нерезкости приемника. Это ошибочный вывод, так как в соотношении (1) не учитывается тот факт, что изображение просвечиваемых органов из-за геометрии исследования всегда получается с некоторым увеличением. Учет увеличения объекта m_o позволяет записать (1) в виде:

$$H_{\Sigma} = \frac{H_{\Pi}}{m_o} \sqrt{1 + (m_o - 1)^2 \left(\frac{f}{H_{\Pi}} \right)^2}, \quad (2)$$

где f – размер эффективного фокусного пятна рентгеновской трубки.

На рис. 1 представлено изменение суммарной нерезкости с увеличением изображения, которая нормирована на нерезкость приемника H_{Π} .

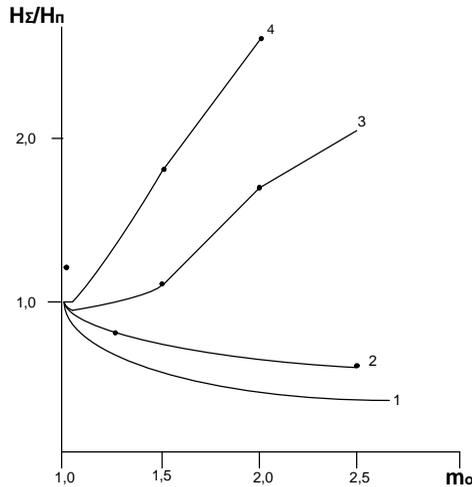


Рис. 1. Зависимость относительной нерезкости изображения H_{Σ}/H_{Π} от увеличения просвечиваемого объекта m_o при различных отношениях f/H_{Π} :
 1 – $f/H_{\Pi} = 0,5$; 2 – $f/H_{\Pi} = 1$; 3 – $f/H_{\Pi} = 3$; 4 – $f/H_{\Pi} = 5$

На рис. 1 видим, что в зависимости от соотношения f/H_{Π} рентгенография с увеличением будет давать либо меньшую, либо большую нерезкость, чем нерезкость приемника.

Для каждого соотношения f/H_{Π} существует оптимальное увеличение просвечиваемого объекта

$$m_{opt} = 1 + \left(\frac{H_{\Pi}}{f} \right)^2, \quad (3)$$

при котором обеспечивается минимальная нерезкость.

$$H_{\Sigma} = \frac{H_{\Pi}}{\sqrt{m_0}}. \quad (4)$$

Используя соотношение $HR = 1$, справедливое для систем с нормальной аппаратной функцией при оценке R по контрастно-частотной характеристике (КЧХ) на уровне $\Delta = 0,12$, от нерезкостей можно перейти к разрешающим способностям приемника и системы в целом [1]. Тогда соотношения (2), (3) и (4) примут соответственно вид:

$$R_{\Sigma} = R_{\Pi} \frac{m_0}{\sqrt{1 + (m_0 - 1)^2 (fR_{\Pi})^2}}, \quad (5)$$

$$m_{opt} = \frac{(fR_{\Pi})^2 + 1}{(fR_{\Pi})^2}, \quad (6)$$

$$R_{\Sigma} = R_{\Pi} \sqrt{m_0}. \quad (7)$$

Из соотношения (7) видно, что пространственное разрешение аппарата возрастает пропорционально квадратному корню из оптимального увеличения объекта.

В соответствии с соотношением (6) построен рис. 2, по которому можно определять оптимальные увеличения для случая пленочной рентгенографии ($fR_{\Pi} = 2,5-20$), цифровой рентгенографии ($fR_{\Pi} = 0,3-6$) [4] и съемки с микрофокусными рентгеновскими трубками ($fR_{\Pi} = 0,25-2$).

Полученные результаты показывают, что в цифровых аппаратах оптимальные увеличения объекта съемки могут достигать нескольких раз, если это позволяет размер поля зрения приемника. Таким образом, по мере развития цифровых приемников их распространения в медицинской практике следует ожидать (в отличие от классической рентгенографии) более широкого применения съемки с прямым увеличением.

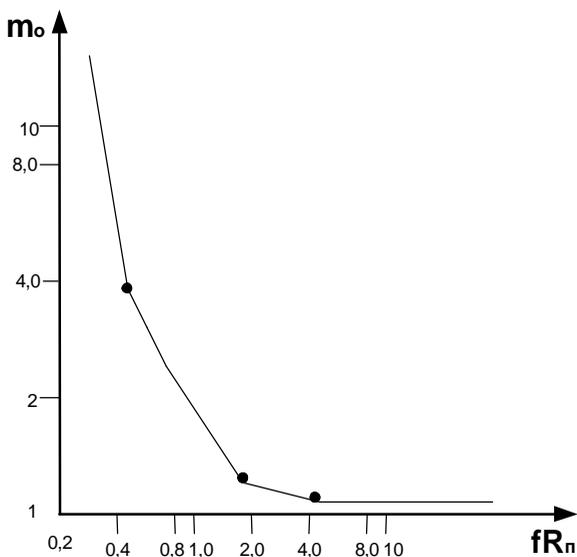


Рис. 2. Зависимость оптимального увеличения от fR_{Π}

2. *Рентгеновские отсеивающие растры.* Как известно, для подавления рассеянного излучения от объекта с целью увеличения контраста изображения применяются растры [6]. Однако отсеивающие растры при увеличении контраста в

$$K = \frac{T_p}{T_t}$$

раз требуют в случае пленочного приемника увеличения экспозиции на пленку в

$$B = \frac{1}{T_t} \text{ раз.}$$

Здесь T_p – коэффициент пропускания растром первичного излучения, T_t – прозрачность растра для общего потока рентгеновских лучей (первичное плюс вторичное излучения).

Таким образом, чувствительность пленочной рентгенографии с растром уменьшается в B раз. С появлением цифровых приемников это положение классической рентгенотехники автоматически распространили на цифровые аппараты. Однако внимательное рассмотрение вопроса показывает, что это заблуждение. Растр не уменьшает, а увеличивает чувствительность цифрового приемника. Суть в том, что цифровые рентгенографические системы имеют,

как правило, очень широкий динамический диапазон, достигающий сотен и даже тысяч раз. Поэтому в них отсутствует опасность ограничения полезного сигнала и в то же время имеется возможность увеличения контраста изображения в электронных схемах, например с помощью ограничения видеосигнала по уровню черного. Это эквивалентно исключению вуали на пленочной рентгенограмме, что физически на пленке невозможно достигнуть. Растр же, ослабляя в большей степени вторичное излучение, чем первичное, увеличивает отношение сигнал/шум на входе приемника. Можно показать, что растр увеличивает квантовую эффективность цифрового приемника с незначительными собственными шумами в η раз:

$$\eta = T_p \frac{\Sigma(1 + \delta)}{\Sigma + \delta} \quad (8)$$

Здесь T_p – прозрачность растра для первичного излучения, $\Sigma = \frac{T_p}{T_s}$ – избирательность растра, $\delta = \frac{I_s}{I_p}$ – отношение рассеянного излучения к первичному перед растром.

Из соотношения (8) следует, что для цифровых приемников необходимо выбирать растры с максимальной избирательностью, в то время как для пленочной рентгенографии приходится искать компромиссное решение между коэффициентом улучшения контраста и фактором увеличения экспозиции.

3. Оптимизация качества изображения. В рентгенологии всегда имеется необходимость установления оптимального соотношения между уровнем предполагаемого риска от рентгеновского излучения и ожидаемым выигрышем за счет лучшей диагностики. Эта оптимизация достигается ограничением качества изображения на уровне достаточности с целью минимизации экспозиционной дозы. В цифровых аппаратах это приобретает особо важное значение, так как появляется возможность адаптивного изменения пространственной, временной, градационной разрешающих способностей аппарата в зависимости от детальности, подвижности и контраста изображения исследуемого органа.

В рентгенологии часто принимается, что доза, полученная пациентом, обратно пропорциональна размеру разрешаемого элемента изображения в четвертой степени [6].

В организме человека патология может развиваться в любом направлении (x, y, z) , поэтому желательно, чтобы разрешающие способности аппарата были одинаковыми во всех направлениях, т. е. должно выполняться равенство $\Delta x = \Delta y = \Delta z$. В этом случае сниже-

ние требований к размерам разрешаемого объема в 2 раза позволяет снизить дозу в 16 раз. Это соотношение в полной мере реализуется при воспроизведении трехмерных цифровых изображений (3D-изображение). Для характеристики элементарного объема 3D-изображения введено понятие воксела (voxel) по аналогии с пикселем, характеризующим минимальный размер плоского 2D-изображения. В цифровых аппаратах эта операция может реализоваться изменением размеров пиксела адаптивно в зависимости от требуемого разрешения. Аналоговые аппараты не имеют такой возможности.

Регулировать частоту информативных данных в зависимости от подвижности исследуемых органов стало возможным, когда появилась кадровая память. Кадровая память позволяет генерировать недостающие кадры для преодоления критической частоты слияния мельканий. Для исследования в рентгеноскопическом режиме неподвижного органа достаточно одного информативного кадра, который повторяется с частотой более критической частоты слияния мельканий в течение всего времени исследования. Частота информативных кадров при исследовании подвижных органов должна выбираться в соответствии с теоремой отсчетов (теоремой Котельникова). Как показали исследования зрительного анализатора [2], для обеспечения слитности движения частота информативных кадров может не превышать 15 кадров в секунду, если недостающие кадры для обеспечения критической частоты воспроизводятся из памяти. В цифровых рентгеновских аппаратах используются «псевдодинамические» режимы исследования с частотой повторения кадров от 1 до 15, что позволяет многократно снижать дозу облучения по сравнению с традиционным просвечиванием. Только в случае исследования быстропротекающих процессов, когда для диагностики важны все фазы движения исследуемого органа, например в кардиологии, частоту информативных кадров не понижают, а повышают до 60 в секунду и более и воспроизводят изображение в замедленном ритме.

Эти примеры показывают, что цифровая рентгенотехника не должна иметь строго заданных параметров дискретизации изображения. Она должна позволять производить обменные операции между качеством изображения и лучевыми нагрузками путем изменения параметров дискретизации. Эффективное использование обменных операций требует детального изучения статистических свойств двух- и трехмерных рентгеновских изображений, что является самостоятельной сложной задачей.

4. Проблема твердой копии. Рентгенологи привыкли иметь снимок не только как изображение внутреннего строения исследуемого органа, но и как документ, подтверждающий (или опро-

вергающий) правильность интерпретации изображения. Приказ № 81 Минздрава СССР от 08.02.87 предписывает хранить рентгенограмму в архиве не менее 5 лет. Эти правила распространяются рентгенологами на цифровые системы, в состав которых они требуют введения устройств для получения твердых копий. Многие рентгенологи предпочитают ставить диагноз по твердой копии, а не по изображению на мониторе. Мы усматриваем здесь две причины. Во-первых, современные мониторы не обеспечивают необходимого для одновременной визуализации всех градаций рентгенограммы динамического диапазона. Для согласования со свойствами зрения этот диапазон должен быть не менее 1000. У современных мониторов эта цифра едва превышает 100. Поэтому, анализируя цифровую рентгенограмму на мониторе, рентгенолог вынужден для просмотра всех градаций яркости использовать режим «окна», который позволяет увидеть все градации последовательно. На негатоскопе рентгенолог видит все градации одновременно, что, вероятно, более привычно и удобно.

Во-вторых, рентгенолог привык иметь в руках документ, который в случае необходимости можно переслать другим медикам или экспертам в случае судебного разбирательства. С широким развитием информационных сетей эта проблема отпадет, но первая останется. Кроме того, должен быть обозначен юридический статус электронной информации и ее носителей.

Учитывая, что любое дополнительное преобразование изображения нежелательно, так как вносит артефакты и удорожает процесс диагностики, авторы настоятельно рекомендуют рентгенологам привыкать ставить диагноз уже сейчас по изображению на мониторе. Опыт ряда рентгенологов, работающих с цифровыми аппаратами, подтверждает, что адаптация к постановке диагноза по монитору происходит достаточно быстро.

5. Методы оценки качества рентгеновского изображения. С включением в состав цифрового рентгеновского аппарата компьютера появились новые возможности контроля и измерения параметров изображения. Появление таких возможностей особенно актуально в связи с тем, что многие применяющиеся испытательные тест-таблицы, включающие периодические структуры (например, миры для измерения разрешения), непригодны для оценки качества изображения цифровых систем. Они вызывают биения со структурой, дискретизирующей изображение. Практическое же применение мир обусловлено инерцией и отсутствием заменяющих их методик.

По этой причине в цифровом телевидении уже давно для оценки качества изображения применяют типичные натурные

сцены, а не таблицы с периодическими структурами [8]. Для цифровых рентгеновских приемников тест-объектами могли бы служить фантомы исследуемых органов. Однако в заводских условиях контроль качества изображения по фантомам мало реален, так как только рентгенолог может оценить качество передачи внутренней структуры исследуемых органов.

В связи с неограниченными (в практическом смысле) вычислительными возможностями компьютеров «универсальной испытательной таблицей» может служить равномерно засвеченное рентгеновскими лучами входное поле приемника, имитирующее случайный белый шум. Еще С. Гольдман [3] предлагал применять случайный шум для определения функции передачи системы, а Россманом [7] такая испытательная таблица была рекомендована для измерения КЧХ рентгенографической системы.

Использование вычислительных средств компьютера позволяет по входному белому шуму определять не только КЧХ приемника, но и ряд других характеристик: обобщенную квантовую эффективность (DQE), отношение сигнал/шум, динамический диапазон, равномерность сигнала по полю изображения.

Работа по измерению параметров цифровой рентгеновской аппаратуры проводится МЭК и Госстандартом. Но, очевидно, нас ожидает довольно длительный период нормализации и стандартизации методов и средств контроля параметров цифрового изображения.

Количество проблемных задач цифровой рентгенологии может быть продолжено. Например, ожидает своего решения оптимизация параметров и форм отсеивающего раstra для цифровых систем, имеющих дискретную структуру приемника. Необходимо изменить таблицы выбора физико-технических режимов исследований с новыми цифровыми детекторами. Уже сейчас ясно, что в цифровых системах первичная фильтрация должна быть более сильной. Начинает просматриваться общая траектория движения диагностической радиологии – видеть объект, а не его проекцию.

В заключение еще раз отметим, что новое цифровое поколение рентгеновской аппаратуры требует пересмотра многих положений традиционной рентгенотехники, порой более глубокого, чем это представляется на первый взгляд.

Литература

1. *Блинов Н. Н., Мазуров А. И.* // Мед. техника. – 2000. – № 5. – С. 12–15.
2. *Брайс Р.* Справочник по цифровому телевидению. – М., 2001.

3. Гольдман С. Теория информации. — М., 1957.
4. Зеликман М. И. // Мед. техника. — 2002. — № 5. — С. 3–6.
5. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н. Н. Блинова. — М., 2002.
6. Физика визуализации изображений в медицине. — М., 1991.
7. Фризер Х. Фотографическая регистрация информации. — М., 1978.
8. Цифровое кодирование телевизионных изображений / Цуккерман И. И., Кац Б. М., Лебедев Д. С. и др. — М., 1981.

NEW REALITIES OF THE MODERN X-RAY OUTFIT

N.N. Blinov, A.I. Mazurov

Summary. In view of digital X-ray systems, some of the classical X-ray equipment needs to be revised since, still remaining the fundamental in the classical film-based X-ray technology, they acquired an entirely differing meaning in digital systems, which is demonstrated in the paper on the basis of samples borrowed from practice.

// Медицинская техника. — 2003. — № 5. — С. 3–6.

Николай Николаевич Блинов

ВНИИИМТ, Москва

Анатолий Иванович Мазуров

ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

НЕРЕШЕННЫЕ ПРОБЛЕМЫ РЕНТГЕНОТЕХНИКИ

Бурное развитие цифровой рентгенотехники с большой долей вероятности позволяет прогнозировать, что в недалеком будущем рентгенологическая служба, как впрочем, и вся лучевая диагностика, будет организована на совершенно новой бесплочной компьютерной технологии. Для становления этой технологии необходимо решить целый ряд проблем и задач, краткому перечислению которых посвящена настоящая статья.

1. Новое место рентгеновской аппаратуры в системе медицинской диагностики.

Оснащение отделений лучевой диагностики современного ЛПУ в последние годы претерпевает значительные изменения, диктуемые прежде всего общими тенденциями развития аппаратуры для лучевой диагностики.

Помимо общей тенденции перехода к цифровым методам формирования медицинских изображений, наблюдающейся во всех видах лучевой диагностики, в последние годы фиксируется

отчетливый сдвиг в основных областях медицинского применения тех или иных направлений рентгенодиагностики.

Основные изменения в медицинских технологиях, наблюдающиеся в развитых странах мира, заключаются в следующем:

- Расширение областей применения ультразвуковых исследований – УЗИ (3D и 4D изображения, цветное доплеровское картирование, цветная УЗ-ангиография, УЗ-исследование молочной железы женщин).

- Расширение областей применения рентгеновской компьютерной томографии РКТ, определяемое новыми возможностями спиральных мультidetекторных систем, обеспечивающих получение 3D-изображений за время, исчисляемое долями секунды.

- Расширение областей применения магнитно-резонансной томографии (МРТ), связанное с развитием программных возможностей преобразования изображений, обеспечением МР-ангиографии, применением МР-контрастирования на основе соединений гадолиния и удобством эксплуатации постоянных магнитов в системах МРТ.

Наименьшему изменению подверглись, пожалуй, технологии в радиоизотопной диагностике. В настоящее время все гамма-камеры обеспечивают возможности эмиссионной томографии. Принципиально новые возможности обеспечивает двухфотонная позитронно-электронная эмиссионная томография – ПЭТ, обеспечивающая повышенное пространственное разрешение изображения, но требующая новых радиоизотопных химреактивов с энергиями гамма-кванта выше 1024 кэВ.

Сужение областей применения классической рентгенологии, не только пленочных, но и цифровых технологий формирования изображений относится практически ко всем видам рентгеновских исследований:

1. Рентгеновское исследование желудочно-кишечного тракта: в последние годы в несколько раз уменьшилось количество рентгеновских просвечиваний ЖКТ за счет эндоскопии, виртуальной эндоскопии при РКТ, УЗИ почек, печени и поджелудочной железы).

2. Исследование грудной клетки: здесь традиционная профилактическая рентгенография плавно уступает место обзорным исследованиям легких при РКТ, а диагностическое рентгеновское исследование трехмерной компьютерной томографии – РКТ.

3. Рентгенография костно-суставной системы: отмечается отчетливая тенденция все большего привлечения в диагностику заболеваний костей и суставов методов МРТ, поскольку, в отличие от классической рентгенографии, МРТ дает существенно больше диагностически важной информации о состоянии мягких тканей, окружающих зону костной травмы или патологии.

4. Исследования сердечно-сосудистой системы: здесь рентгеновская ангиография заметно уступает место методам УЗ, РКТ, МР-ангиографии.

5. Рентгеновский контроль в операционных: активно развивается УЗ и рентгеновский контроль при хирургических операциях, особенно при внутрисосудистых вмешательствах. Здесь все большую роль начинают играть многоцелевые передвижные хирургические аппараты типа «С-дуга».

6. Маммография: здесь до сих пор рентгеновское исследование доминирует. Однако ожидается в недалеком будущем появление достаточно информативных методов электромагнитной и УЗ-маммографии.

7. Дентальная рентгенология: это, пожалуй, единственная зона рентгенологии, сохраняющая свою роль. Можно говорить лишь о внедрении методов РКТ и МРТ в челюстно-лицевую диагностику.

При всех этих тенденциях общее количество рентгеновских исследований в мире постоянно возрастает на 1–2%, также как и генетически значимая доза облучения населения. Целесообразность применения того или иного метода лучевой диагностики определяется областью исследования в организме. Часть методов (КТ, МР-томографию, радиоизотопную диагностику) можно использовать для обследования практически любой области тела человека [1], однако их применение сдерживается высокими капитальными и текущими затратами. Поэтому рентгенология продолжает удерживать лидирующее место. По данным Fuji Medical System [2] на 2001 г., распределение методов визуализации по качеству исследований представлено на рис. 1.



Рис. 1. Частота использования методов лучевой диагностики (данные на 2001 год)

Для сохранения лидерства рентгенотехника должна перейти на цифровые технологии, которые поставили перед ней целый ряд проблем. Некоторые проблемы были поставлены еще перед аналоговой рентгенотехникой, но она не смогла их решить.

2. Главная проблема цифровой рентгенотехники.

С точки зрения авторов главная проблема заключается в разработке теоретических основ цифровой рентгенотехники, так как многие разделы основ аналоговой рентгенотехники требуют пересмотра [3]. При ее внедрении это касается всех звеньев, как систем восприятия рентгеновских изображений, так и системы его формирования, начиная от рентгеновского питающего устройства (РПУ) и заканчивая монитором. Кроме того, появились совершенно новые разделы рентгенотехники: цифровые приемники, цифровые видеопроцессоры, системы передачи и хранения цифровых изображений (PACS), радиологические информационные системы (RIS), госпитальные информационные системы (GIS) и телерадиология. Для построения современной рентгеновской аппаратуры необходим единый информационный подход, учитывающий все составляющие технических средств цифровой рентгенотехники.

Теоретические основы цифровой рентгенотехники не могут быть созданы без единой системы понятий, методов и средств испытаний и проверки основных параметров аппаратуры нового поколения. Эта работа широко ведется в мире, в том числе и в нашей стране уже, по крайней мере, 10 лет. Создан ряд международных рекомендаций Международной Электротехнической комиссии (МЭК) и ряд отечественных стандартов ГОСТ Р в рамках технического комитета ТК 411 «Аппараты и оборудование для лучевой диагностики, терапии и дозиметрии» Госстандарта РФ (ВНИИИМТ). Работа должна систематически продолжаться до создания полной единой системы характеристик цифровых изображений, методов и средств испытаний цифровой рентгеновской аппаратуры.

Не менее важной проблемой является согласование параметров теневого рентгеновского изображения с информационными характеристиками цифрового приемника. Пленочные системы визуализации в течение всего XX столетия господствующие в рентгенотехнике не могли обеспечить согласования детальности и контраста невидимого изображения с разрешающей способностью и динамическим диапазоном приемника.

Чувствительность рентгенографических комплектов для общей рентгенологии, имеющих разрешающую способность $5-10\text{мм}^{-1}$, не позволяет использовать маломощные острофокусные рентгеновские трубки с фокусным пятном менее 0,6 мм. Это приводит к

тому, что разрешающая способность приемника оказывается избыточной по отношению к спектру пространственных частот невидимого рентгеновского изображения. В результате разрешающая способность рентгеновского аппарата при увеличениях объекта около 1,2 мм, что соответствует исследованиям глубоко залегающих органов (легких, сердца, желудочно-кишечного тракта), ограничивается геометрической нерезкостью и оказывается существенно меньше разрешающей способности приемника [4]. С другой стороны, динамический диапазон рентгенографических комплектов (20–30) в ряде случаев уже контраста теневых рентгеновских изображений, что не позволяет воспроизвести на одной рентгенограмме мягкие и плотные ткани.

В цифровых рентгеновских аппаратах отсутствуют принципиальные ограничения для решения этой проблемы. Уже в существующих цифровых рентгеновских аппаратах проблема динамического диапазона решена. Для согласования детальности изображения с разрешением приемника необходимо решить проблему микрофокусной рентгенографии, которая позволит полностью реализовать разрешающую способность приемника, а при увеличениях объекта обеспечить разрешение деталей меньших разрешающей способности приемника (точнее, максимально уменьшить размер фокуса рентгеновской трубки, максимально увеличив удельную нагрузку на фокус).

Для описания процесса формирования рентгеновского изображения и его визуализации целесообразно в ряде случаев использовать язык теории информации, что вскроет несоответствия между характеристиками теневого изображения (детальностью, подвижностью, контрастом) и параметрами приемника – пространственной и временной разрешающей способностями и динамическим диапазоном. Это позволит согласовать детальность изображения с пространственной разрешающей способностью, контраст – с динамическим диапазоном, подвижность – с временной разрешающей способностью. Чтобы пояснить эту мысль, приведем пример. Как указывалось выше, при фокусах рентгеновских трубок более 1,2 мм детальность формируемого изображения оказывается ниже разрешающей способности рентгенографических комплектов, а контраст входного изображения выше их динамического диапазона.

3. Проблема снижения дозы при исследовании.

Сколько существует рентгенотехника, столько существует проблема снижения лучевых нагрузок. В аналоговых системах необходимая доза определялась условием достижения необходимой плотности почернения пленки ($D = 1 \div 1,5$). В цифровых системах это условие полностью теряет смысл из-за широкого динамическо-

го диапазона приемника. Ниже приведено соотношение, показывающее, какая доза необходима перед фантомом для обнаружения в фантоме, толщиной Z , детали площадью $S = \Delta x \Delta y$ и контрастом $K = a_{эфф} \Delta Z$ [5]:

$$D = \frac{\Psi_n(1 + \delta)}{A \Delta x \Delta y (a_{эфф} \Delta Z)^2 \eta} e^{a_{эфф} Z} \quad (1)$$

Здесь Ψ_n – пороговое отношение сигнал/шум, δ – отношение величины вторичного излучения к первичному во входной плоскости детектора, A – коэффициент, характеризующий число квантов на единицу площади изображения фона при выбранной жесткости излучения, $a_{эфф}$ – эффективный коэффициент линейного ослабления, η – квантовая эффективность приемника.

Из соотношения (1) видно, что при одинаковых условиях съемки ($a_{эфф} = \text{const}$) одних и тех же фантомов (равенство S, K, Z) степень снижения дозы до предельной определяется соотношением

$$B = \frac{1 + \delta}{\eta} \quad (2)$$

Для идеального аппарата (при отсутствии рассеяния от объекта) $\delta = 0$, $\eta = 1$ и $B = 1$. Поэтому соотношение (2) указывает, во сколько раз доза на реальном аппарате больше, чем на идеальном. На рис. 2 представлена зависимость B от δ при различных квантовых эффективностях η .

Из рис. 2 видно, что проблема предельного снижения лучевых нагрузок еще ждет своего решения. Из соотношения (1) следует, что перспективным направлением снижения лучевых нагрузок может быть увеличение жесткости рентгеновского излучения сверх значений, принятых в аналоговой рентгенотехнике и поиски путей снижения рассеянного объектом излучения.

Соотношение (1) показывает также, что корректное сравнение рабочих доз рентгеновских аппаратов необходимо проводить, указывая не только квантовую эффективность, а также жесткость рентгеновского излучения, площадь обнаруживаемой детали и ее контраст.

Убедительным подтверждением этого являются маммография и компьютерная томография. В первом случае высокие лучевые нагрузки обусловлены требованием разрешения деталей размером 25–50 мкм, а во втором – контрастной чувствительностью 0,5% и менее. Рентгеновский аппарат конкретного назначения должен иметь качество изображения настолько высокое, насколько это необходимо для диагностики, и настолько низкое, насколько это возможно.

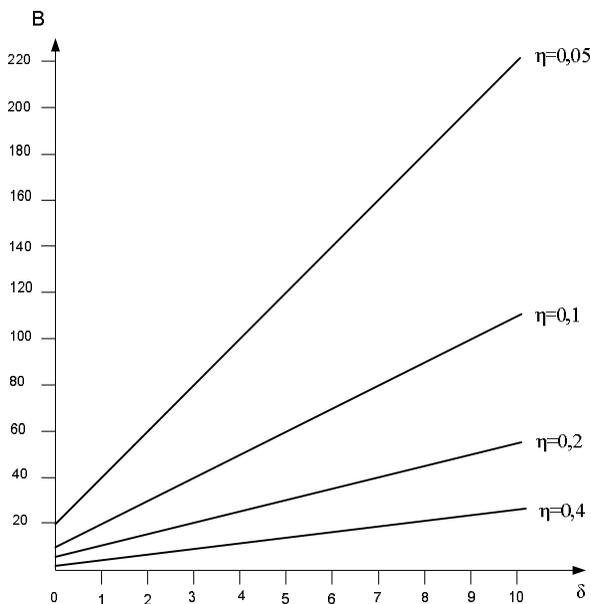


Рис. 2. Зависимость В от δ при различных квантовых эффективностях η

При предельной квантовой эффективности ($\eta = 1$) доза полностью определяется влиянием рассеянного излучения

$$B = 1 + \delta \quad (3)$$

Экспериментальное сравнение рабочих доз аппаратов может быть осуществлено с использованием водного фантома и теста «деталь-контраст».

Наиболее распространенным тест-объектом «деталь-контраст» принят CD RAD фирмы Nuclear Ass, представляющий пластину из оргстекла с отверстиями, диаметр которых и глубина изменяется от 0,3 до 8 мм, расположенными в 225 ячейках по случайному закону (2 отверстия в ячейке).

В ЗАО «Амико» разработан аналогичный тест-объект ТДК-1 с диапазоном изменения по диаметру и глубине 0,5–8 мм с одним отверстием в центре ячейки. Оба тест-объекта позволяют оценить границу различимости параметра «деталь-контраст». Однако в обоих случаях глаз работает по разному: при наличии двух произвольно располагаемых отверстий в ячейке глаз работает на эффект различимости с так называемым «краудинг-эффектом» [7], при одном – имеет место обнаружение по принципу «да-нет». Здесь также необходимо установление единства оценок.

4. Обработка и представление изображений.

Многовариантность скиалогического отображения нормы и патологии, непредсказуемость их проекционных сочетаний на рентгенограммах, пока не позволяют решить такую фундаментальную проблему, как автоматическое разделение нормы и патологии. Еще в 50-х годах прошлого века ученые приступили к исследованию рентгенодиагностики с учетом возможностей автоматизированных средств принятия решений в рентгенологии [8]. С тех пор было опробовано множество различных методов, но ни один из них до настоящего времени не получил широкого клинического применения. Эта проблема ждет своего решения в XXI веке, которое может оказаться еще одной революцией в лучевой диагностике.

Более обнадеживающие результаты получены в рентгенодиагностике с компьютерной поддержкой (так называемые «экспертные системы»). В ряде фирм уже разработаны цифровые алгоритмы выявления на изображении подозрительных участков, на которые система обращает внимание рентгенолога с помощью особых маркеров с целью уменьшения числа пропущенных патологий. Например, фирма GE использует компьютерную поддержку в маммографии для уменьшения числа пропущенных раковых опухолей. Близкие решения использует отечественная компания «Медицинские технологии».

В настоящее время в рентгенотехнике изображения отображаются, главным образом, в серой шкале, т. е. не используются возможности цветового зрения по извлечению информации из изображения. Цветовое кодирование рентгеновских изображений и спектрозональное рентгенотелевидение еще не нашли широкого применения, но они имеют большие потенциальные возможности. В первую очередь отметим использование цветового отображения в компьютерной томографии (КТ) при реконструкции объемных изображений. Это направление использования возможностей цветового зрения интенсивно развивается. Дело в том, что анализ многочисленного количества срезов, полученных на КТ, наталкивается на трудности переработки огромного объема информации. Синтез из срезов объемного изображения исследуемых органов и их окраска в псевдоцвета в целом ряде случаев позволяет решить эту проблему. Но многие вопросы представления внутренних органов в объеме с раскраской еще не решены.

Многочисленные попытки цветового контрастирования обычных рентгенограмм, несмотря на ряд положительных результатов [6], не получили применения в клинической практике. Вероятно, причина кроется в многочисленных феноменах цветового зрения [7], которые могут привести к гипердиагностике. Но пол-

ный отказ от раскраски обычных рентгенограмм, по мнению авторов, ошибочен. Учитывая возможности цифровой техники, необходимо воспользоваться положительными результатами раскраски рентгенограмм, а рассматривать раскрашенные изображения как дополняющие, но не заменяющие исходные снимки, в каждом случае выбирая соответствующий принцип цветового кодирования.

Спектрональные (многозональные) рентгеновские аппараты, несмотря на более чем полувековой период исследований, еще не вышли из стен лабораторий. Исключение составляют двухзональная остеоденситометрия и двухэнергетическая субтракция, позволяющая получать отдельные изображения мягких тканей и костей.

В ближайшем будущем предстоит воплотить в жизнь возможности информационного обмена рентгенологической информацией. Телерадиология в России находится в зачаточном состоянии. Для ее эффективного развития необходим проект на федеральном уровне.

Большинство рентгенологов и рентгенлаборантов еще находятся в плену у пленочной технологии. Для отказа от привычных представлений у практикующего специалиста существуют психологические сложности. Необходима кардинальная перестройка подготовки рентгенолога и рентгенлаборанта. В нашей стране к этой проблеме добавляется не научная, однако, от этого не снижающая своего чрезвычайного значения проблема повышения экономического статуса рентгенолога и рентгенлаборанта.

Цифровая рентгенотехника стимулировала широкое развитие интервенционной радиологии. К сожалению, отечественная промышленность не производит специализированных аппаратов для этих целей, если не считать хирургических рентгеновских аппаратов малой мощности (до 3,5 кВт).

Непрерывный режим просвечивания при интервенционной рентгенологии не согласован с подвижностью исследуемых органов и инерционностью приемников. Результат: высокие лучевые нагрузки и большая динамическая нерезкость. Непрерывная рентгеноскопия в новых разработках для интервенционной рентгенологии должна быть исключена. Необходим режим просвечивания короткими импульсами, следующими с частотой, которая согласована с подвижностью исследуемых органов. Однако импульсная рентгеноскопия предъявляет жесткие требования к крутизне фронтов импульсов.

При этом возрастают преимущества рентгеновских трубок с сеточным управлением, которые до сих пор не получили широкого применения из-за их высокой стоимости.

В одной работе возможно лишь обозначить только основные проблемы цифровой рентгенологии, решение которых будет про-

должаться достаточно долго и не всегда легко. Однако без такой работы невозможно в полной мере использовать все огромные возможности новых технологий, и она должна быть выполнена.

В заключении отметим, что цифровые технологии позволяют рентгенологии еще долго лидировать в лучевой диагностике.

Литература

1. *Блинов Н. Н.* Глаз и изображение. — М.: Медицина, 2004.
2. *Блинов Н. Н., Мазуров А. И.* Новые реальности в современной рентгенотехнике // Медицинская техника. — 2003. — № 5. — С. 3–6.
3. *Блинов Н. Н., Мазуров А. И.* Разрешающая способность систем воспроизведения рентгеновских изображений // Медицинская техника. — 2000. — № 5. — С. 12–15.
4. *Мазуров А. И.* Пути снижения лучевых нагрузок в рентгенодиагностике // Вестник Северо-Западного отделения Академии медико-технических наук. — 2003. — № 7. — С. 97–101.
5. *Кравков С. В.* Цветовое зрение. — М.: Издательство АН СССР, 1951.
6. Технические средства медицинской интроскопии / Под ред. Б. И. Леонова — М.: Медицина, 1989.
7. Физика визуализации изображений в медицине / Под ред. С. Уэбба — М.: Мир, 1991.
8. *Deborah R. Daking.* Buyers move cautiously into digital radiography. Diagnostic Imaging, December 2001, p. 51–54.

Настоящую статью мы посвящаем памяти ушедшего от нас выдающегося ученого, ведущего специалиста страны по рентгеновской аппаратуре доктора технических наук Эдуарда Георгиевича Чикирлина.

// Медицинский алфавит. — 2006. — № 12. — С. 8–11.

**Михаил Борисович Элинсон
Александр Моисеевич Элинсон
Анатолий Иванович Мазуров
Юрий Арнольдович Вейц**
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ВЫБОР ЦИФРОВОЙ АППАРАТУРЫ ДЛЯ ОСНАЩЕНИЯ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКОЙ СЛУЖБЫ ЛЕЧЕБНО-ПРОФИЛАКТИЧЕСКИХ УЧРЕЖДЕНИЙ

От уровня технических средств рентгенологической службы лечебно-профилактических учреждений (ЛПУ) во многом зависят ка-

чество диагностического процесса, производительность персонала, экономические затраты, лучевая нагрузка, комфорт пациента.

В связи с тем, что парк эксплуатируемой в России рентгеновской аппаратуры физически и морально устарел, актуальной является задача правильного выбора аппаратуры для замены отработавших свой срок аппаратов.

Уже стало очевидным, что рентгеновские аппараты, построенные по цифровой технологии, дают возможность организовать рентгенологическую службу на новом более прогрессивном уровне с использованием информационных сетей медицинского учреждения, района, города и всего мира. Цифровые аппараты обеспечивают больше информации о состоянии внутренних органов. Суммарные расходы за срок службы, учитывая экономию на расходных материалах, фотолаборатории, пленочном архиве, производительности рентгеновского кабинета, оказываются существенно меньше, чем при использовании пленочных аппаратов, и окупают высокую первоначальную стоимость. Исключается экологически нечистая пленочная технология, а пациент и обслуживающий персонал получают меньшие дозовые нагрузки. Микропроцессорное управление облегчает работу врача, связанную с исследованиями на аппарате.

Вместе с тем существует целый ряд причин, по которым внедрение в ЛПУ цифровых аппаратов сдерживается. Это высокая первоначальная стоимость аппаратов, неподготовленность кадров к использованию компьютеризированной цифровой техники, наконец, низкая информированность ЛПУ регионов России о существовании разных классов цифровых аппаратов и их возможностях. Поэтому современный период следует рассматривать как переходный, когда сосуществуют пленочная аппаратура и современные цифровые аппараты. Авторы, несмотря на отмеченные трудности, настоятельно рекомендуют ЛПУ закупать цифровые аппараты при оснащении рентгеновских отделений. Закупка новой аппаратуры, построенной по пленочной технологии, задерживает развитие отделения, как минимум, на срок эксплуатации этой аппаратуры, который составляет не менее 10 лет.

В докладе авторы поясняют свою позицию, приводя сравнительный анализ некоторых классов пленочных и цифровых рентгеновских аппаратов.

В настоящее время большинство рентгеновских кабинетов России оснащено рентгенодиагностическими комплексами (РДК) на три рабочих места: поворотным столом-штативом, включающим аналоговое УРИ для рентгеноскопии и снимочное устройство для прицельной рентгенографии на пленку, стол снимков на плен-

ку с приставкой для линейной томографии и стойки снимков на пленку. Такой состав РДК в рентгеновских кабинетах для общих исследований был общепризнан. Сейчас оснащение рентгеновского кабинета тремя рабочими местами устарело, оно не эффективно и экономически не целесообразно. Сегодня найдено решение, заключающееся в объединении всех трех рабочих мест в одно – в аналого-цифровом телеуправляемом столе-штативе.

Наиболее совершенным аппаратом этого класса отечественного производства является комплекс рентгенодиагностический телеуправляемый КРТ-«Электрон», разработанный ЗАО «НИПК «Электрон», (Санкт-Петербург).

Кроме увеличения пропускной способности рентгеновского кабинета в несколько раз по сравнению с РДК на три рабочих места аппарат КРТ-«Электрон» исключает облучение рентгенолога и позволяет осуществлять снимки и томограммы с предварительным визуальным контролем. Для его монтажа требуется кабинет в несколько раз меньшей площади. Наряду с рутинными исследованиями аппарат КРТ-«Электрон» позволяет проводить специализированные исследования (ангиографию и ряд других процедур интервенционной радиологии). На аппарате установлен 3-польный УРИ с максимальным диаметром рабочего поля 290 мм, что позволяет проводить цифровые снимки, заменяющие весь ряд пленочных рентгенографий на кассеты 180 x 240 мм. В аппарате предусмотрена импульсная цифровая рентгенокопия с частотой кадров от 30 до 2 кадр/с, позволяющая снизить дозу облучения малоподвижных органов более, чем в 10 раз. На автоматизированном рабочем месте рентгенолога (АРМе) возможна коррекция качества цифровых рентгенограмм. С установкой на КРТ-«Электрон» УРИ на 16-дюймовом рентгеновском электронно-оптическом преобразователе и ПЗС-матрице 2000 x 2000 пикселей комплекс превращается в полностью цифровой.

Второй пример относится к цифровому аппарату АРЦ-01-«ОКО», который заменяет пленочные стол снимков и стойку снимков вместе взятые. Аппарат предназначен для обследования пациентов стоя, сидя или лежа на каталке. Он обеспечивает получение цифровых рентгенограмм, начиная от пальцев рук и ног (при низких энергиях рентгеновских лучей – 40 кэВ) и заканчивая боковыми рентгенограммами пояснично-крестцового отдела пациентов с избыточным весом (энергия до 150 кэВ). Аппарат АРЦ-01-«ОКО» рекомендуется для всех классов рентгеновских кабинетов, где отсутствует необходимость проведения рентгенокопии.

В России специально для флюорографии освоен серийный выпуск около 10 моделей цифровых флюорографов. ЗАО «НИПК

«Электрон» установило в клиниках страны более 200 цифровых флюорографов типа ФЦ-01-«Электрон».

Для хирургии под рентгеновским контролем и приемных скорой помощи создан передвижной аппарат РТС-612. Он серийно выпускается с 1994 года и является наиболее освоенной и приемлемой по соотношению цена/качество цифровой моделью.

Приведенные выше примеры показывают, что уже создан целый ряд цифровых рентгеновских аппаратов для общей и интервенционной рентгенологии, которые позволяют рентгеновским отделениям работать по беспленочной технологии. Воплощение концепции цифровой рентгенотехники в медицинскую практику позволит улучшить качество диагностики и на более совершенном уровне организовать службу лучевой диагностики с созданием информационных радиологических систем различного масштаба. Начавшийся в России промышленный выпуск цифровой рентгеновской аппаратуры и ее дальнейшее развитие следует рассматривать как важный прорыв в области диагностической радиологии.

// Невский радиологический форум: матер. форума / «Наука – клинике» 9–12 апр. 2005. –СПб.: б.и., 2005. –С. 397–398.

Николай Николаевич Блинов
ВНИИИМТ, Москва

Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

СОВРЕМЕННАЯ РОЛЬ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТЕХНИКИ В МЕДИЦИНСКОЙ ИНТРОСКОПИИ

Человек устроен так, что не менее 90% всей информации об окружающем мире он получает посредством зрения, на функционирование которого задействовано не менее 65% головного мозга. Такая роль зрения предопределила развитие многих направлений медицинской диагностики. Стремление врачей сделать тело пациента «прозрачным» привело к бурному развитию медицинской интроскопии, которая использует все возможные виды физических полей для получения изображений внутреннего строения человека.

Наиболее широко для визуализации непрозрачных и недоступных прямому наблюдению анатомических органов и систем используются электромагнитные излучения и ультразвуковые волны [4].

В связи с освоением огромного диапазона физических полей, которое воплощено в конкретной интроскопической технике (рентгеновская аппаратура, УЗИ-системы, эндоскопы и офтальмоскопы, тепловизоры, гамма-камеры, различные классы реконструктивных томографов), возникает целый ряд вопросов.

1. Почему существует так много видов визуализации?
2. Нуждается ли каждое отделение лучевой диагностики в них всех?
3. Какова сравнительная клиническая значимость разных методов интроскопии и какая роль в настоящее время отводится рентгеновской технике?

Это трудные вопросы и на них нет однозначного ответа. Но вот что можно сказать с уверенностью.

Почти все новые методы медицинской интроскопии возникли как взаимодополняющие, а не заменяющие уже существующие. Дело в том, что разные методы визуализации основаны на разных взаимодействиях с биотканью и, следовательно, несут информацию о разных свойствах биологических структур. Главное состоит в том, что необходимо научиться понимать, как визуализированное изображение отражает норму и патологию. Для многих видов визуализации как раз эта проблема еще далека от полного разрешения. Еще раз подчеркнем, что разные методы визуализации главным образом дополняют друг друга и только в некоторых случаях имеется достаточно сильная корреляция, позволяющая отказаться от одновременного применения конкурирующих методов. Например, ультразвуковые и эндоскопические исследования в ряде случаев ограничивают область применения рентгенологических методик. Но необходимо четко понимать, что, несмотря на вредное действие рентгеновского облучения, ему в настоящее время нет альтернативы и, вероятно, в обозримом будущем не будет. В настоящее время с помощью рентгеновского излучения получают около 80% всех визуализируемых изображений и его потенциальные возможности далеко не исчерпаны.

Идеальный рентгеновский преобразователь должен детектировать каждый падающий на него информативный квант и давать информацию без ошибок и искажений о его пространственном положении, энергии и времени поступления. Кроме того, идеальный преобразователь должен иметь достаточный для неискаженного детектирования динамический диапазон. Ни одна из реальных систем визуализации рентгеновских изображений не удовлетворяет всем этим требованиям.

Во-первых, первичное рентгеновское изображение зашумлено рассеянным излучением от объекта, которое тоже детектируется

и создает мешающий сигнал. Во-вторых, не все падающие на преобразователь рентгеновские кванты детектируются (обнаруживаются). В-третьих, в отсутствии входного изображения система формирует изображение, порожденное собственными шумами. В-четвертых, в современных системах пространственная разрешающая способность ограничивается не сечением взаимодействия рентгеновского излучения с веществом исследуемого объекта, а аппаратной функцией системы. В-пятых, точность регистрации времени поступления квантов ограничена инерционностью систем. Наконец, в-шестых (the last, but not least), энергия (спектр) рентгеновских изображений одноканальными системами не дифференцируется.

Только с развитием цифрового рентгенотелевидения начала просматриваться возможность приближения к идеальной системе [3, 7], которая, впрочем, в полной мере никогда не будет реализована. Дефицит мировых запасов серебра и поиски мгновенных экологически чистых методов получения высококачественных рентгеновских изображений стимулировали развитие цифровой рентгенографии и малодозовой цифровой флюорографии. Новые типы твердотельных детекторов в сочетании с цифровой обработкой изображений позволяют приблизить реальные рентгенопреобразующие системы к их предельным потенциальным возможностям.

Несколько слов об упомянутых шести физических ограничениях в свете отмеченной выше тенденции.

1. Возможность цифровой обработки сигналов в плоскости изображения позволяет в большинстве случаев уменьшить или совсем свести на нет вредное влияние рассеяния на контрастную чувствительность, используя специальные программы, начиная с простого вычитания вуали и кончая сложной фильтрацией с применением кластерного анализа [6].

2. Прогресс в технологиях создания новых классов детекторов излучения позволяет значительно повысить эффективность преобразования излучения, которая в настоящее время в наиболее совершенных моделях приближается к 80%, и расширить динамический диапазон, достигающий 100 и более.

3. Современные технологические и компьютерные возможности позволяют значительно снизить уровень аппаратного шума, применяя низкошумящие электронные компоненты, криогенную технику, малокадровые схемы развертки, электронные системы памяти и т. п.

4. В обозримом будущем мы не достигнем пространственного разрешения на уровне сечений взаимодействия не столько из-за фи-

зических сложностей, сколько из-за принципиальной необходимости при этом пропорционально повышению разрешения увеличивать дозу облучения. В будущем следует ожидать, что пространственное разрешение рентгеновских изображений (за исключением специально увеличенных снимков отдельных органов; в стоматологии, офтальмологии, маммологии) сохранится на уровне $5\text{--}10\text{ мм}^{-1}$. В последние годы практически во всех методах рентгенодиагностики достигнут принципиальный предел снижения дозы при заданном пространственном разрешении. Этот предел можно характеризовать количеством энергии на пиксел, обеспечивающей заданное отношение сигнал/шум, или, что достаточно тесно взаимосвязано, заданную контрастную чувствительность, например 1,0%. Предельное значение количества квантов на пиксел в плоскости приемника при этом будет лежать в пределах 8000–10 000 квантов за кадр [8].

5. Инерционность рентгеновских устройств при использовании современных средств силовой электроники и вычислительной техники может быть доведена до минимума, который не ограничивает никаких медицинских требований. Импульсная запись изображения с последующей электронной фиксацией позволяет свести к нулю динамическую нерезкость, вызываемую даже самыми быстрыми движениями в организме (ток крови в коронарных сосудах), а использование полупроводниковых частотных инверторов позволяет достигнуть минимальной длительности импульса рентгеновского излучения 0,0005 с при мощности до 100 кВт. По этим причинам, в частности, из практики исчезает фото- и киносъемка с усилителями рентгеновского изображения [5].

6. Компьютерные технологии позволяют все чаще использовать возможности анализа спектрального состава излучения. Примером тому служит так называемый метод дуальных энергий, применяемый в ангиографии для вычитания мешающих теней и в остеометрии для количественного определения кальция в костях.

Таким образом, мы являемся участниками и свидетелями трансформации традиционной рентгенотехники в цифровые системы визуализации рентгеновских изображений. К определенному моменту этой эволюции рентгеновский снимок на пленку перестанет быть основным документом о состоянии внутреннего строения организма и большинство рентгеновских изображений будет храниться в цифровой форме. Компьютерная обработка станет обычной в повседневной практике рентгенологии. Однако бурный прогресс рентгеновской техники будет сочетаться с ограничением ее роли в ряде диагностических областей.

Поэтому, возвращаясь к поставленным выше трем вопросам, на первый и второй вопросы можно дать утвердительный ответ:

отделения лучевой диагностики крупных диагностических центров нуждаются в технических средствах для всех методов медицинской интроскопии. Выбирая метод медицинской визуализации для конкретного пациента, необходимо исходить из трех основополагающих принципов: более точная диагностика, наименьшее отрицательное воздействие на организм пациента, минимальная стоимость исследования. Как видно, эти принципы во многом являются взаимоисключающими, а мудрость врача-диагноста состоит в нахождении разумного компромисса. К сожалению, в связи с крайне низкой оснащенностью отделений лучевой диагностики интроскопической техникой врач и диагносты вынуждены применять ту методику, которая обеспечена техническими средствами.

Говоря о сравнительной клинической значимости методов медицинской визуализации (третий вопрос), можно сослаться на частоту их применения в практической медицине. По имеющейся у нас неполной информации методы визуализации в порядке убывания частоты их применения сегодня можно расположить в следующей последовательности: рентгенология, ультразвуковые исследования, эндоскопия, разных видов реконструктивная томография, микроскопия (включая офтальмологию), радионуклидная диагностика, тепловидение. Отметим, что частота применения разных методов реконструктивной томографии ограничивается главным образом не их клинической значимостью, а дороговизной аппаратуры и проводимых исследований. В таблице, заимствованной нами из [4], приведены объемы поставок различных видов интроскопических приборов в лечебные учреждения США.

Таблица

Рынок США в области аппаратуры для лучевой диагностики ([4], источник: Medical Data Int.) (в млн долларов)

Годы	РКТ	МРТ	УЗ	Ядерная медицина	РДА	УРИ	Архив (PACS)	Всего
1992	570	860	900	350	1390	75	175	4320
1995	530	400	770	290	1220	85	305	3600
2000 (прогноз)	600	700	900	30	1300	75	550	4425

Примечание. РКТ, МРТ – рентгеновский и магнитно-резонансная компьютерная томография; УЗ – ультразвуковая диагностика; РДА – рентгеновская диагностическая аппаратура; УРИ – усилители и преобразователи рентгеновского изображения; PACS – picture archiving and communication systems.

Несмотря на первенство рентгенологических методик, необходимо понимать, что эра классической «пленочной» и «экранной»

рентгенологии завершается. Рентгенология вместе с новыми лучевыми технологиями интегрируется в диагностические комплексы отделений лучевой диагностики. С медицинской точки зрения комплексный подход позволяет более глубоко изучать морфологические, функциональные, энергетические, иммунологические, биохимические структуры и механизмы человеческого организма. С технической точки зрения интеграционный подход позволяет выявить общее в теоретических основах и технических принципах систем визуализации изображений. Уже видны плоды единого подхода к процессам формирования, передачи, хранения и обработки информации о внутреннем строении человеческого организма. Единые диагностические комплексы позволяют синтезировать из разнородных изображений новый класс интегрированных изображений повышенной диагностической ценности. С другой стороны, в диагностических центрах получит широкое распространение аппаратура, оптимизированная для узкоспециализированных методик (маммография, ангиография, системы для интервенционной рентгенологии и т. п.).

Отделения лучевой диагностики, оборудованные объединенными в сеть датчиками изображений в различных физических полях, средствами цифровой обработки, просмотра и архивирования изображений, должны обеспечивать применение всех существующих методик диагностических исследований. На базе экспертных систем появятся электронные ассистенты врача, а на базе международных сетей (в частности, Internet) получит широкое распространение телемедицина.

Настоящее время медицинской интроскопии – это главным образом век визуализации макроскопических изображений органов и систем, когда разрешаемый размер деталей исследуемых органов сравним с 1 мм. Однако компьютерные возможности уже в настоящее время позволяют в ряде рентгенологических методик переходить от качественной, во многом субъективной оценки изображений, к количественному анализу (рентгеновская остеоденситометрия, стереорентгенометрия, рентгеновская компьютерная томография).

Следующий этап развития – это получение изображений на микроскопическом (клеточном) уровне. Это этап развития лучевой диагностики начальных изменений в организме, клинические проявления которых еще отсутствуют благодаря работе компенсаторно-приспособительных механизмов организма. Можно представить, что диагностика на клеточном уровне не обойдется без рентгенотелевизионных методов исследования микроструктур [2]. Как будет развиваться это направление, покажет будущее. Это завтра. А сегодня? Что Россия имеет сегодня?

Разделение СССР практически разрушило рентгеновскую промышленность России, производящую системы визуализации. Поэтому оснащенность отделений лучевой диагностики рентгеновскими системами визуализации крайне низка как в количественном, так и в качественном отношении. Имеющиеся технические средства в большинстве случаев изношены и по своим техническим и эксплуатационным параметрам существенно ниже уровня аппаратуры в лечебных учреждениях развитых стран. Обо всем спектре систем визуализации российским лучевым диагностам приходится только мечтать. Но жизнь не стоит на месте. На руинах старого рождается новое. За последние годы в России появились новые фирмы, которые разрабатывают и производят перспективные модели систем визуализации рентгеновских изображений, находящиеся на уровне современных зарубежных аналогов. К таким фирмам следует отнести ЗАО «Амико» (Москва), «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург), НПО «Экран» (Москва), Научно-практический центр медицинской рентгенологии (Москва), СП «Спектр-АП» (Москва), «Рентгенпром» (г. Истра), «Ренекс» (Новосибирск) и ряд других. К разработкам медицинской рентгеновской техники активно подключаются некоторые конверсионные и академические предприятия страны [1].

Несмотря на огромные экономические трудности и развал приборостроительной промышленности, уже в настоящее время в России ведущие производители рентгеновской техники, широко используя зарубежные комплектующие элементы, в состоянии формировать современные диагностические комплексы и обеспечивать медицинские учреждения России практически всем спектром оборудования, необходимого рентгенологическим отделениям. О новой аппаратуре этих фирм подробно рассказано в статьях тематического номера журнала.

Литература

1. *Блинов Н. Н., Варшавский Ю. В., Зеликман М. И.* // Компьютерные технологии в медицине – 1997. – № 3. – С. 18–24.
2. *Иванов С. А., Комяк Н. И., Мазуров А. И.* Рентгенотелевизионные методы исследования микроструктур. – Л., 1983.
3. *Мазуров А. И., Данилов В. А.* Цифровое рентгенотелевидение. – М., 1990.
4. Технические средства медицинской интроскопии / Под ред. Б. И. Леонова. – М., 1989.
5. *Busch H., Hoffman H., Kruppert H., Morsdorf M.* // Electromedica. – 1997. – Vol. 66. – N 2. – P. 62–64.

6. *Gluchev G.* // *Elektrik.* — 1997. — Vol. 5. — N 1. — P. 139–145.
7. *Halter P.* // *Hospimedica.* — 1996.
8. *Oppelt A.* // *Electromedica.* — 1997 — Vol. 66. — N 2. — P. 58–61.

// *Медицинская техника.* — 1998. — № 6. — С. 3–5.

Михаил Борисович Элинсон
Анатолий Иванович Мазуров
Юрий Арнольдович Вейп
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ЦИФРОВЫЕ РЕНТГЕНТЕЛЕВИЗИОННЫЕ СИСТЕМЫ

Вступая в XXI век, рентгенология переходит на качественно новый уровень, подготовленный новейшими разработками, которые базируются на цифровом телевидении и компьютерной технике. Качество рентгеновского изображения в цифровых системах улучшается настолько, что снимок рентгеновского изображения на пленку утрачивает функции эталонного изображения. Наиболее совершенные рентгентелевизионные системы (РТС) с цифровыми камерами уже превзошли рентгенографию на пленку с усиливающими экранами в десятки раз по динамическому диапазону, в несколько раз по чувствительности, минимум в 2 раза по контрастной чувствительности и сравнились по разрешающей способности. Высокие затраты на расходные материалы (пленка, химикаты), низкая производительность и высокая трудоемкость, а также нечистая технология, связанная с фотохимическим процессом, при съемках на пленку сыграют свою роль и со временем пленка будет полностью вытеснена из рентгенологии цифровыми снимками. Твердая копия рентгеновского изображения будет не нужна, когда отделения лучевой диагностики медицинских учреждений объединятся в информационные сети с цифровыми архивами.

В России разработку и производство цифровых систем для рентгенологии осуществляет Санкт-Петербургская фирма «НИПК «Электрон».

Для оснащения рентгеновских аппаратов разработан ряд усилителей рентгеновских изображений серии УРИ-612-«ОКО» на 9, 12 и 16 дюймовых рентгеновских электронно-оптических преобразователях (РЭОП). Ряд имеет следующие функциональные и потребительские возможности:

- УРИ-612-«ОКО» могут быть установлены на все типы поворотных столов-штативов отечественного и импортного производства;

- УРИ-612-«ОКО» имеют режим рентгеноскопии и цифровой рентгенографии, заменяющий прицельные снимки на пленку;
- УРИ-612-«ОКО» предусматривают использование РЭОП фирм Thomson (Франция), Siemens (Германия), Toshiba (Япония), Philips (Голландия), Tescp (Чехия) и МЭЛЗ (Россия);
- в УРИ-612-«ОКО» используются телевизионные системы с числом пикселей 776 x 582; 1024 x 1024, что позволяет использовать их в рутинных РДК и специализированных рентгеновских аппаратах;
- УРИ-612-«ОКО» работают как в непрерывном, так и импульсном режиме, позволяющем уменьшить дозу на пациента пропорционально скважности импульсов;
- все УРИ-612-«ОКО» оборудованы системами стабилизации мощности дозы во входной плоскости приемника, которые легко адаптируются под конкретные типы питающих устройств.

Этот ряд УРИ-612-«ОКО» позволяет переоснастить современными цифровыми приемниками парк вновь разработанных и находящихся в эксплуатации РДК.

Для реализации рентгеновского контроля в операционных разработаны мобильные хирургические аппараты серии РТС-612, оборудованные цифровыми УРИ-612-«ОКО» с рабочими полями 215/160/120 мм, которые позволяют осуществлять как «мгновенные» рентгеновские снимки, так и непрерывное просвечивание. Чтобы осуществить просвечивание оперируемого органа в нужной проекции без помехи хирургу, штатив аппарата РТС-612 выполнен в виде дуги, охватывающей операционное поле. Штатив имеет пять степеней свободы: горизонтальное и вертикальное перемещения, орбитальное движение, поворот по вертикали на 180° вокруг горизонтальной оси, поворот по горизонтали на сектор до $\pm 10^\circ$ вокруг вертикальной оси. Многопрофильные аппараты РТС-612 имеют широкий диапазон клинического применения на рабочих местах, где осуществляется инструментальное вмешательство, позиционирование и терапия под рентгеновским контролем.

С целью перехода на беспленочные технологии разработана малодозовая высокопроизводительная система регистрации цифровых рентгеновских изображений ЦФК-1, основанная на фотографировании изображения с рентгеновского экрана с помощью цифрового телевизионного фотоаппарата на ПЗС-матрице с числом элементов изображения 2046 x 2048. Размер рабочего поля – 390 x 390 мм, контрастная чувствительность 1%, экспозиционная доза на снимок не более 1 мР. Использование системы ЦФК-1 позволяет достигнуть всех преимуществ цифровой рентгенографии перед традиционной пленочной методикой и возродить массовую профилактическую флюорографию, а также в целом ряде случаев

заменить пленочную рентгенографию на стойке снимков и столе снимков рентгенодиагностических комплексов.

Любая из вышеперечисленных цифровых систем может быть дополнена программно-аппаратным комплексом автоматизированной диагностики «Эльф».

Комплекс «Эльф» служит для ввода изображения в компьютер, где осуществляется его цифровая обработка. Здесь же ведется база данных пациентов, осуществляется автоматизированная подготовка протоколов исследований и подготовка изображений для архивирования. Емкость оперативного архива составляет не менее 300 снимков форматом 2К x 2К x 8 бит.

// Телевидение: передача и обработка изображений: Матер. междунар. конф. 20–22 июня 2000 г. –СПб.: СПбЭТУ «ЛЭТИ», 2000. –С. 102–104.

Николай Николаевич Блинов
ВНИИИМТ, Москва

Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

РАЗРЕШАЮЩАЯ СПОСОБНОСТЬ СИСТЕМ ВОСПРОИЗВЕДЕНИЯ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Вопросу разрешающей способности систем воспроизведения рентгеновских изображений посвящено много работ [1, 4–6, 11]. Однако две причины побуждают вернуться к детальному рассмотрению этого вопроса. Эти причины состоят в следующем.

В большинстве работ способность рентгеновских систем воспроизводить мелкие детали оценивается по суммарной нерезкости H_{Σ} , причем указывается, что суммарная нерезкость всегда больше отдельных составляющих.

$$H_{\Sigma} = \sqrt{H_r^2 + H_d^2 + H_n^2}, \quad (1)$$

где H_r , H_d – соответственно геометрическая, динамическая составляющая нерезкости, H_n – нерезкость приемника. Так как разрешающая способность системы обратно пропорциональна нерезкости, то напрашивается вывод, что разрешение мелких деталей не может быть больше разрешения приемника. При этом забывается тот факт, что изображение просвечиваемых органов из-за геометрии исследования всегда получается с некоторым увеличением, которое приводит к трансформации спектра пространственных

частот изображения. Следовательно, видимость мелких структур будет зависеть не только от нерезкости, но и от того, как трансформированный спектр согласован с пропускной способностью системы, ее контрастно-частотной характеристикой (КЧХ), что нуждается в исследовании.

Вторая причина непосредственно вытекает из первой. Если разрешение мелких деталей может быть больше разрешающей способности приемника, то представляет научный и практический интерес детальный анализ роли приемника и других элементов системы преобразования в разрешении системы в целом. Это особенно важно в связи с бурным развитием цифровых приемников, которые имеют ряд преимуществ перед пленочными [2, 8–10], но еще существенно уступают им по пространственному разрешению.

Как известно, разрешающая способность систем воспроизведения рентгеновских изображений R_c является функцией ряда параметров. Она зависит от размеров фокусного пятна рентгеновской трубки f , увеличения просвечиваемого объекта m_0 (т. е. геометрии съемки), разрешающей способности приемника R_n , скорости движения просвечиваемого объекта V и времени экспозиции t . Кроме того, на разрешение влияет зашумленность изображения. Последний фактор не изменяет относительного вклада в разрешение системы других параметров, поэтому при сопоставительном анализе его можно не учитывать. В этом случае разрешение можно определять не по пересечению КЧХ системы с пороговой характеристикой [9], а по выбранному пороговому (отсчетному) уровню. Следуя автору работы [1], примем отсчетный уровень $\Delta = 0,12$.

КЧХ системы будем считать нормальной и описывать соотношением:

$$A(\nu) = \exp(-2\pi^2\sigma_c^2\nu^2), \quad (2)$$

где ν – пространственная частота в мм^{-1} , σ_c – среднеквадратическое отклонение аппаратной функции системы, $\pi = 3,14$.

Предположение о нормальности КЧХ системы следует из многозначности любой системы визуализации рентгеновских изображений [7, 11, 12].

Разрешающую способность системы можно непосредственно определить из (2), положив $A(\nu = R_c) = \Delta$. В этом случае разрешение системы равно:

$$R_c = \frac{\sqrt{\ln \Delta}}{1,41\pi\sigma_c}, \quad (3)$$

или для отсчетного уровня $\Delta = 0,12$

$$R_c = \frac{0,33}{\sigma_c}. \quad (4)$$

Так как объект всегда передается с увеличением m_0 , то в соотношение (4) необходимо ввести множитель m_0 , что следует из теоремы об изменении спектра частот изображения при изменении масштаба [6].

$$R_c = 0,33 \frac{m_0}{\sigma_c}. \quad (5)$$

Среднеквадратическое отклонение аппаратной функции системы σ_c можно разложить на три некоррелированных слагаемых, первое из которых определяется аппаратной функцией приемника σ_{Π} , второе – размерами фокусного пятна и его увеличением $\sigma_{\Phi} m_{\Phi}$, а третье связано с движением и увеличением объекта $\sigma_g m_g$:

$$\sigma_c^2 = \sigma_n^2 + (\sigma_{\Phi} m_{\Phi})^2 + (\sigma_g m_g)^2, \quad (6)$$

здесь m_{Φ} – увеличение фокусного пятна трубки, которое связано с увеличением объекта соотношением $m_{\Phi} = m_0 - 1$.

Для оценки относительного влияния на разрешение каждой из составляющих приведем разрешающую способность системы к разрешающей способности приемника.

$$\frac{R_c}{R_n} = m_0 \frac{\sigma_n}{\sigma_c} = \frac{m_0}{\sqrt{1 + (\sigma_{\Phi} / \sigma_n)^2 (m_0 - 1)^2 + (\sigma_g / \sigma_n)^2 m_0^2}}. \quad (7)$$

Если допустить, что распределение интенсивности рентгеновского излучения по фокусу нормальное, то из методики определения размеров эффективного фокусного пятна рентгеновских трубок [3] следует, что:

$$\sigma_{\Phi} = \frac{f}{3}. \quad (8)$$

Аппаратную функцию приемника принимаем нормальной, тогда:

$$\sigma_n = \frac{0,33}{R_n}. \quad (9)$$

При приблизительно равномерном движении объекта со скоростью V :

$$\sigma_g = \frac{V t_g}{3}. \quad (10)$$

где t_g – время экспозиции. Подставляя в (7), получим:

$$R_c = R_n \frac{m_0}{\sqrt{1 + (m_0 - 1)^2 (fR_n)^2 + m_0^2 (Vt_0 R_n)^2}} . \quad (11)$$

Соотношение (11) позволяет оценить вклад разрешения приемника в разрешающую способность системы при различных f , m_0, V и t_0 .

Если объект неподвижен, то

$$R_c = R_n \frac{m_0}{\sqrt{1 + (m_0 - 1)^2 (fR_n)^2}} . \quad (12)$$

На рис. 1 и 2 представлены построенные по соотношениям (11) и (12) зависимости разрешения систем от увеличения объекта при различных значениях произведений fR_n и $Vt_0 R_n$.

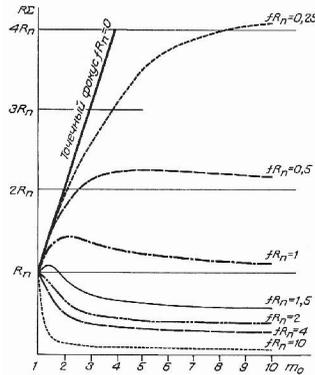


Рис. 1. Изменение пространственного разрешения системы преобразования в зависимости от коэффициента m_0

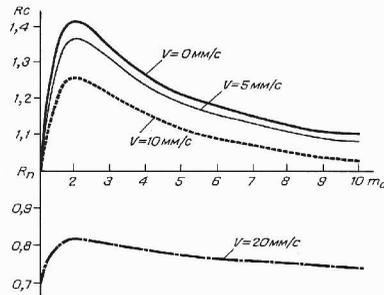


Рис. 2. Зависимость пространственного разрешения системы R_c от m_0 при различной скорости движения объекта V

На относительное разрешение системы R_o/R_n в сильной степени влияет увеличение объекта. В зависимости от fR_n и V/R_n при различных m_o разрешение может быть как больше, так и меньше единицы.

Так как движение просвечиваемых объектов подавляет высокочастотный спектр пространственных частот, то при движении разрешение мелких структур всегда ухудшается. Поэтому для уменьшения смазывания изображения выдержку всегда необходимо сокращать насколько это позволяют возможности рентгеновского питающего устройства, излучателя и чувствительность приемника.

Если поставить условие, чтобы движение объекта ухудшало разрешение системы не более чем геометрия съемки, то это условие математически, исходя из (10), можно записать в виде:

$$t \leq \frac{m_o - 1}{m_o} \cdot \frac{f}{V}. \quad (13)$$

Следует отметить, что с уменьшением m_o относительное влияние динамической нерезкости значительно возрастает, что существенно затрудняет реализацию потенциально высокого разрешения пленочной рентгенографии.

К сожалению, возможности использования коротких выдержек ограничиваются мощностью излучателей и рентгеновских питающих устройств. Например, при режиме съемки: напряжение на трубке $V = 100$ кВ, количество электричества $Q = 5$ мАс, экспозиция 5 мс, требуется питающее устройство и излучатель с мощностью 100 кВт.

При просвечивании неподвижных объектов разрешающая способность системы при реальных увеличениях может быть как меньше, так и больше разрешающей способности приемника. Критерием может служить произведение fR_n .

Если $fR_n < 1$, то R_c всегда (кроме предельного нереального случая, когда $R_c = R_n$) превышает R_n (рис. 1).

При $fR_n > 1$ разрешающая способность системы R_c , начиная от $m_o = 1$, возрастает и при $m_o = \frac{(fR_n)^2 + 1}{(fR_n)^2}$ имеет максимум, а далее при

$m_o = \frac{(fR_n)^2 + 1}{(fR_n)^2 - 1}$ сравнивается с R_n и затем уменьшается, приближаясь

к пределу $1/f$ по мере возрастания увеличения.

Так как существующие конструкции рентгеновских аппаратов для пленочной рентгенографии имеют $fR_n > 1$ ($f = 0,5-2$ мм, $R_n = 5-20$ мм⁻¹), то разрешающая способность пленки, которая, безусловно, имеет лучшее разрешение из всех существующих при-

емников, практически никогда не реализуется. Разрешение системы приближается к разрешению приемника экран—пленка только для очень тонких объектов, вплотную придвинутых к приемнику при больших расстояниях фокус трубки — приемник.

Начиная с $m_0 = \frac{(fR_n)^2 + 1}{(fR_n)^2}$ разрешение системы резко падает

(рис. 1). Чтобы полностью реализовать разрешение пленки (или пленки с усиливающими экранами) при увеличениях 1,1–1,8, получающихся на большинстве рентгеновских аппаратов, необходимо решить проблему микрофокусной рентгенографии ($f < 0,5$ мм) при мощностях излучателей, обеспечивающих в плоскости приемника дозы 0,5–2 мР с временем экспонирования не более 5 мс. Это пока нереализуемая проблема.

Преимущества пленочной рентгенографии с мелкоструктурными экранами, когда $R_n = 10 \text{ мм}^{-1}$, по сравнению с рентгенографией с крупнозернистыми экранами ($R_n = 5 \text{ мм}^{-1}$) имеют место только при увеличениях менее $m_0 = 1,2$ (съемка тонких объектов — руки, ноги, шея). При $m_0 \geq 1,2$ (80% исследований) разрешающие способности этих систем выравниваются.

На рис. 3 а приведена типичная геометрия рентгенографии, а на рис. 3 б построена разрешающая способность, получаемая при этих условиях.

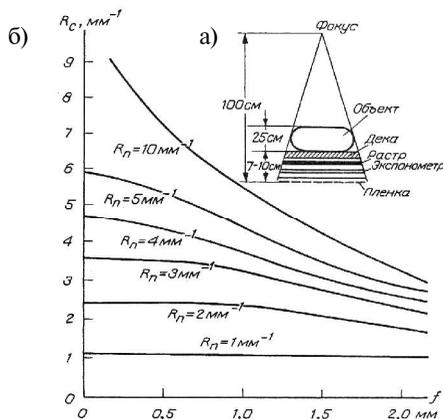


Рис. 3. Зависимость пространственного разрешения системы

при $m_0 = 1,2$ от размеров фокуса:

a — геометрия съемки; *б* — пространственное разрешение R_c от f при различном разрешении приемника R_n

Принятое нами условие $m_0 = 1,2$ в наибольшей степени соответствует исследованиям глубоко залегающих органов: легких, сердца, желудочно-кишечного тракта. Для этих случаев (80% исследований) справедливым оказывается парадоксальный на первый взгляд вывод: бессмысленно использовать приемники с разрешением больше 3 мм^{-1} при фокусах с размерами 2 мм и более, 5 мм^{-1} при фокусах с размерами 1 мм и более и только фокусы менее 0,5 мм могут обеспечить пространственное разрешение выше 5 мм^{-1} . Разумеется, приведенные соображения справедливы только для $m_0 \geq 1,2$. При рентгенографии конечностей, например, m_0 может быть обеспечено до значений 1,02–1,05, при этом достигается разрешение, близкое к пространственному разрешению приемника для фокусов от 1 мм и менее.

Из соотношения (12), приняв $m_0 = 1,2$, следует условие оптимизации суммарного разрешения системы при скорости движения исследуемого органа V :

$$t_{\text{экс}} = \frac{f}{6V}. \quad (14)$$

Из исследований, проведенных в [5], значение V для движущейся стенки сердца составляет 20–30 мм/с, для края легкого – 5 мм/с, для стенки желудка – 2 мм/с.

Сегодня классическую рентгенографию вытесняет с рынка цифровая рентгенография, у которой разрешение приемников не превышает $1\text{--}4 \text{ мм}^{-1}$. Однако, имея более высокую чувствительность, системы цифровой рентгенографии работают при меньших размерах фокусов рентгеновских трубок. Для них критерий fR_n близок к единице. Поэтому цифровая система в целом имеет разрешение больше, чем у приемника, причем разрешение растет с увеличением m_0 , начиная с некоторого m_0 превосходит разрешение систем пленочной рентгенографии. В развитых странах, учитывая другие преимущества цифровой рентгенографии за последние несколько лет, наблюдается замена пленочной рентгенографии на цифровую с интенсивностью 5–15% в год. Например, при $f = 100 \text{ мкм}$ и $R_0 = 10 \text{ мм}^{-1}$ оптимальным будет увеличение $m_0 = 2$, а при $f = 50 \text{ мкм}$ и $R_n = 10 \text{ мм}^{-1}$ оптимальное увеличение $m_0 = 5$.

Результаты настоящих исследований подтверждаются при разработках и определении областей применения целого ряда систем воспроизведения рентгеновских изображений.

Таким образом, в современных усилителях с цифровым выходом, например УРИ-612-«ОКО», кроме непрерывного режима просвечивания, предусмотрен режим экспонирования короткими импульсами, существенно меньшими, чем длительность кадра. Это

вызвано тем, что в УРИ на ПЗС-матрицах длительность накопления сигнала изображения составляет 20 мс. При более коротких экспозициях движущихся органов динамическая нерезкость существенно не влияет на разрешение системы. Использование экспонирования короткими импульсами позволяет приблизить разрешение структур просвечиваемых объектов на УРИ к разрешению прицельной рентгенографии и, таким образом, реализовать цифровую рентгенографию на поворотных столах-штативах.

По мере отдаления просвечиваемого объекта от приемника разрешение его структур при классической рентгенографии резко падает, а при цифровой рентгенографии, наоборот, возрастает. Начиная с некоторых увеличений в зависимости от f и R_n (разрешающие способности этих методов съемки становятся равными) и далее разрешение цифровой системы становится выше пленочной. Из этих наблюдений можно сделать два вывода, важных для разработки рентгеновских систем. Во-первых, при цифровой рентгенографии можно допустить большее расстояние дека—приемник, минимизация которого обычно наталкивается на ряд ограничений. Во-вторых, в системах с увеличением более 1,2–1,4, к которым, в частности, относятся передвижные хирургические аппараты с УРИ, например РТС-612, рентгенография на пленку теряет смысл и только инертность мышления заставляет в подобных системах предусматривать возможность съемки на пленку. Для получения твердых копий более целесообразно использовать мультиформатные камеры либо даже печатать просто на качественном принтере.

Цифровые флюорографические камеры, имеющие разрешение $R_n = 2,5 \text{ мм}^{-1}$, например ЦФК-1, при фокусах рентгеновских трубок не более 0,6 мм можно эффективно использовать на снимочных рабочих местах: столе снимков и вертикальной стойке, так как при реальных увеличениях объектов такая система разрешает практически все структуры, включая костную.

Необходимо в кратчайший срок исключить использование в стационарной аппаратуре фокуса 2 мм, не уменьшая теплоемкости анода. Переход на повсеместную работу при общей диагностике к фокусу 1,2 мм и новым усиливающим экранам с высокой чувствительностью ЭУ-ВИЗ [1] приведет к более чем двукратному выигрышу в разрешающей способности исследования.

Литература

1. Блинов Н. Н., Жуков Е. М., Козловский Э. Б., Мазуров А. И. Телевизионные методы обработки рентгеновских и гамма-изображений. — М., 1982.
2. Блинов Н. Н., Мазуров А. И. // Мед. техника. — 1999. — № 5. — С. 3–6.

3. ГОСТ-22091.9–86. Приборы рентгеновские. Методы измерения размеров эффективного фокусного пятна. —М., 1986.
4. *Гурвич А. М.* Рентгенолюминофоры и рентгеновские экраны. —М., 1976.
5. *Дмоховский В. В.* Основы рентгенотехники. —М., 1960.
6. *Иванов С. А., Комяк Н. И., Мазуров А. И.* Рентгенотелевизионные методы исследования микроструктур. —М., 1974.
7. *Ллойд Дж.* Системы тепловидения. —М., 1978.
8. *Мазуров А. И., Данилов В. А.* Цифровое рентгенотелевидение. —М., 1990.
9. *Нудельман С., Фишер Д., Фрост М.* и др. // ТИИЭР (Труды Ин-та инженеров по электронике и радиоэлектронике) / Пер. с англ. — 1982. — Т. 70. —№ 7. —С. 14–24.
10. *Рыфтин Я. А.* Телевизионная система. —М., 1967.
11. Технические средства медицинской интроскопии / Под ред. Б. И. Леонова. —М.: Медицина, 1989.
12. *Харкевич А. А.* Теоретические основы радиосвязи. —М., 1957.

RESOLUTION OF X-RAY IMAGE REPRODUCTION SYSTEMS

N. N. Blinov, A. I. Mazurov

Summary. At digital and film X-ray studies, the geometry of a survey exerts a varying effect on the system's resolution. This may lead to the better quality of digital X-ray image when actual magnification is performed.

// Медицинская техника. —2000. —№ 5. —С. 12–15.

Анатолий Иванович Мазуров
 ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОТЕХНИКИ

В медицинской интроскопии, которая использует все возможные виды физических полей для получения изображений внутреннего строения человека, рентгенотехника по-прежнему занимает первое место. В настоящее время с помощью рентгеновского излучения, несмотря на его вредное действие, получают около 80% всех визуализируемых изображений и его потенциальные возможности далеко не исчерпаны. Однако вместе с окончанием XX века заканчивается эра классической медицинской рентгенотехники. Постепенно уходят в прошлое:

1. Три рабочих места рентгенолога для рутинной рентгенологии. Поворотный стол-штатив для рентгеноскопии и прицельных

снимков, вертикальная стойка снимков и стол снимков, оснащенный приставкой для продольной томографии, заменяются телеуправляемыми и полипозиционными столами, выполняющими функции всех трех рабочих мест.

2. Традиционные рентгеновские питающие устройства, выпрямляющие повышенное с помощью трансформаторов напряжение сети. Им на смену приходят более экономичные, малогабаритные генераторы, выпрямляющие преобразованные напряжения с частотой от нескольких до 300 кГц, что позволяет формировать постоянное высокое напряжение на рентгеновской трубке с малыми пульсациями.

3. Таблицы экспозиций со сложной «автоматикой по органам». Многократное расширение динамического диапазона цифровых детекторов позволит значительно упростить выбор режимов рентгенологического исследования.

4. Экран для просвечивания и пленка для рентгенографии. Эти приемники рентгеновских изображений, господствовавшие в рентгенотехнике целое столетие, повсеместно заменяются твердотельными усилителями и преобразователями рентгеновских изображений (УРИ) и беспленочными приемниками получения цифровых рентгенограмм.

После массовой замены пленочной рентгенографии на цифровую практически погибнет индустрия, выпускающая рентгеновские пленки, проявочные машины, усиливающие экраны, негатоскопы, сушильные шкафы и ряд другой техники, сопутствующей пленочной рентгенографии.

На пороге XXI века развитие рентгенотехники перешло на качественно новый уровень, подготовленный новейшими технологиями в области рентгеновского аппаратостроения, цифрового телевидения и компьютерной техники.

Цифровые технологии интенсивно внедряются практически во все разделы рентгенотехники. На их базе сформировался подход к рентгеновскому аппарату как к единой системе преобразования информации.

Среди российских фирм наибольших успехов в области цифровой рентгенотехники добилось ЗАО «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург) (6, 7). Ниже на примерах разработок этой фирмы рассмотрены полученные результаты и дан прогноз дальнейшего развития цифровых технических средств для радиологии.

В настоящее время первое, а значит, главное, рабочее место рентгенолога (поворотный стол-штатив для рентгеноскопии и прицельных снимков) немыслимо без цифрового усилителя рентгеновского изображения (УРИ).

Однако в медицинских учреждениях России находится в эксплуатации огромный парк рентгенодиагностических комплексов (РДК) без УРИ или с УРИ устаревших и отслуживших свой срок моделей.

Для решения технической стороны этой проблемы ЗАО «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург) разработало ряд УРИ серии УРИ-612-«ОКО» на 9, 12 и 16 дюймовых рентгеновских электронно-оптических преобразователях (РЭО-Пах). Ряд насчитывает несколько десятков модификаций УРИ-612-«ОКО» (рис. 1) и имеет следующие функциональные и потребительские возможности.



Рис. 1. Усилитель рентгеновского изображения серии УРИ-612-«ОКО» в составе рентгеновского аппарата.

Усилители серии УРИ-612-«ОКО» могут быть установлены на все типы поворотных столов-штативов как отечественного, так и импортного производства. На поворотные столы-штативы с жесткими экранно-снимочными устройствами (ЭСУ) УРИ-612-«ОКО» устанавливаются без потолочного уравнивателя. В этом отношении модификации УРИ-612-«ОКО» отличаются типом фланца стыковки с ЭСУ и наличием или отсутствием потолочного уравнивателя. Уже имеется опыт работы УРИ-612-«ОКО» в составе рентгенодиагностических комплексов РДК 50/6, Медикс-Р, Телемедикс-Р, РУМ-20, РЕНЕКС, DMT-80К, EDP-750, UNDISTAT, VIROMATIC 56, TELESTATIX, TUR 800 и целого ряда других. Два идентичных пульта усилителей, дублирующих друг друга, позволяют устанавливать УРИ-612-«ОКО» как на обычные поворотные столы-штативы, так и на телеуправляемые.

По функциональным возможностям серия УРИ-612-«ОКО» делится на два класса. К первому классу относятся усилители УРИ-612-«ОКО», предназначенные только для рентгеноскопии с

возможностью запоминания последнего кадра при выключении просвечивания. Ко второму классу относятся усилители УРИ-612П, в которых, кроме режима рентгеноскопии, предусмотрен режим цифровой рентгенографии, в целом ряде случаев заменяющий прицельные снимки на пленку. Для осуществления второго режима УРИ-612-«ОКО» комплектуются аппаратно-программным комплексом «Эльф», который позволяет записать изображение в память компьютера и, при необходимости, получить его твердую копию. Необходимо отметить, что класс УРИ-612П с аппаратно-программным комплексом «Эльф» является наиболее перспективным. «Эльф» позволяет внедрить на первое рабочее место РДК беспленочную технологию получения прицельных рентгеновских снимков, которая имеет целый ряд преимуществ перед пленочной технологией. Цифровые УРИ-612П резко сокращают эксплуатационные расходы за счет отказа от пленки, фотореактивов, фотолаборатории и пленочного архива. В несколько раз увеличивается пропускная способность первого рабочего места и производительность рентгенологов, уменьшается трудоемкость получения рентгеновских снимков, так как цифровые рентгеновские снимки получаются в считанные секунды даже после компьютерной коррекции, препарирования и согласования качества снимка со свойствами зрения. Цифровые УРИ-612П хорошо вписываются в общую тенденцию по созданию компьютерных сетей и цифровых архивов.



Рис. 2. Цифровая камера в составе флюорографа

Технические параметры и характеристики УРИ-612-«ОКО» и УРИ-612П, входящие в рассматриваемый ряд, во многом зависят от типа используемого рентгеновского электронно-оптического преобразователя и типа телевизионной системы. Ряд УРИ-612-«ОКО»

предусматривает использование РЭОПов Московского электролампового завода РЭП-1 (двухпольный с номинальным диаметром 230 мм); фирмы Thomson (Франция) с номинальными диаметрами 230, 320 и 400 мм и числом рабочих полей от 1 до 4; фирмы Tesp (Чехия) с номинальным диаметром 270 мм с двумя рабочими полями.

В УРИ-612-«ОКО» используются три модификации цифровых телевизионных систем. Телевизионными системами на полудюймовых ПЗС-матрицах с числом пикселей 776 x 582 оснащаются УРИ-612-«ОКО» на РЭОПах с номинальным диаметром 230 мм. Эти системы имеют малошумящий усилительный тракт с регулируемым цифровым шумоподавителем. Подавление шума на изображении на 6 дБ происходит без смазывания движущихся органов. Степень подавления шума для неподвижных и малоподвижных органов может быть увеличена с пульта усилителя. В телевизионных системах предусмотрена компенсация неравномерности чувствительности УРИ по полю изображения, а также компенсация геометрических искажений и пятен РЭОПа.

С пульта УРИ можно изменять полярность изображения (позитив-негатив), осуществлять инверсии изображения (вверх-вниз, влево-вправо), задавать уровень шумоподавления в зависимости от подвижности просвечиваемых органов.

Телевизионные системы на ПЗС-матрицах с числом пикселей 1024 x 1024 предназначены для УРИ-612-«ОКО» высокого разрешения, например, для ангиографических комплексов или УРИ-612-«ОКО» с большими рабочими полями – 290 мм в диаметре и более.

Телевизионные системы сверхвысокого разрешения (2048 x 2048 и 3072 x 2048 пикселей) используются в УРИ-612-«ОКО» для поворотных столов-штативов, которые могут комплектоваться стандартными ЭСУ для прицельных снимков на пленку. Разрешающая способность УРИ-612-«ОКО» с этими телевизионными системами позволяет полностью заменить пленочную рентгенографию на цифровую. При рентгеноскопии УРИ-612-«ОКО» работают в импульсном режиме (пульс-флюоро) с максимальной частотой смены кадров 25 кадров в секунду.

Использование в УРИ-612-«ОКО» цифровых телевизионных камер позволяет снизить лучевые нагрузки до 10 раз, улучшить качество изображений и резко сократить эксплуатационные расходы.

Все УРИ-612-«ОКО» оборудованы системами стабилизации мощности дозы во входной плоскости РЭОПа, что автоматически оптимизирует качество изображения. Уровень установленной мощности дозы отображается на экране монитора. Система стабилизации легко адаптируется под конкретные типы питающих устройств.

Таблица

**Технические параметры и характеристики некоторых модификаций
УРИ-612-«ОКО», которые зависят от типа используемого РЭОПа**

Тип РЭОПа, производитель, страна	РЭП-1 МЭЛЗ Россия	013QA41G NTSP Чехия	ТН 9428 Thomson Франция	ТН 9432 Thomson Франция	ТН 9437 Thomson Франция
Диаметры рабочих полей, мм	212/150	250/175	215/160/120	290/215/160	360/290/215/160
Чувствительность, МкР/с	50	50	20	20	20
Число пикселей ТВ камеры	776x582	776x582 или 1024x1024	776x582 или 1024x1024	1024x1024 или 2048x2048	2048x2048

Весь ряд УРИ-612-«ОКО» рассчитан на питание от однофазной сети переменного тока напряжением 220 В с частотой 50 Гц. УРИ-612-«ОКО» различают пороговый контраст не более 2% и имеют динамический диапазон не менее 50 раз.

Все нормируемые стандартом на УРИ (ГОСТ 26141-84) параметры УРИ-612-«ОКО» находятся на уровне лучших зарубежных аналогов. Все УРИ-612-«ОКО» могут работать в импульсном режиме, если на такой режим рассчитано рентгеновское питающее устройство.

Таким образом, можно констатировать, что техническая сторона проблемы переоснащения парка рентгенодиагностических комплексов цифровыми усилителями рентгеновских изображений ЗАО «НИПК «Электрон» решена. Использование ряда усилителей серии УРИ-612-«ОКО» в РДК будет содействовать внедрению в медицинскую практику современных технологий рентгенологических исследований. УРИ-612-«ОКО» позволяют: снизить лучевые нагрузки на пациента и обслуживающий персонал в десятки раз; улучшить качество рентгеновских изображений и, как следствие, качество диагностики; сократить эксплуатационные расходы за счет отказа от пленки, фотолаборатории и пленочного архива; увеличить производительность рентгеновских кабинетов и уменьшить трудоемкость получения рентгеновских снимков.

Переход на беспленочные технологии на втором (стол снимков) и третьем (стойка снимков) рабочих местах рентгенолога и в флюорографии потребовал разработки цифровых рентгеновских приемников отдельных кадров. В этом направлении работает много фирм [1, 6, 7]. ЗАО «НИПК «Электрон» пошло по пути разработки рентгеновского цифрового приемника, в котором используется метод съемки изображения с рентгеновского экрана, но не на

пленку, а на ПЗС-матрицу. Впервые на эффективность такого метода регистрации рентгенограмм с использованием телевизионных преобразователей свет-сигнал было указано в работе [1]. Первая камера этого класса (КФЦ-«Электрон») предназначалась, главным образом, для флюорографии (рис. 2).

Цифровая камера КФЦ-«Электрон» формирует видимое изображение на рентгеновском экране, передает его с помощью светосильного объектива на фотоприемник (ПЗС-матрицу) и преобразует видеосигнал с матрицы в цифровой сигнал. Камера включает также датчик сигнала автоматического контроля экспозиции. Цифровой сигнал камеры поступает на АРМ лаборанта и записывается в оперативную память. АРМ лаборанта реализует предварительную обработку видеосигнала: компенсацию фона и неравномерности сигнала по полю изображения, подавление шумов, подбор параметров яркости, контраста и др. С помощью АРМ лаборанта осуществляются ввод данных о пациенте, задание экспозиции, контроль качества полученного изображения и пересылка полученного изображения в АРМ рентгенолога.

АРМ рентгенолога обеспечивает анализ (дешифрирование) изображения на мониторе, его коррекцию, препарирование и согласование с параметрами зрения. Обработанное изображение архивируется и при необходимости производится его распечатка. Здесь же осуществляется составление рентгенологического заключения.

Применение двух автоматизированных рабочих мест (АРМ лаборанта и АРМ рентгенолога) позволяет одновременно вести прием пациентов и дешифровку ранее полученных снимков.

Цифровая камера КФЦ-«Электрон» — это малодозовая высокопроизводительная система регистрации рентгеновских изображений, основанная на экологически чистой цифровой технологии.

Технические характеристики цифровой камеры

Размер рабочего поля, мм	390 x 390
Пространственная разрешающая способность, пар линии/мм	2.5
Число элементов изображения	2048 x 2048
Контрастная чувствительность, %	1
Градационная разрешающая способность, уровней серого	4096
Динамический диапазон, раз, не менее	150
Производительность, снимков/ч	60
Экспозиционная доза на снимок (в плоскости приемника), мР, не более	1

Использование камеры КФЦ-«Электрон» обеспечивает все преимущества современной цифровой рентгенографии перед традиционной пленочной технологией. Это в первую очередь мгновенное получение цифровых рентгенограмм, экономия времени врача и пациента, достаточно высокая разрешающая способность, цифровая обработка изображения, возможность ведения цифрового архива снимков и включения в сеть телерентгенологии. Наконец, немаловажный экономический фактор — отказ от дорогостоящей рентгеновской пленки, химикатов, проявочного и просмотрового оборудования, фотолаборатории.

Отметим, что цифровая камера КФЦ-«Электрон» позволяет на современном технологическом уровне возродить массовую профилактическую флюорографию и в ряде случаев заменить традиционную рентгенографию на вертикальной стойке и столе снимков рентгенодиагностических комплексов.

Прослеживается тенденция замены рентгеновских кабинетов с традиционными тремя рабочими местами на рентгеновские кабинеты с телеуправляемыми и полипозиционными столами с цифровыми приемниками, выполняющими функции всех трех рабочих мест. Сочетание трех рабочих мест в одном обеспечивает большую экономичность и эксплуатационную гибкость. Эта тенденция получит развитие после разработки плоских цифровых приемников, позволяющих снимать информацию в режиме как рентгенографии, так и рентгеноскопии. Сейчас такие полипозиционные столы оборудуются цифровыми преобразователями с большими рабочими полями усилителей рентгеновских изображений (РЭОП). Однако их пространственная разрешающая способность не во всех случаях применения является достаточной.

Наряду с универсальными многофункциональными рентгеновскими аппаратами все шире начинают применяться узкоспециализированные цифровые системы (маммографические, зубные, костные), которые оптимизированы под решение конкретных задач. Эта тенденция будет развиваться и дальше.

Медицинская рентгеновская техника получает все большее распространение не только как средство диагностики, но и как средство рентгеновского контроля при проведении терапевтических и хирургических процедур (интервенционная рентгенология, литотрипсия, лапаротомия и внутрисосудистая хирургия под рентгеновским контролем).

Современные достижения медицины существенно расширяют диапазон применения рентгеноскопии, которая ранее использовалась главным образом для функциональных исследований.

Эти новые направления медицины развиваются по экспоненциальной зависимости; в таких же темпах развивается рентгеновская техника для их реализации. Во всем мире с этой целью используются рентгеновские аппараты с многопозиционными арочными (так называемыми «С-arm») штативами, оборудованные УРИ с цифровой памятью. Хирургические рентгеновские аппараты этого класса выпускаются более чем 10 фирмами. В России многопрофильный хирургический рентгеновский аппарат типа РТС-612 выпускает ЗАО «НИПК «Электрон» – (рис. 3). Этот аппарат широко применяется в клинической практике на тех рабочих местах, где осуществляется инструментальное вмешательство, позиционирование и хирургия под рентгеновским контролем.



Рис. 3. Хирургический рентгеновский аппарат РТС-612

Чтобы в полной мере удовлетворить потребности хирургии под рентгеновским контролем в аппаратах серии РТС-612 был реализован целый ряд специальных требований.

Для удобства работы медицинского персонала, проводящего операцию, штатив аппарата выполнен в виде дуги, охватывающей операционное поле. На дуге располагаются источник рентгеновского излучения и УРИ с телевизионной камерой.

Чтобы осуществить просвечивание оперируемого органа в нужной проекции без помехи хирургу, штатив имеет пять степеней свободы: горизонтальное и вертикальное перемещения, орбитальное движение, поворот по вертикали на 180° вокруг горизонтальной оси, поворот по горизонтали на сектор до 10° вокруг вертикальной оси.

С целью снижения лучевой нагрузки на пациента и персонал в аппарате предусмотрен импульсный режим работы рентгеновской

трубки с запоминанием изображения в цифровой памяти в период между импульсами. По сравнению с непрерывным просвечиванием, выигрыш в лучевой нагрузке пропорционален скважности импульсов рентгеновского излучения и может составлять десятки раз.

Для получения высокой четкости в режиме рентгеноскопии, при значительном удалении операционного поля от УРИ, в аппарате используется двухфокусная рентгеновская трубка с малым фокусным пятном 0,6 x 0,6 мм. При съемках рентгенограмм на пленку фокус трубки переключается на размер 1,6 x 1,6 мм.

Вес и габариты аппарата минимизированы, что позволяет его легко передвигать по операционной одной медсестре.

На пульте управления РТС сосредоточены кнопки и информационные табло, обеспечивающие централизованное переключение режимов и полную информацию о работе всей системы. Включение рентгеновского излучения производится с пульта управления или ножной педалью.

В настоящее время в рентгенооперационных России установлено несколько десятков аппаратов серии РТС-612. Под их рентгеновским контролем выполняются травматологические, ортопедические и лапароскопические операции, рентгеноэндovasкулярные и внутрисосудистые вмешательства. Под непрерывным или периодическим рентгеновским контролем этих аппаратов осуществляется имплантация регуляторов ритма сердца в кардиохирургии, дробление камней в почках человека с помощью ударных волн в урологии, стабилизация осколков и поиск (извлечение) инородных тел в хирургии несчастных случаев и ряд других хирургических вмешательств. Области их применения непрерывно расширяются. С ангиографической приставкой они позволяют успешно осуществлять даже цифровую субтракционную ангиографию.

Опыт эксплуатации РТС-612 показал, что на их основе можно создавать рентгенохирургические комплексы, удовлетворяющие требованиям практического здравоохранения в области травматологии, ортопедии, кардиохирургии, эндоскопии, урологии и других областях, где осуществляется рентгеновский контроль во время операции. Особое значение приобретают создаваемые на базе РТС-612 рентгенохирургические комплексы для внедрения в медицинскую практику технологий интервенционной рентгенологии.

Хорошо известно, что любое теневое рентгеновское изображение содержит информацию обо всех органах, пронизываемых первичным пучком, и плохо согласовано со свойствами зрительного анализатора. Поэтому после преобразования изображения в видеосигнал, появляется возможность его обработки по трем направлениям. Это коррекция аппаратурных искажений; препарирование, связанное с выделением интересующих рентгенолога и подав-

лением несущественных для данного исследования структур; и, наконец, согласования наблюдаемого рентгенологом изображения (по яркости, контрасту, детальности, динамическому диапазону и т. д.) с возможностями зрительного анализатора. Например, пространственно-частотный спектр просвечиваемых структур на мониторе должен соответствовать полосе пропускания зрительного анализатора, а увеличение изображения не должно превышать размера, при котором элемент (пиксел) изображения виден под углом более $3'$. Наибольший потенциал в этом отношении несут цифровые методы. Их значение для получения высокоинформативных изображений не только до конца не исследовано, но даже не в полной мере осознано. Цифровая обработка таит в себе возможности не только корректировки, препарирования и согласования со зрительным анализатором изображения, но и позволяет восстанавливать из разноракурсных проекций объемные изображения исследуемых органов и систем организма. Непреодолимым пока барьером на этом пути стоит проблема «затенения», что существенно снижает диагностическую ценность «объемных» (много-ракурсных) изображений, получаемых в настоящее время.

Появилась и широко развивается новая индустрия рентгенологических средств, связанная с объединением рентгеновской аппаратуры в информационные сети с цифровыми архивами. Как и другая техника для лучевой диагностики, рентгеновская аппаратура должна использовать единые международные стандарты обмена данными, что содействует созданию единого информационного пространства и единой базы данных диагностической информации ЛПУ.

На этом пути необходимо решить следующие задачи;

- оснастить рентгеновскую аппаратуру цифровым интерфейсом;
- обеспечить совместимость форматов изображений и операционных систем;
- разработать различные беспроводные технологии передачи рентгеновских изображений на большие расстояния.

В настоящее время широко развивается телерентгенология, при этом число телемедицинских проектов для рентгенологии превышает 20% от общего числа проектов.

Идеальный рентгеновский преобразователь должен детектировать каждый падающий на него информативный квант и давать информацию без ошибок и искажений о его пространственном положении, энергии и времени поступления. Кроме того, идеальный преобразователь должен иметь достаточный для неискаженного детектирования динамический диапазон. Ни одна из реальных систем визуализации рентгеновских изображений не удовлетворяет всем этим требованиям.

Во-первых, первичное рентгеновское изображение зашумлено рассеянным излучением от объекта, которое тоже детектируется и создает мешающий сигнал. Во-вторых, не все падающие на преобразователь рентгеновские кванты детектируются (обнаруживаются). В-третьих, в отсутствие входного изображения система формирует изображение, порожденное собственными шумами. В-четвертых, в современных системах пространственная разрешающая способность ограничивается не сечением взаимодействия рентгеновского излучения с веществом исследуемого объекта, а аппаратной функцией системы. В-пятых, точность регистрации времени поступления квантов ограничена инерционностью систем. Наконец, в-шестых, энергия (спектр) рентгеновских изображений одноканальными системами не дифференцируется.

Только с развитием цифровой рентгенотехники начала рассматриваться возможность приближения к идеальной системе.

В свете отмеченных выше требований к идеальной системе можно прогнозировать следующие пути их реализации:

1. Самый эффективный путь борьбы с рассеянным излучением – это перенести сканирование из телевизионного преобразователя свет-сигнал в область формирования рентгеновского изображения, т. е. путь создания системы бегущего рентгеновского луча [1, 2, 3].

2. Чтобы увеличить квантовую эффективность системы до 100%, необходимо эффективно поглотить в приемнике каждый рентгеновский фотон, несущий полезную информацию. Наиболее легко это реализовать в одноэлементных (однопиксельных) приемниках, размеры которых не ограничивают пространственную разрешающую способность [2].

3. Собственные шумы системы можно отделить от полезного сигнала в системах счета фотонов с высоким предварительным усилением, когда пики сигнала существенно превышают единичные шумовые флуктуации [7].

4. Исключить влияние аппаратных функций системы на пространственную и временную разрешающие способности возможно также в системах счета фотонов, путем цифровой регистрации центра пространственного и временного откликов на единичные рентгеновские фотоны.

5. Оценка энергии рентгеновских фотонов, формирующих изображение, возможна только в многоканальных (спектрозональных) системах [1].

Таким образом, на пороге XXI века развитие медицинской рентгенотехники следует рассматривать не как конечную веху эволюции, а как переход ее на качественно новый цифровой уровень.

Литература

1. *Блинов Н. Н., Жуков Е. М., Козловский Э. Б., Мазуров А. И.* – М.: Энергоиздат, 1982.
2. *Блинов Н. Н., Мазуров А. И.* Медицинская рентгенотехника на пороге XXI века // Медицинская техника. – 1999. – № 5. – С. 3–6.
3. *Блинов Н. Н., Мазуров А. И.* Современная роль рентгеновской техники в медицинской интроскопии // Медицинская техника. – 1998. – № 6. – С. 3–5.
4. *Иванов С. А., Комяк Н. И., Мазуров А. И.* Рентгенотелевизионные методы исследования микроструктур. – М.: Машиностроение, 1983.
5. *Мазуров А. И.* Зрение роботов. – М.: Знание, 1991.
6. *Мазуров А. И., Данилов В. А.* Цифровое рентгенотелевидение. – М.: Знание, 1990.
7. Технические средства медицинской интроскопии / Под ред. Б. И. Леонова. – М.: Медицина, 1989.

// Вестник Северо-Западного регионального отделения Академии медико-технических наук / Под ред. Г. В. Анцева – СПб.: Агентство «ВиТ-принт», 2001. – Вып. 5. – С. 115–123.

Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург
Геннадий Николаевич Пахарьков
Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет, Санкт-Петербург

ОПТИМИЗАЦИЯ ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКОЙ СЛУЖБЫ ЛЕЧЕБНО-ПРОФИЛАКТИЧЕСКИХ УЧРЕЖДЕНИЙ

Как известно, от уровня технических средств рентгенологической службы лечебно-профилактических учреждений (ЛПУ) во многом зависят качество диагностического процесса, производительность персонала, экономические затраты, лучевая нагрузка, комфорт пациента.

В связи с тем, что парк эксплуатируемой в России рентгеновской аппаратуры физически и морально устарел (не менее 70% парка состоит из отработавших срок аппаратов и не отвечает современному уровню рентгенотехники), актуальной является задача правильного выбора аппаратуры для переоснащения ЛПУ.

В первую очередь необходимо правильно выбрать класс аппаратуры для переоснащения – классическую аналоговую или бурно развивающуюся цифровую. Авторы считают, что выбор должен

быть сделан и будет сделан в пользу цифровой техники по следующим четырем главным причинам.

1. *Информационный аспект.* Рентгеновские аппараты, построенные по цифровой технологии, получают больше информации о внутреннем строении исследуемых объектов за счет широкого динамического диапазона, использования острофокусных рентгеновских трубок и возможностей цифровой обработки изображений. Цифровая обработка позволяет корректировать характеристики аппаратов, осуществлять препарирование изображений и согласовывать качество изображения на мониторе с параметрами зрения. На ряде аппаратов появляется возможность получения томографических срезов любого сечения исследуемого органа и его объемного изображения.

2. *Экономическая причина.* Несмотря на более высокую первоначальную стоимость цифровых аппаратов, суммарные расходы за срок службы оказываются существенно меньше, чем при использовании аппаратов, основанных на пленочной технологии. Экономия складывается из отсутствия затрат на расходные материалы (пленка, фотореактивы), фотолабораторию и ее оборудование, громоздкий пленочный архив, оборудование для просмотра пленок.

3. *Экологический аспект.* На цифровых аппаратах пациент и обслуживающий персонал получают меньшие дозовые нагрузки. Исключается экологически нечистая пленочная технология.

4. *Эргономика.* Использование микропроцессоров дает возможность применять новые дизайнерские решения при конструировании цифровых аппаратов, что увеличивает производительность рентгеновского кабинета, создает более комфортные условия для пациента и облегчает работу врача, связанную с управлением аппаратом.

Даже если бы не было этих преимуществ цифровых аппаратов, рентгенотехника все равно будет развиваться на базе цифровых технологий. Получение, обработка, передача и хранение рентгеновских изображений должны быть аналогичны тем, которые повсеместно используются в других областях техники. История учит, что ни один раздел техники не может развиваться обособленно от других разделов. Рентгенотехника в этом отношении не исключение. Цифровые технологии дают возможность организовать рентгенологическую службу на новом более прогрессивном уровне с использованием информационных сетей медицинского учреждения, района, города и всего мира. Бурными темпами развивается телерадиология [1].

В высокоразвитых странах цифровая рентгенотехника уже является реальностью: от 10 до 15% парка рентгеновских аппаратов в год заменяется на цифровые аппараты.

Вместе с тем существует целый ряд причин, по которым внедрение в ЛПУ цифровых аппаратов будет сдерживаться. К этим причинам относятся высокая первоначальная стоимость аппаратов, неподготовленность кадров к использованию компьютеризированной цифровой техники, отсутствие у отечественных производителей цифровых аппаратов некоторых классов (маммографы, костные денситометры и др.). Поэтому современный период следует рассматривать как переходный, когда сосуществуют классическая пленочная аппаратура и современные цифровые аппараты. Однако авторы настоятельно рекомендуют ЛПУ закупать цифровые аппараты при переоснащении рентгеновских кабинетов.

Далее авторы поясняют свою позицию, приводя сравнительный анализ некоторых классов пленочных и цифровых рентгеновских аппаратов.

В качестве первого примера возьмем рентгенодиагностический комплекс общего назначения, которым в настоящее время оснащено большинство рентгеновских кабинетов России. Комплекс состоит из трех рабочих мест: поворотного стола-штатива, включающего УРИ для рентгеноскопии и экраноснимочное устройство для прицельной рентгенографии на пленку; стола снимков (на пленку) с приставкой для линейной томографии и стойки снимков. С подробным описанием подобных комплексов можно ознакомиться в литературе по рентгенотехнике, например в [1, 2]. Такой состав комплекса в рентгеновских кабинетах для общих исследований был общепризнан, так как он позволял выполнять все основные виды рентгенологических исследований: рентгеноскопию, рентгенографию лежа, сидя, стоя и линейную томографию различных органов и систем человека. Однако в настоящее время такая комплектация рентгеновского кабинета устарела, она не эффективна и экономически не целесообразна.

По нормам радиационной безопасности на поворотных столах штативах с непосредственным контактом врача и пациента одному рентгенологу разрешается проводить не более 5 исследований в рабочую смену. Следовательно, остальное время аппарат, если в штате нет второго рентгенолога, простаивает. В процедурной разрешается проводить одновременно только одно исследование. Поэтому всегда 2 из 3-х рабочих мест простаивают. Кроме того, три рабочих места занимают большую площадь.

Было найдено решение, заключающееся в объединении всех трех рабочих мест в одно – в телеуправляемом столе-штативе. Наиболее эффективны телеуправляемые столы-штативы, в которых используется микропроцессорное управление режимами работы всех компонентов аппарата и полностью цифровой приемник

изображения. Но универсальные цифровые приемники с большим рабочим полем (430 x 430 мм), пригодные для рентгеноскопии и рентгенографии, еще не разработаны. Поэтому сегодня телеуправляемые столы-штативы, как правило, имеют два приемника: цифровые УРИ и кассету с пленкой и усиливающими экранами. Наиболее совершенным аппаратом этого класса является комплекс рентгенодиагностический телеуправляемый КРТ-«Электрон» (рис. 1), разработанный ЗАО «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург).



Рис. 1. Телеуправляемый рентгенодиагностический комплекс КРТ-ОКО

Кроме увеличения пропускной способности рентгеновского кабинета в несколько раз по сравнению с комплексом с тремя рабочими местами аппарат КРТ-«Электрон» позволяет осуществлять снимки и томограммы с предварительным визуальным контролем. Для его монтажа требуется кабинет в несколько раз меньшей площади.

Наряду с рутинными исследованиями аппарат КРТ-«Электрон» позволяет проводить специализированные исследования (ангиографию и ряд других процедур интервенционной радиологии). На аппарате установлен УРИ с диаметром рентгеновского электронно-оптического преобразователя 320 мм, который позволяет заменить целый ряд пленочных рентгенографий на цифровые снимки. В аппарате предусмотрена импульсная цифровая рентгеноскопия с частотой кадров от 30 до 1,875 кадр/с, позволяющая снизить дозу облучения малоподвижных органов более чем в 10 раз. На автоматизированном рабочем месте рентгенолога возможна коррекция качества цифровых рентгенограмм.

Второй пример относится к аппаратам для рентгенографии. После того как Всемирная Организация Здравоохранения (ВОЗ) установила, что подавляющее большинство рентгенологических исследований сводится к рентгенографии, некоторые ведущие фирмы в области рентгентехники разработали пленочные рентгенографические аппараты, которые заменяют стол снимков и стойку снимков вместе взятые, если не учитывать линейную томографию. ЗАО «НИПК «Электрон» разработало цифровой аналог таких аппаратов АРЦ-01-«Электрон» с учетом всех требований ВОЗ: высокое качество изображения, стандартные рентгенографические проекции, безопасность для сотрудников и пациентов, простота в обращении и обслуживании. Аппарат предназначен для обследования пациентов стоя, сидя или лежа на каталке с рентгенопрозрачным верхом. На аппарате можно сделать свыше 100 стандартных проекций. Он обеспечивает получение цифровых рентгенограмм, начиная от пальцев рук и ног (при низких энергиях рентгеновских лучей – 40 кэВ) и заканчивая боковыми рентгенограммами пояснично-крестцового отдела пациентов с избыточным весом (энергии до 150 кэВ).

Аппарат состоит из полупозиционного штатива (рис. 2) с каталкой, автоматизированного рабочего места рентгенолога и рентгеновского питающего устройства с преобразованием частоты мощностью 80 кВт. По сравнению с пленочными аналогами аппарат имеет все преимущества, связанные с использованием цифровых технологий и рекомендуется для всех классов рентгеновских кабинетов, где отсутствует необходимость проведения рентгеноскопии. Он находит применение в тех 90% рентгенологических исследований, которые не требуют сложного оборудования в эксплуатации: исследования грудной клетки, скелета и обследование детей.



Рис. 2. Цифровой рентгеновский аппарат АРЦ-«ОКО»

В качестве третьего примера рассмотрим цифровые средства для флюорографии. Известные недостатки пленочной флюорографии, такие как низкая чувствительность метода (экспозиционная доза в плоскости экрана 4–5 мР против 1–2 мР для полноформатной рентгенограммы), длительный и дорогостоящий фотопроект, высокий процент брака (до 13%) и ряд других привели к необходимости отказа в развитых странах от пленочных флюорографов и переход на прямую крупноформатную рентгенографию на пленочных или цифровых аппаратах. При этом предпочтение отдается цифровой технологии. В России специально для флюорографии освоен серийный выпуск трех классов цифровых флюорографов. Это цифровые сканирующие флюорографы, аппараты на усилителях рентгеновского изображения с цифровым выходом и системы съемки изображений с рентгеновских экранов цифровыми телевизионными фотоаппаратами.

Каждый из названных классов флюорографических аппаратов превосходит по потребительским параметрам пленочные флюорографы. Однако наиболее перспективными следует считать аппараты, построенные по схеме съемки изображения с рентгеновского экрана на твердотельные преобразователи изображения в видеосигнал (рис. 3). Эта схема очень гибкая и имеет большие возможности по избирательному изменению большинства наиболее важных параметров: разрешающей способности, динамического диапазона, размера рабочего поля, чувствительности, быстродействия и др.



Рис. 3. Цифровой флюорографический аппарат ФЦ-ОКО

В последние десятилетия активно развивается интервенционная радиология, объединяющая методики хирургического и терапевтического вмешательства на внутренних органах под контролем цифровых рентгеновских аппаратов.

Для этих целей создан целый ряд рентгеновских аппаратов типа «С-арм» [3]. Наиболее освоенной и приемлемой по соотношению цена/качество следует признать отечественную модель РТС-612 (рис. 4) [5].



Рис. 4. Установка рентгенодиагностическая хирургическая передвижная РТС-612

В ближайшем будущем следует ожидать расширения применения цифровых рентгеновских аппаратов типа РТС-612. К сожалению, главным ограничением его применения в лечебной сети России является инерционность мышления рентгенологов и приверженность их традиционным пленочным методам.

При появлении на рынке ряда цифровых аппаратов одного и того же назначения, выбор должен осуществляться по целевой функции [5]. Для данного применения выбирается тот аппарат, для которого целевая функция имеет максимум при ряде ограничивающих условий. Дело в том, что при вычислении целевой функции не учитывается ряд характеристик, которые трудно или невозможно оценить методом ранжирования. Как правило, на такие характеристики вводятся ограничения сверху или снизу в зависимости от характеристики.

Например, стоимость аппарата не должна превышать заданной тендерным заданием величины, или надежность аппарата не должна быть ниже нормализованного стандартами значения. В итоге должен быть выбран цифровой аппарат, который имеет наибольшую величину целевой функции при обязательном выполнении заданных ограничений.

Приведенные выше примеры показывают, что уже создан целый ряд цифровых рентгеновских аппаратов для общей и интервенционной рентгенологии, которые позволяют рентгеновским отделениям работать по бесплёночной технологии. Воплощение концепции цифровой рентгенотехники в медицинскую практику позволит улучшить качество диагностики и на более совершенном уровне организовать службу лучевой диагностики с созданием информационных радиологических систем различного масштаба. Начавшийся в России промышленный выпуск цифровой рентгеновской аппаратуры и ее дальнейшее развитие следует рассматривать как важный прорыв в области диагностической радиологии.

Литература

1. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н. Н. Блинова. — М.: Медицина, 2002.
2. Рентгенотехника: Справочник / Под ред. В. В. Клюева. — М.: Машиностроение, 1992.
3. *Блинов Н. Н., Мазуров А. И.* Анализ перспектив использования рентгенодиагностического передвижного аппарата типа «С-дуга» // Медицинская техника. — 2000. — № 5. — С. 19–23.
4. *Вейп Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон М. Б.* Хирургические рентгеновские аппараты серии РТС-612 // Медицинская техника. — 1998. — № 6. — С. 8–10.
5. *Пахарьков Г. Н.* Системные проблемы оценки технического качества медицинской услуги. // Вестник Северо-Западного регионального отделения Академии медико-технических наук. — СПб.: ООО «Агентство «РДК-принт», 2001. — Вып. 5. — С. 90–105.

// Вестник Северо-Западного регионального отделения Академии медико-технических наук / Под ред. Г. В. Анцева — СПб.: Агентство «ВиТ-принт», 2003. — Вып. 7. — С. 102–107.

**Юрий Арнольдович Вейп
Анатолий Иванович Мазуров
Михаил Борисович Элинсон
Александр Моисеевич Элинсон**
ЗАО «НИПК «Электрон, Санкт-Петербург

ЦИФРОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В РЕНТГЕНОТЕХНИКЕ

На современном этапе развитие рентгенотехники перешло на цифровые технологии, которые интенсивно внедряются практически во все классы рентгеновских аппаратов. На базе цифровых тех-

нологий в ЗАО «НИПК «Электрон» разработан и организован серийный выпуск рентгеновской аппаратуры для общей и интервенционной рентгенологии.

В докладе на примерах разработок компании, которая выпускает аппаратуру под торговой маркой «ОКО», рассмотрены полученные результаты и дан прогноз дальнейшего развития цифровых технических средств для рентгенологии.

Первая разработка компании с использованием цифровой техники относится к усилителям рентгеновских изображений серии УРИ-612-«ОКО» на 9-дюймовых рентгеновских электронно-оптических преобразователях, дальнейшее развитие которые получили в серии УРИ-1000 на 12 и 16-дюймовых преобразователях. Эти УРИ позволяют решить проблему рентгеноскопии и цифровой рентгенографии на поворотных столах-штативах всех модификаций, включая телеуправляемые. Использование в составе УРИ аппаратно-программного комплекса «Эльф» и режима импульсной рентгеноскопии минимизирует лучевые нагрузки на пациента и обслуживающий персонал, улучшает качество рентгеновских изображений, сокращает эксплуатационные расходы, увеличивает производительность рентгеновских кабинетов.

Переход на бесплёночные технологии в рентгенографии на втором (стол снимков) и третьем (стойка снимков) рабочих местах, а также и во флюорографии потребовал разработки цифровых камер КРЦ и КФЦ, полностью заменяющих пленку в рентгенографии и флюорографии. На базе этих камер разработаны цифровой флюорограф ФЦ-01-«Электрон» и цифровой рентгенографический аппарат АРЦ-«ОКО».

Цифровой флюорограф ФЦ-01-«Электрон» позволил возродить на новом техническом уровне массовую профилактическую флюорографию, а рентгенографический аппарат АРЦ-«ОКО» — заменить стол и стойку снимков вместе взятые. В цифровых приемниках этих аппаратов с рабочим полем не менее 390 x 390 мм и динамическим диапазоном, позволяющим получить на одном снимке структуру мягких и костных тканей, обеспечивается контрастная чувствительность не хуже 2% при дозах на снимок не более 1 мР. Разрешающая способность аппаратов не уступает разрешению плёночных аналогов.

Сочетание трех рабочих мест в одном цифровом аппарате, обеспечивающем большую экономичность и безопасность, нашло свое воплощение в телеуправляемом рентгенодиагностическом комплексе КРТ-«Электрон». Это первый отечественный телеуправляемый комплекс с диаметром УРИ, равным 320 мм (400 мм — опция), который может работать по полностью бесплёночной технологии.

Для рентгеновского контроля при проведении терапевтических и хирургических процедур (общая хирургия, лапаротомия, литотрипсия, внутрисосудистая хирургия) разработан передвижной рентгеновский аппарат РТС-612. Аппарат непрерывно совершенствуется. На базе последней модификации созданы рентгенохирургические комплексы, удовлетворяющие требованиям практического здравоохранения в области травматологии, ортопедии, кардиохирургии, эндоскопии, урологии и других областях, где осуществляется рентгеновский контроль во время операции. Особое значение приобретают созданные на базе РТС-612 рентгенохирургические комплексы для технологий интервенционной рентгенологии. Широкое применение РТС-612 находит в приемных покоях.

Компания непрерывно исследует возможности цифровых технологий и проводит целый ряд работ для их воплощения в аппаратуре. Первоочередной задачей компании является минимизация лучевых нагрузок, получаемых пациентом и обслуживающим персоналом на цифровых аппаратах. Анализ этой задачи показал, что существенного снижения лучевых нагрузок можно достичь, если при каждом виде исследований согласовать микропроцессорное управление всеми компонентами аппарата: рентгеновским питающим устройством, фильтрами, диафрагмой, экспонометром и др., то можно более чем на порядок снизить лучевые нагрузки практически во всех типах цифровых аппаратов.

В аппаратах использованы широкие возможности по улучшению качества изображений с помощью цифровой обработки видеосигнала. Осуществляется коррекция аппаратурных искажений; препарирование, выделяющее интересующие рентгенолога и подавляющее несущественные для данного исследования структуры. Цифровая обработка используется для согласования наблюдаемого рентгенологом изображения по яркости, контрасту, детальности, динамическому диапазону с характеристиками зрения. Кроме того, цифровая обработка таит в себе возможности не только корректировки, препарирования и согласования со зрительным анализатором изображения, но и позволяет восстанавливать из разноракурсных проекций объемные изображения исследуемых органов.

Разрабатываются сетевые варианты рентгеновских аппаратов, рентгенологические средства и программное обеспечение, связанные с объединением рентгеновской аппаратуры в информационные сети с цифровыми архивами.

Цель, которую ставит перед собой компания на ближайшее будущее – создать парк цифровых рентгеновских аппаратов для общей и интервенционной рентгенологии, которые по своим па-

раметрам позволили бы работать рентгеновским отделениям по полностью беспленочной технологии.

Чтобы решить эту задачу, необходимо для поворотных столов-штативов создать полноформатный (356 x 356 мм) универсальный приемник, работающий как в режиме рентгеноскопии, так и в режиме цифровой рентгенографии; а для снимочных мест создать приемник с рабочим полем 400 x 400 мм с разрешающей способностью не ниже $3,5 \text{ мм}^{-1}$ при дозе на снимок не более 250 мкР.

Воплощение концепции цифровой рентгенотехники в медицинскую практику уже позволяет улучшить качество диагностики и на более совершенном уровне организовать службу лучевой диагностики с созданием информационных радиологических систем различного масштаба. Начавшийся в компании промышленный выпуск цифровой рентгеновской аппаратуры и ее дальнейшее развитие следует рассматривать как важный прорыв в области диагностической радиологии.

// Невский радиологический форум: Матер. форума / «Из будущего в настоящее» 9–12 апр. 2003. —СПб.: б.и., 2003. —С. 318–319.

Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ЭВОЛЮЦИЯ ПРИЕМНИКОВ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Развитие компьютерных технологий и цифрового телевидения оказывает огромное влияние на эволюцию приемников рентгеновских изображений. Уже в настоящее время ставится под сомнение долговременное господство в рентгенотехнике классических приемников: пленки с усиливающими экранами в рентгенографии и усилителей рентгеновского изображения (УРИ) на базе рентгеновских электронно-оптических преобразователей (РЭО-Пов) в рентгеноскопии. В связи с этим поставлена задача проанализировать развитие рентгеновских приемников за прошедшее столетие и дать прогноз на приемники ближайшего будущего.

Процесс эволюции приемников можно проследить, комментируя диаграмму, которая изображена на рис. 1. Как видно, в течение всего XX столетия приемники для рентгеноскопии и рентгенографии развивались независимо и только на пороге XXI века наметилась тенденция к их интеграции.

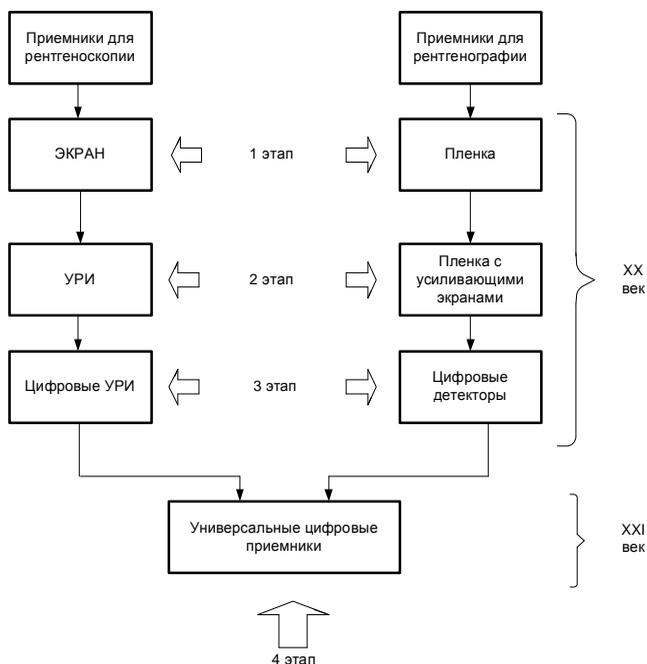


Рис. 1. Диаграмма эволюции приемников рентгеновских изображений

Приемники для рентгеноскопии. На начальном этапе развития рентгентехники динамические изображения наблюдались рентгенологом на флюоресцирующем экране в затемненном рентгеновском кабинете. Метод визуализации рентгеновского изображения с помощью флюоресцентного экрана крайне несовершенен. Учитывая вредное влияние рентгеновских лучей на человеческий организм, просвечивание стараются осуществлять при мощностях дозы в плоскости экрана не более 200 мкР/с, что обеспечивает яркость лучших рентгеновских экранов не выше 10^{-2} кд/м². При столь низких яркостях контрастная чувствительность и пространственная разрешающая способность зрения ограничены и рентгенолог не способен извлечь из рентгеновского изображения на экране всю информацию, которая в нем содержится. Например, при мощности дозы 200 мкР/с рентгенолог не может различить на рентгеновском экране при полной темновой адаптации детали площадью 1 мм² с контрастом менее 30%. Это обусловлено низкой квантовой эффективностью системы экран-глаз из-за необратимых потерь светового потока при переносе изображения с экрана на фоточув-

ствительную поверхность сетчатки глаза. Этот вывод относится также к любой электронной рентгеноскопической системе, которая собирает с экрана на фоточувствительную поверхность приемника не больше фотонов, чем глаз. Даже если представить, что экран всю падающую на него энергию рентгеновских лучей превращает в свет, то и тогда яркость экрана не увеличится более чем в 30 раз. Оптимальная для визуального восприятия яркость изображения, когда зрение не ограничивает квантовую эффективность приемника, должна быть не менее $100\text{--}150 \text{ кд/м}^2$, поэтому усилители яркости рентгеновских изображений являются принципиально необходимыми.

Попытки заменить рентгеновский экран для рентгеноскопии на УРИ начались в начале 50-х годов. С тех пор был опробован целый ряд схем построения УРИ [1]. Первый УРИ «Люмикон» (США) был построен по принципу съемки изображения на передающую телевизионную трубку с рентгеновского экрана. В дальнейшем по этой схеме были созданы УРИ в Великобритании (фирма «Маркони») и СССР (Всесоюзный научно-исследовательский институт телевидения). Их характеризуют большие потери в оптическом узле.

Несколько уменьшить эти потери удалось в УРИ с электронно-оптическим преобразователем, установленным между экраном и передающей телевизионной трубкой. УРИ этого класса «Делкалик» (Нидерланды) и «Вега 320М» (СССР) некоторое время использовались в медицинской практике, но только с появлением РЭОПов была решена проблема низкодозовой рентгеноскопии. РЭОП объединил в одном электровакуумном приборе рентгеновский экран и усилитель света и тем самым свел к минимуму потери фотонов при переносе изображения с рентгеновского экрана на фоточувствительную поверхность усилителя света.

Схема с РЭОП оказалась удачной. УРИ с РЭОП вытесняли из медицинской практики все другие типы УРИ, которые не смогли сравниться с ними по квантовой эффективности и, следовательно, чувствительности. В УРИ с РЭОП при правильном выборе оптики и телевизионной камеры квантовая эффективность ограничивается только неполным поглощением рентгеновского измерения во входном экране РЭОП. Например, в серии усилителей УРИ-612-«ОКО» квантовая эффективность составляет от 0,5 до 0,7 в зависимости от режима просвечивания.

С разработкой в 80-х годах цифровых запоминающих устройств и устройств ввода изображений в компьютер и вывода их на монитор на УРИ наряду с рентгеноскопией стали возможными прицельная цифровая рентгенография и режим стоп-кадра в процессе рентгеноскопии, позволяющий сократить время облучения

пациента. Такие УРИ стали называться цифровыми (3-й этап в соответствии с диаграммой на рис. 1) Таким образом, УРИ с РЭОП частично взяли на себя функции рентгенографических приемников. В России цифровые УРИ с матрицей 1024 x 1024 на РЭОП 12, 14 и 16 дюймов разработаны ЗАО «НИПК «Электрон» для комплексов телеуправляемых рентгенодиагностических КРТ-«Электрон». Но вследствие ограниченного рабочего поля и динамического диапазона цифровые УРИ на РЭОП, разработанные для рентгеноскопии, не решают полностью проблем рентгенографии.

Приемники для рентгенографии. Первыми приемниками изображения в рентгенографии были стеклянные пластинки, покрытые галоидами серебра [4]. Позднее появилась фотопленка, способная воспринимать рентгеновское излучение. Чувствительность пленки крайне низкая. Только 1–2% излучения, формирующего теневое изображение, поглощается пленкой. Поэтому в настоящее время прямое экспонирование пленки практически полностью заменено совокупностью пленки с усиливающими экранами. При этом квантовая эффективность возрастает в десятки раз. Прямое экспонирование сохранено только в тех областях рентгенологии (дентальная, офтальмологическая и т. д.), где требуется визуализация очень тонких структур. Профилактическим методом рентгенографии является флюорография, когда приемником рентгеновского изображения служит экран, с которого изображение фотографируется на малоформатную пленку (70 x 70 и 100 x 100 мм). Квантовая эффективность метода не превышает 0,04, поэтому в высоко развитых странах этот тип приемников не применяется и заменен на прямую рентгенографию с усиливающими экранами с квантовой эффективностью не ниже 0,15.

Перечисленные приемники пленочной рентгенографии имеют ряд существенных недостатков: большие эксплуатационные расходы; использование фотопроцесса, не обеспечивающего экологическую чистоту; низкая квантовая эффективность; узкий динамический диапазон и ряд других. Главным же недостатком пленочных приемников является их несовместимость с современными цифровыми технологиями, что обуславливает ее не эргономичность. Пленочная технология требует содержания пленочного архива. Согласно мировой статистике, до 20% рентгенограмм теряется при хранении в пленочных архивах или их трудно быстро востребовать. Рентгенологи привязаны к процессу проявления пленки, который требует временных затрат. Рентгеновские пленки трудно тиражировать и передавать на расстояние. Брак, обусловленный узким динамическим диапазоном, требует повторной съемки, что ведет к увеличению лучевой нагрузки, дополнитель-

ным экономическим и трудовым затратам. По статистике, брак составляет не менее 15%.

Учитывая недостаток рентгенографии на пленке, ряд фирм в области рентгенотехники с начала 70-х годов начали проводить исследования по поиску цифрового приемника рентгеновских изображений, который мог бы заменить пленку. Эти исследования не закончены и в настоящее время разработкой цифровых приемников занимается более 30 фирм. Как уже отмечалось, УРИ на РЭОП частично решают проблему цифровой рентгенографии, но технические параметры большинства современных УРИ на РЭОП не согласованы с требованиями цифровой рентгенографии. Дело в том, что эти УРИ разрабатывались для нужд рентгеноскопии, главное требование которой, учитывая длительность просвечивания, – максимальное снижение лучевой нагрузки на пациента при получении удовлетворительного качества изображения движущихся органов.

При разработке приемников для цифровой рентгенографии нужен другой подход. А именно, в цифровой рентгенографии необходимо получить высококачественное изображение неподвижного органа (не хуже качества рентгенограммы) по возможности при дозах на один кадр, не превышающих дозы на один снимок в рентгенографии. Таким образом, высокочувствительные приемники для рентгеноскопии и приемники высокого качества изображения для рентгенографии образуют совершенно разные классы аппаратуры. Поэтому критическому пересмотру должны быть подвергнуты все ранее упоминавшиеся типы УРИ: с РЭОП, с усилителем яркости, непосредственной съемки с рентгеновского экрана и др. То, что плохо для одних целей, может оказаться оптимальным для других. Поэтому разработки ведутся в целом ряде направлений [3].

Это различные варианты матричных приемников, сочетающих технологию цезий-йодного экрана с матрицей кремниевых фотодиодов (aSi:H), находящейся в непосредственном контакте с экраном. В этих приемниках потери фотонов сведены к возможному минимуму, что потенциально позволяет достичь квантовой эффективности, равной эффективному коэффициенту поглощения рентгеновских квантов в экране.

Другой разновидностью плоских приемников являются матрицы тонкопленочных полевых транзисторов, покрытых аморфным селеном. Цифровой приемник на селеновом детекторе имеет высокое качество изображения, так как в нем отсутствует многоступенчатый процесс преобразования рентгеновского изображения в видеосигнал. Здесь имеются только две ступени: рентгеновские кванты преобразуются в потенциальный рельеф электрических зарядов, а потенциальный рельеф – в видеосигнал. Для сравнения

укажем, что в УРИ на РЭОП таких ступеней пять: рентгеновские кванты экраном преобразуются в световые фотоны, фотоны фотокатодом – в электроны, электроны – в фотоны на выходном экране РЭОП, фотоны – в электроны в ПЗС-матрице, и, наконец, электроны считываются из пикселей ПЗС-матрицы в виде видеосигнала. По этим двум технологиям созданы промышленные образцы приемников фирмами «TRIXELL» (Франция), «driX» и «Varian medical systems» (США), «SHIMADZU» (Япония) и др.

Если не считать цифровые УРИ на РЭОП, то одними из первых появились цифровые приемники с запоминающим фотостимулируемым рентгеновским экраном, которые в настоящее время широко используются в зарубежных клиниках. Лидирующее положение по выпуску этих приемников занимают фирмы «Fuji Medical» (Япония), «Kodak» (США), «Agfa» (Бельгия). Функционально приемник состоит из 2-х основных частей: кассеты с экраном, на котором запоминаются рентгеновское изображение во время экспозиции, и считывающего лазерного устройства. Главным достоинством этого приемника является возможность получения снимка на любом рентгеновском аппарате, на котором можно сделать снимок на пленку в кассете. Одно считывающее устройство может обслуживать несколько снимочных мест.

В России в настоящее время разработаны цифровые приемники по трем технологиям: на экранах с ПЗС-матрицами, на линейках детекторов и на РЭОП с ПЗС-матрицами. С их описанием можно ознакомиться в работах [2, 3].

Все указанные технологии цифровых приемников продолжают развиваться, и какая из них победит в конкурентной борьбе, подобно тому, как это произошло с УРИ для рентгеноскопии, покажет будущее. Немаловажную роль в этой борьбе окажет возможность реализации в одном приемнике функции рентгенографии и рентгеноскопии (в соответствии с рисунком 4-й этап эволюции), т. е. возможность разработки универсального цифрового приемника.

Универсальные цифровые приемники. Целый ряд рентгенологических методик требует проведения как рентгеноскопии, так и рентгенографии. К таким методикам относятся все виды процедур интервенционной рентгенологии и проведение операций под рентгеновским контролем, а также выполнение прицельных снимков. Для этих методик необходим универсальный приемник.

Осознание того факта, что в рентгеновском кабинете на три рабочих места 2 из 3 все время простаивают, так как одновременно можно проводить только одно исследование, привело к созданию телеуправляемых полипозиционных столов штативов, на которых можно проводить все исследования, осуществляемые на рентгенодиагностических комплексах на 3 рабочих места.

Естественно, в таких рентгеновских аппаратах удобнее иметь один универсальный приемник, так как при этом аппарат получается более компактным, дешевым, надежным и эргономичным. В настоящее время универсальные приемники строят на базе РЭОП, которые являются представителями вакуумной электроники со всеми ее недостатками добавляемыми к указанным выше недостаткам РЭОП. Во-первых, это полная несовместимость с современной микроэлектроникой: большие габариты и масса, высоковольтное питание до 30 кВ, необходимость экранировки от магнитного поля Земли. Во-вторых, вакуум накладывает целый ряд ограничений на условия эксплуатации: необходимость обезгаживания после длительного перерыва в работе; сильные удары могут разбить колбу; ограниченный срок службы. В-третьих, сторонние электромагнитные поля из-за невозможности полной экранировки воздействуют на электронную оптику РЭОП и искажают изображение. Наконец, из-за сложности, разнородности и гибридности конструкции, а также трудоемкости монтажно-сборочных работ РЭОП всегда останутся достаточно дорогими приборами с ограниченной долговечностью. Их стоимость резко возрастает с увеличением размера рабочего поля.

Поэтому многие фирмы работают над созданием безвакуумных универсальных приемников. Чтобы эти приемники полностью заменили пленочную технологию и УРИ на РЭОП, необходимо решить целый ряд задач.

По дозам во входной плоскости приемник должен работать в диапазоне от 0,5 мкР до 2 мР на кадр, т. е. его динамический диапазон должен быть не менее 4000 раз.

При необходимости рабочее поле приемника должно быть не менее 400 x 400 мм. Если поставить задачу идентификации в изображении деталей размером в 1 мм², то пространственная разрешающая способность приемника должна быть не менее 3200 x 3200 пикселей на поле 400 x 400 мм. Временная разрешающая способность приемника в режиме рентгеноскопии должна быть не менее 15–30 кадров в секунду.

Уже начали появляться цифровые приемники на плоских панелях, работающие как в режиме рентгенографии, так и рентгеноскопии, но они имеют рабочие поля до 230 x 230 мм. При большом рабочем поле основная трудность заключается в обеспечении временной разрешающей способности до 30 кадров в секунду.

По мнению автора, в конкурентной борьбе за универсальный приемник выживут только две технологии: плоские панели и приемники экран-оптика-ПЗС. Плоские панели более высокотехнологичны, но у приемников экран-оптика-ПЗС есть ряд преимуществ

перед плоскими детекторами. Они легко адаптируются под конкретные применения путем замены компонентов (экрана, оптики, твердотельных фотоприемников). Таким способом возможен обмен чувствительности на разрешающую способность и т. п. Если в плоских детекторах повреждение отдельных элементов матрицы приводит к необходимости замены всего дорогостоящего детектора, то в системе экран-оптика-ПЗС-матрица возможна замена ремонтнопригодных компонентов. Кроме того, система может быть легко модернизирована при разработке более совершенных экрана, оптики или ПЗС-матрицы. В плоских детекторах от 15 до 30% поверхности входного поля заняты не светочувствительными элементами, что снижает их чувствительность. В них также не полностью решена проблема защиты электронных компонентов от деградации под действием рентгеновского излучения, что приводит к сокращению срока службы детектора. Наконец, плоские детекторы всегда останутся дорогими изделиями, так как они изготавливаются по уникальным технологиям.

Исходя из этого, ЗАО «НИПК Электрон» выбрало более простую технологию – экран-оптика-ПЗС. Уже освоено серийный выпуск двух цифровых приемников для рентгенографии – КФЦ-«Электрон» и КРЦ-1, которыми оснащаются цифровые аппараты ФЦ-01-«Электрон», СВЦ-«ОКО» и АРЦ-01-«ОКО». Дальнейшие работы проводятся в направлении увеличения квантовой эффективности и временной разрешающей способности цифровых приемников этого класса. По этому же пути идут фирмы «Apelem» (Франция), «Swissray» (Швейцария).

Литература

1. Блинов Н. Н., Жуков Е. М., Козловский Э. Б., Мазуров А. И. Телевизионные обработки рентгеновских и гамма-изображений. – М.: Энергоиздат, 1982.
2. Кантер Б. М. // Мед. техника. – 1998. – № 5. – С. 10–13.
3. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н. Н. Блинова. – М.: Медицина, 2002.
4. Пиццителло Р., Куллинан Дж. Введение в медицинскую рентгенографию. – Нью-Йорк: Компания Истман Кодак, 1993.

EVOLUTION OF X-RAY IMAGE RECEIVERS

A. I. Mazurov

Summary. The evolution of X-ray image receivers of X-ray radiation for roentgenoscopy and roentgenography was analyzed for the period of the last century; prospects for the future are made.

// Медицинская техника. – 2004. – № 5. – С. 34–37.

Николай Николаевич Потрахов
Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет, ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»,
Санкт-Петербург
Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ОСОБЕННОСТИ МИКРОФОКУСНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ В МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Как известно, микрофокусная рентгенография предполагает получение рентгеновских изображений различных объектов с помощью источников излучения, размер фокусного пятна которых не превышает 0,1 мм, так называемых микрофокусных источников рентгеновского излучения (МИРИ).

В настоящее время в России разработаны и серийно выпускаются МИРИ различного назначения на напряжение 50, 70, 100, 125 и 150 кВ, а также рентгеновские аппараты на их основе [5]. Несмотря на то что интенсивность излучения таких аппаратов мала вследствие физических ограничений мощности, подводимой электронным пучком микронного размера к мишени рентгеновской трубки, область их применения, например в отечественной медицинской практике, неуклонно расширяется.

Микрофокусная рентгенография уже приобрела важное значение в травматологии, ревматологии, ортопедии и протезировании, во врачебно-трудовой экспертизе [3]. Микрофокусный аппарат «Пардус-150» успешно используется в педиатрии в качестве детского палатного аппарата [9]. В 2003 году разработана и реализуется на практике с помощью прицельно-панорамного аппарата «Пардус-02» методика микрофокусной дентальной съемки в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии [10, 11].

Накопленный опыт применения микрофокусной рентгенографии показывает, что в данном случае имеются существенные особенности получения рентгеновских снимков по сравнению с обычной рентгенографией.

Так, некоторые отечественные специалисты [3] обращали внимание на тот факт, что контраст изображения между мягкими тканями и фоном снимка, получаемого по методу микрофокусной рентгенографии, почти в 2 раза выше, чем на обычной рентгенограмме. Разницы в контрасте изображения между кортикальным слоем кости и мягкими тканями при этом не наблюдалось.

В ходе исследований, проведенных в Российском научно-исследовательском институте травматологии и ортопедии (РНИИТО им. Р. Р. Вредена, Санкт-Петербург), было также отмечено, что

при отсутствии разницы в качестве изображения, оцениваемого визуально, фон микрофокусного снимка бледно-серый, а на обычной рентгенограмме того же объекта — черный. Поскольку поля снимка обрезаются лаборантом, описанный факт обычно ускользает от внимания рентгенолога, которого в первую очередь интересует контрастность, резкость, яркость изображения и т. д., а не цвет фона на снимке.

Эти наблюдения позволили сделать предположение, что для получения рентгеновских изображений, в частности содержащих костные структуры, с помощью МИРИ требуются существенно меньшие дозы, чем на обычных рентгенодиагностических аппаратах.

Подтверждением этого предположения послужила приближенная сравнительная оценка экспозиционной дозы излучения, генерируемого микрофокусным аппаратом «Пардус-150» и рентгенодиагностическим аппаратом РУМ-20 в точке, где располагался объект съемки. Оценку производили с помощью выражения:

$$D = \frac{k \cdot U^2 \cdot I \cdot t}{R^2}, \quad (1)$$

где D — экспозиционная доза; k — коэффициент пропорциональности; U — напряжение на рентгеновской трубке; I — ток рентгеновской трубки; t — время экспозиции; R — расстояние от фокусного пятна рентгеновской трубки до объекта.

Для микрофокусного аппарата экспозиции одного снимка, нормированные на величину напряжения и фокусного расстояния и соответственно значения экспозиционной дозы при съемке различных объектов (стопа, кисть, колено), оказались в 4–5 раз меньше.

С целью непосредственного определения лучевых нагрузок, получаемых пациентами на микрофокусном аппарате, и сравнения их с аналогичными процедурами на стационарном аппарате были проведены дополнительные исследования. Эксперименты осуществлялись совместно с сотрудниками Института радиационной гигиены (НИИРГ, Санкт-Петербург). В ходе исследований были определены дозы облучения пациентов различных возрастных групп при выполнении снимков черепа, предплечья, грудной клетки и тазобедренного сустава на аппаратах «Пардус-150» и РУМ-20. В качестве показателя уровня лучевой нагрузки использовали эффективную эквивалентную дозу, характеризующую облучение всего тела. Полученные данные свидетельствовали о значительном (в 4–13 раз) снижении дозы облучения при проведении рентгенологических процедур на аппарате «Пардус-150» [6].

До введения в рентгенотехнику понятия квантовой эффективности как функции пространственных частот спектра изображения возможность получения качественных рентгеновских сним-

ков при меньших экспозиционных дозах на микрофокусных аппаратах было трудно объяснить. Используя зависимость квантовой эффективности от пространственных частот, этот феномен легко поддается количественной оценке. Ниже такая оценка дана для снимков костной структуры.

Наиболее общее определение квантовой эффективности η , которая характеризует чувствительность рентгеновского аппарата, выражается как частное от деления квадрата отношения сигнал/шум в визуализированном изображении $\Psi_{\text{вых}}$, на квадрат отношения сигнал/шум в рентгеновском изображении $\Psi_{\text{вх}}$:

$$\eta = \left(\frac{\Psi_{\text{вых}}}{\Psi_{\text{вх}}} \right)^2. \quad (2)$$

До недавнего времени квантовую эффективность (или связанный с ней функциональной зависимостью коэффициент шума $\eta = 1/F^2$) рассчитывали и измеряли вблизи нулевой пространственной частоты, т. е. на крупных тест-объектах, когда влиянием и контрастно-частотной характеристики (КЧХ) аппарата можно пренебречь [7, 8, 12]. Такая оценка чувствительности аппарата является неполной, так как не учитывает уменьшение чувствительности на высоких пространственных частотах из-за подавления сигнала на этих частотах звеньями аппарата. Например, на рентгенограммах костных структур основную диагностическую информацию несут высокочастотные составляющие спектра изображения ($\nu > 1,5$ мм). В этом случае оценка квантовой эффективности только по передаче крупных деталей является некорректной.

Осознание этого факта заставило международные организации по стандартизации в области рентгенотехники и фирмы, разрабатывающие рентгеновскую аппаратуру, рассматривать квантовую эффективность как функцию пространственных частот [4, 8]. Величину квантовой эффективности как функцию пространственной частоты можно представить в виде [1]:

$$\eta(\nu) = \eta_0 \frac{A^2(\nu)}{\mu_{\text{ш}}(\nu)}, \quad (3)$$

где η_0 – квантовая эффективность, соответствующая низким пространственным частотам; $A(\nu)$ – КЧХ аппарата; $\mu_{\text{ш}}(\nu)$ – спектральная плотность шумов, нормированная так, что на низких частотах $\mu_{\text{ш}}(0) = 1$.

Используем соотношение (2) для оценки зависимости $\eta(\nu)$ от размера фокусного пятна рентгеновской трубки. Будем сравнивать $\eta(\nu)$ двух аппаратов, у которых фокусные пятна рентгеновских трубок различные (например, $f_1 = 0,1$ мм, $f_2 = 1$ мм), а параметры всех

других звеньев аппарата, имеющие отношение к квантовой эффективности, одинаковые.

Учитывая, что КЧХ звеньев аппарата перемножаются, на основании (2) вычислим отношение квантовых эффективностей аппаратов с различными фокусными пятнами:

$$C = \frac{\eta_1(v)}{\eta_2(v)} = \frac{A^2_{f1}(v)}{A^2_{f2}(v)}, \quad (4)$$

где $A_{f1}(v)$ и $A_{f2}(v)$ – КЧХ узлов формирования рентгеновского изображения. КЧХ других звеньев аппарата сократились.

КЧХ узла формирования рентгеновского изображения в случае нормального распределения интенсивности излучения по фокусу трубки равна [2]:

$$A_f(v) = \exp\left[-\frac{(\pi \cdot m \cdot f \cdot v^2)}{18}\right], \quad (5)$$

где m – увеличение фокусного пятна трубки в плоскости приемника.

Подставив (5) в (4), получим:

$$C(v) = \exp\left[\frac{(\pi \cdot m)^2}{9} \cdot (f^2_2 - f^2_1) \cdot v^2\right]. \quad (6)$$

Результаты расчетов отношения квантовых эффективностей двух аппаратов с $f_1 = 0,1$ мм и $f_2 = 1$ мм, выполненные по соотношению (6) для увеличения фокуса $m = 0,4$, приведены далее.

V, мм	0	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0
C (v)	1,0	1,1	1,2	1,5	2,0	2,9	4,8	8,4	16,2

Полученные результаты позволяют сделать следующие выводы.

1. При одинаковой резкости снимков рентгеновские аппараты с микрофокусными трубками позволяют получать рентгеновские снимки органов, содержащих мелкие структуры, с меньшими дозами.

2. Снижение дозы облучения, когда диагноз ставится по высокочастотным компонентам спектра изображения, может составлять несколько раз.

3. При равных дозах в плоскости приемника микрофокусные аппараты обеспечивают более высокое качество изображения.

Литература

1. *Абраменко А. Н.* и др. Телевизионная астрономия. – М., 1984.
2. *Блинов Н. Н., Жуков Е. М., Козловский Э. Б., Мазуров А. И.* Телевизионные методы обработки рентгеновских и гамма-изображений. – М., 1982.

3. *Васильев А. Ю.* Рентгенография с прямым многократным увеличением в клинической практике. — М., 1998.
4. *Зеликман М. И.* Теория, исследования и результаты методов и аппаратно-программных средств медицинской цифровой рентгенографии: Дис. ... д-ра техн. наук. — М., 2001.
5. *Иванов С. А., Потрахов Н. Н.* // Мед. техника. — 1998. — № 6. — С. 6–8.
6. *Иванов С. А., Потрахов Н. П., Мазуров А. И.* // Петербург. журн. электроники. — 1998. — № 2. — С. 12–16.
7. *Мазуров А. И.* Исследование влияния шумов на воспроизведение полутонов рентгенотелевизионными системами: Дис. ... канд. техн. наук. — Л., 1972.
8. *Моргун О. Н., Немченко К. Э., Рогов Ю. В.* // Мед. техника. — 2003. — № 5. — С. 19–21.
9. *Петкевич Г. В., Потрахов Н. Н.* // Мир и медицина. — 1998. — № 1–2. — С. 75–77.
10. *Потрахов Н. В., Мухин В. М.* Способ дентальной рентгенографии. Пат. РФ № 2194449 от 03.07.2000.
11. *Потрахов П. П., Мухин В. М.* // Мед. физика. — 2001. — № 11. — С. 46–47.
12. Рентгеновские диагностические аппараты / Под ред. Н. Н. Блинова, Б. И. Леонова. — М., 2001. — Т. 1.

SPECIFIC FEATURES OF THE USE OF MICROFOCAL RADIOGRAPHY IN MEDICAL DIAGNOSIS

N. N. Potrakhov, A. I. Mazurov

Summary. Specific features of imaging with microfocal X-ray technologies in medical diagnosis are described. In particular, the principal cause of the decrease in the radiation doses received by patients with different bone structure is discussed.

// Медицинская техника. — 2005. — № 5. — С. 6–8.

Михаил Борисович Элинсон
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

АНАЛИЗ ПРЕИМУЩЕСТВ ЦИФРОВЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ ПЕРЕД ПЛЕНОЧНЫМИ

В течение XX столетия рентгенографический комплект (экран — пленка) был основным приемником в рентгеновских аппаратах, так как по качеству изображения комплекту не было альтернативы. Однако начиная с 80-х годов пленке начали искать замену по экономическим причинам. Дело в том, что рентгеновская пленка —

одноразовый приемник с большим содержанием серебра. Расход серебра в зависимости от типа пленки составляет 5–10 г/м². Только в лечебной сети России ежегодно производят свыше 200 млн снимков различных форматов, что в пересчете на расход серебра составляет не менее 40 т. В связи с истощением мировых запасов серебра стоимость рентгеновской пленки неуклонно растет. Поиски замены пленки привели к разработке цифровых приемников различных классов [7], которые интенсивно внедряются в рентгеновские аппараты.

К настоящему времени выявлен целый ряд неоспоримых преимуществ цифровых приемников, которые описаны в многочисленных публикациях [1, 4, 5, 7]. Но в литературе отсутствует систематизированная количественная оценка этих преимуществ. Не раскрыта также главная причина эффективности цифровых приемников. Цель данной статьи заключается в устранении этого пробела.

Уникальность пленки как приемника изображений хорошо представлена А. Роузом [9], К. В. Вендровским и А. И. Вейцманом [3]. По их мнению, если бы сейчас пленки не существовало и была бы поставлена задача создать материал (приемник изображений) со следующими свойствами:

- на каждом квадратном миллиметре приемника должно быть около 1 млн световоспринимающих элементов;
- каждый элемент должен реагировать всего лишь на несколько поглощенных фотонов независимо и одновременно со всеми остальными элементами;
- коэффициент усиления сигнала в каждом элементе должен быть около 10⁹;
- зарегистрированное изображение должно сохраняться в течение нескольких месяцев не визуализированным или визуализироваться через короткий промежуток времени после экспонирования;
- визуализированное изображение должно храниться долгие годы;

то, вероятно, ученые сочли бы такую задачу фантастически сложной. По описанным свойствам нетрудно заметить, что в таком фотоприемнике объединены процессы детектирования, обработки, визуализации и хранения.

Сравнительный анализ пленки и цифрового приемника показал, что главное преимущество цифровой рентгенографии в том, что в ней функция детектирования изображения, его обработки, визуализации и хранения выполняются разными устройствами, что позволяет их оптимизировать независимо друг от друга. С появлением цифровых приемников сочетание процессов детектирования, обработки, визуализации и хранения в одном носителе информа-

ции, каковым является пленка, следует рассматривать как основной недостаток пленочной технологии.

Рассмотрим все функции цифрового приемника в перечисленной выше последовательности.

Детектирование изображения. Выделение процесса детектирования в самостоятельный функциональный узел породило целую гамму детекторов рентгеновских изображений с параметрами и характеристиками, специализированными под разные разделы рентгенологии. Большинство параметров и характеристик цифровых детекторов намного превышает параметры и характеристики рентгенографического комплекта.

Рентгенографический комплект принципиально не может достичь чувствительности, близкой к чувствительности идеальной системы, т. е. квантовой эффективности, равной единице [10]. Это хорошо видно из соотношения для дисперсии числа проявленных зерен серебра рентгеновской пленки:

$$D(\mu_3) = \frac{N\alpha_3}{\alpha_{31} \cdot \mu_0} + N\alpha_3 + N_B, \quad (1)$$

где $D(\mu_3)$ – дисперсия проявленных зерен; N – число зерен бромистого серебра, содержащихся в 1 мм^2 пленки; α_{31} – коэффициент поглощения рентгеновских лучей экранами рентгенографического комплекта; μ_0 – число рентгеновских квантов, падающих на 1 мм^2 экрана; α_3 – коэффициент, показывающий, какая часть зерен от общего числа N превратится при проявлении в серебро при экспозиции μ_0 ; N_B – число зерен вуали в 1 мм^2 .

При низких дозах чувствительность ограничивает шум вуали, который принципиально неустраним (слагаемое 3 соотношения (1)). При больших дозах, соответствующих концу характеристической кривой, шум определяется главным образом шумом проявленных зерен (второе слагаемое) и имеет ту же природу, что и шум вуали. И только в середине на линейном участке характеристической кривой преобразованный шум входного рентгеновского изображения (слагаемое 1) превосходит суммарный шум зернистости и вуали. Здесь квантовая эффективность максимальная и близка к 0,2, а к концам характеристической кривой падает, приближаясь к 0. Таким образом, квантовая эффективность рентгенографического комплекта в 5 раз меньше по сравнению с идеальной системой в узком динамическом диапазоне экспозиций. Ограничение квантовой эффективности рентгенографических комплектов на уровне, близком к 0,2, является принципиальным, так как связано с физической формой формирования скрытого изображения в пленке. В цифровых приемниках такое ограничение отсутствует. В существующих циф-

ровых приемниках некоторых классов достигнутая квантовая эффективность составляет 0,65 [7].

Диапазон входных сигналов (динамический диапазон) рентгенографического комплекта для рабочего участка характеристической кривой близок к 30. Это следует из соотношения:

$$D = \frac{E_{\max}}{E_{\min}} = \sqrt[\gamma]{10^{(D_{\max} - D_B)}}, \quad (2)$$

где D – динамический диапазон; E_{\max} , E_{\min} – максимальная и минимальная экспозиции соответственно; γ – усредненный градиент (коэффициент контрастности) пленки; D_{\max} – максимальная плотность пленки; D_B – плотность вуали.

Если средний коэффициент контрастности принять равным 2, $D_{\max} = 3,2$, а $D_B = 0,2$, то в соответствии с (2) динамический диапазон D будет равен 31,6. Для $\gamma > 2$ динамический диапазон будет еще меньше.

Следствием узкого динамического диапазона по дозе пленочных приемников является высокий процент брака (до 15%) из-за переэкспонирования или недоэкспонирования пленки даже лаборантами средней квалификации. Вторым следствием узкого динамического диапазона пленки является необходимость поддержания на рентгенографическом комплекте строго определенной дозы в соответствии с его чувствительностью. Поэтому при использовании растра, отсеивающего вторичное излучение, приходится увеличивать дозу на пациенте обратно пропорционально прозрачности растра для общего потока рентгеновского излучения, т. е. в a раз:

$$a = \frac{1 + \delta}{T_p \left(1 + \frac{\delta}{\Sigma}\right)}, \quad (3)$$

где δ – отношение вторичного излучения к первичному; Σ – избирательность растра; T_p – прозрачность растра для первичного пучка.

В цифровых аппаратах, у которых собственными шумами приемника можно пренебречь, при установке растра доза может быть уменьшена в ϵ раз при условии сохранения контрастной чувствительности:

$$\epsilon = T_p \frac{1 + \delta}{1 + \frac{\delta}{\Sigma}}. \quad (4)$$

Например, для растра с $T_p = 0,59$, $T_s = 0,07$ (прозрачность для вторичного излучения), $\delta = 4,8$; $\Sigma = T_p/T_s = 8,65$; $a = 6,3$; $\epsilon = 2,2$.

Если контраст входного рентгеновского изображения не укладывается в динамический диапазон пленки, то для прозрачных участков объекта и участков с высоким поглощением необходимо делать дополнительные снимки. В цифровом приемнике, динамический диапазон которого в несколько раз больше, всю информацию о плотностях исследуемой области тела пациента можно извлечь из одного снимка. В этих случаях один цифровой снимок заменяет до 3 пленочных.

Говоря о недостатках цифровых приемников, прежде всего, указывают на более высокую разрешающую способность рентгенографических комплектов, которая находится в пределах от 5 до 10 мм⁻¹ [6]. Сама пленка практически не имеет спада контрастносточастотной характеристики до 20 мм⁻¹, а разрешение рентгенографических комплектов определяется типом используемых усиливающих экранов. Если же оценивать разрешающую способность не рентгенографического комплекта, а рентгеновского аппарата в целом с учетом увеличения объекта, то она, как правило, в аппаратах для общей рентгенологии не превышает 3,5 мм⁻¹, что связано с геометрией съемки и подвижностью исследуемых органов. Для цифровых аппаратов такое разрешение не является непреодолимым барьером [2]. Уже известны цифровые приемники с разрешением 5 мм⁻¹ и более [7]. Отметим, что в аппаратах для общей рентгенологии разрешающая способность аппарата в 3,5 мм⁻¹ считается достаточной и ее увеличение не практикуется, так как минимальная доза, необходимая для получения изображения малоразмерного объекта, обратно пропорциональна четвертой степени размера этого объекта [5].

Таким образом, детектор цифрового аппарата, как правило, имеет более высокую чувствительность и динамический диапазон при практически одинаковых разрешающих способностях.

Обработка изображения в видеопроцессоре. Если в пленочной рентгенографии обработка связана с фотохимическим проявлением скрытого изображения и ее возможности по изменению параметров изображения весьма ограничены, то к оцифрованному рентгеновскому изображению в видеопроцессоре может быть в принципе применен весь спектр наработанных цифровых обработок, которые наиболее полно изложены в монографиях [8, 11]. Прежде чем рекомендовать тот или иной алгоритм обработки изображения к использованию в практике, отметим, что он требует тщательной проверки на предмет увеличения точности диагностического исследования на стадии медицинских испытаний рентгеновских аппаратов. В ЗАО «НИПК «Электрон» проверены и внедрены разработанные цифровые аппараты ФЦ-01-«Электрон»,

АРЦ-01-«ОКО», КРТ-«Электрон», с помощью которых возможны коррекция неравномерности сигнала и фона по полю изображения, коррекция геометрических искажений, подавление шумов, контрастирование, масштабирование. Особенно полезной цифровой обработка оказывается при согласовании параметров изображения на мониторе со свойствами зрительного анализатора рентгенолога по яркости, контрасту, детальности и т. д. В этих случаях рентгенологу представляется возможность самому выделить зону интереса на изображении и осуществить над изображением ряд манипуляций: увеличить или уменьшить, использовать лупу контраста, изменить гистограмму распределения яркостей и др. Возможности цифровых обработок рентгеновских изображений не только до конца не исследованы, но даже не полностью осознаны.

Визуализация на мониторе. Изображение на мониторе должно быть представлено так, чтобы зрительный анализатор мог извлечь всю содержащуюся в нем информацию. Выясним, какой должна быть минимальная яркость изображения в белом, чтобы она была согласована с динамическим диапазоном яркостей, воспринимаемых зрением. Из физиологии зрения известно, что все детали, яркости которых на 1,5 логарифмической единицы ниже яркости адаптации, воспринимаются как абсолютно черные, а детали, яркости которых на 1,5 логарифмической единицы выше яркости адаптации, воспринимаются как абсолютно белые, т. е.

$$\log \frac{B_{\text{макс}}}{B_{\text{мин}}} = \log \frac{B_{\text{ад}}}{B_{\text{мин}}} = 1,5 \quad \text{или} \quad \frac{B_{\text{макс}}}{B_{\text{мин}}} = 1024.$$

Следовательно, контраст изображения на мониторе, согласованный со зрением, должен быть равен $B_{\text{макс}}/B_{\text{мин}} = 1024$.

Диапазон яркостей, воспринимаемых зрительным анализатором, хорошо согласован с диапазоном яркостей рентгенограмм, рассматриваемых на негатоскопе, так как разница плотностей большинства рентгенограмм равна 3. Яркость современных негатоскопов равна 2000–4000 кД/м², а плотность большинства рентгенограмм находится в диапазоне от 0,3 до 3,3. Поэтому максимальная яркость рентгенограмм на негатоскопах составляет 1000–2000 кД/м². Современные мониторы не обеспечивают таких яркостей. В этом усматривается одна из причин, по которой многие рентгенологи по-прежнему предпочитают ставить диагноз по рентгенограмме на пленке. В связи с этим современные цифровые аппараты должны иметь цифровой выход на устройство получения твердых копий на пленке.

Темпы развития плоских жидкокристаллических и плазменных мониторов позволяют надеяться, что проблема яркости изображения на мониторах в ближайшее время будет решена. Уже

имеются промышленные образцы плоских мониторов с яркостью 800 кД/м².

Часто ухудшение восприятия информации с экрана монитора связано с неправильным выбором освещения помещения, в котором установлен монитор. Известно, что глаз адаптируется к средней яркости помещения, поэтому попытка обеспечить хорошее восприятие за счет высокой яркости экрана монитора не приведет к желаемым результатам, если окружающий фон будет темным или очень светлым. Необходимо стремиться к тому, чтобы яркость окружающего фона и средняя яркость экрана монитора были приблизительно одинаковыми. Чтобы удовлетворить этому условию, должны быть предусмотрены оперативная регулировка яркости на экранах мониторов и соответствующее средней яркости монитора освещение помещения. Для согласования контраста интенсивностей рентгеновского изображения с динамическим диапазоном яркостей монитора должна быть предусмотрена оперативная регулировка контраста изображения.

Если рентгенолога интересует информация только в узком диапазоне яркостей изображения, применяют метод амплитудных разрезов [11]. Этот метод, который называется также режимом окна или амплитудной лупы, заключается в том, что на весь диапазон яркостей растягивается только выбранный участок видеосигнала. Изображение за пределами выбранного участка амплитуд видеосигнала не воспроизводится. Перемещая участок по диапазону значений видеосигнала, можно последовательно просмотреть все изображение. Амплитудная лупа позволяет исключить влияние на восприятие малоконтрастных деталей контрастной чувствительности зрительного анализатора. Их восприятие будет ограничиваться только шумами изображения. Часто амплитудную лупу используют только в зоне интереса, которую ограничивают рамкой, сохраняя за пределами этой рамки исходное изображение. Такой метод более эффективен, так как сохранение изображения по всему рабочему полю позволяет рентгенологу сопоставлять зону интереса с другими участками рентгенограммы.

Чтобы зрительный анализатор рентгенолога не ограничивал восприятие мелких деталей изображения, его пространственная контрастно-частотная характеристика (КЧХ) должна быть согласована с пространственными частотами изображения, воспроизводимого на мониторе. Такое согласование обеспечивается масштабированием изображения на экране монитора. При оптимальном увеличении пространственные частоты изображения, представляющие для рентгенолога наибольший интерес, должны приходиться на максимум КЧХ зрения. Например, если рентгенолога интересует костная структура, пространственный спектр которой

на мониторе группируется около частоты 3 мм^{-1} , а минимум КЧХ зрения при расстоянии рассматривания 25 см близок к $1,5 \text{ мм}^{-1}$, то целесообразно применить увеличение изображения в 2 раза. Излишнее или недостаточное увеличение может привести к существенному ухудшению восприятия мелкой структуры изображения. В практических конструкциях цифровых рентгеновских аппаратов важно обеспечить рентгенологу либо оптимальный набор увеличений, либо право выбора увеличения. Практика эксплуатации цифровых рентгеновских аппаратов показала, что рентгенологами используются увеличения до 4 раз. Большие увеличения приводят не к улучшению, а к ухудшению восприятия изображения из-за видимости дискретной структуры изображения и нерезкости границ.

При анализе рентгеновских изображений в ряде случаев возникает необходимость увеличить диапазон изменения яркости на мониторе для темных деталей за счет уменьшения его для светлых деталей. Наиболее просто это реализуется изменением полярности сигнала изображения (позитив-негатив). Кроме того, рентгенологи, которые чаще работают на усилителях рентгеновского изображения, где исходное изображение позитивное, предпочитают работать с позитивом, а рентгенологи, анализирующие рентгенограммы, – с негативом, поэтому в автоматизированных рабочих местах рентгенолога предусматривается возможность изменения позитивного изображения на негативное.

Изложенное выше показывает, что визуализация рентгенограммы на мониторе имеет широкие возможности по оптимизации ее параметров, что в будущем заставит рентгенологов отказаться от твердой копии и ее анализа на негатоскопе.

Хранение. Внедрение в медицинскую практику цифровых аппаратов стимулировало интенсивную разработку цифровых систем передачи и хранения медицинских изображений (PACS), а также развитие телерадиологии [4, 5, 7]. Это направление исследований и разработок переживает настоящий бум, так как позволяет поднять на более высокий уровень всю организационную структуру лучевой диагностики.

В заключение еще раз подчеркнем, что широко развитая пленочная технология, сочетающая в одном носителе функции детектирования, обработки, визуализации и хранения изображения и сыгравшая неопределимую роль в развитии лучевой диагностики XX века, в настоящее время является тормозом на пути ее развития.

Литература

1. Блинов Н. Н., Мазуров А. И. // Мед. техника. – 1999. – № 5. – С. 3–6.
2. Блинов Н. Н., Мазуров А. И. // Мед. техника. – 2000. – № 5. – С. 12–15.

3. Вендровский К. В., Вейцман А. И. Фотографическая структурометрия. — М., 1982.
4. Зеликман М. И. Теория, исследование и разработка методов и аппаратно-программных средств медицинской цифровой рентгенографии: Автореф. дис. на соис. учен. степени д-ра техн. наук. — М., 2001.
5. Медицинская рентгенология: технические аспекты, клинические материалы, радиационная безопасность / Под ред. Р. В. Ставицкого. — М., 2003.
6. Общее руководство по радиологии. Юбилейная книга NICER. — Нью Йорк, 1995.
7. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н. Н. Блинова. — М., 2002.
8. Прэтт У. Цифровая обработка изображений. — М., 1982.
9. Роуз А. Зрение человека и электронное зрение. — М., 1977.
10. Физика визуализации изображений в медицине. Т. 1 / Под ред. С. Узбба. — М., 1991.
11. Ярославский Л. П. Введение в цифровую обработку изображений. — М., 1979.

ANALYSIS OF THE ADVANTAGES OF DIGITAL X-RAY APPARATUSES OVER FILM X-RAY APPARATUSES

M. V. Elinson

Summary. A comparative review of characteristics of film and digital detectors of X-ray apparatuses. Advantages of digital X-ray apparatuses over film X-ray apparatuses are discussed.

// Медицинская техника. — 2005. — № 5. — С. 37–39.

**Алексей Анатольевич Борисов,
Юрий Арнольдович Вейц,
Анатолий Иванович Мазуров**
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ЦИФРОВЫЕ ТЕЛЕВИЗИОННЫЕ КАМЕРЫ ДЛЯ РЕНТГЕНТЕЛЕВИЗИОННЫХ СИСТЕМ

На пороге XXI века рентгенологический метод диагностики переходит на качественно новый уровень, подготовленный новейшими технологиями в области цифрового телевидения и компьютерной техники. Качество изображения с цифровыми камерами улучшается настолько, что снимок рентгеновского изображения на пленку утрачивает функции эталонного изображения. Наиболее совершенные рентгенотелевизионные системы (РТС) с цифровыми камерами уже превзошли пленку с усиливающими экранами по чувствительности, динамическому диапазону, контрастной чувствительности и сравня-

лись по разрешающей способности, а высокая стоимость, низкая производительность, трудоемкость и экологически нечистая технология при съемках на пленку сыграют свою роль и со временем пленка будет полностью вытеснена цифровыми снимками.

В России разработку и производство цифровых камер для РТС осуществляет Санкт-Петербургская фирма ЗАО «НИПК «Электрон».

Камерами стандарта ССIR на полудюймовых матрицах оснащаются усилители рентгеновских изображений серии УРИ-612 и передвижные хирургические аппараты серии РТС-612. Эти камеры имеют малошумящий усилительный тракт с регулируемым шумоподавителем. Подавление шума на 6 дБ происходит без смазывания движущихся органов. В камерах предусмотрены компенсации неравномерностей освещения и чувствительности по полю изображения и цифровая индикация уровня освещения матрицы. С пульта камеры можно изменять полярность изображения (позитив-негатив), регулировать яркость и контраст, осуществлять инверсии изображения (вверх-вниз, лево-право), задавать уровень шумоподавления в зависимости от подвижности просвечиваемых органов.

Камеры на матрицах 2/3 дюйма с числом пикселей 1024 x 1024 предназначены для систем высокого разрешения, например, для ангиографических комплексов или УРИ с большими рабочими полями – 290 мм в диаметре и более.

Камеры сверхвысокого разрешения предназначены для замены пленочного приемника в флюорографах, на стойке снимков (третье рабочее место рентгенолога) и столе снимков (второе рабочее место). Камеры работают в режиме цифрового фотоаппарата при максимальной скорости съемки 2 кадра в секунду, число элементов разложения 2048 x 2048 при числе градаций 12 бит. Скорость передачи данных в компьютер составляет 200 МБт/с.

Использование цифровых телевизионных камер производства «НИПК «Электрон» в УРИ серии УРИ-612, рентгеновском хирургическом аппарате РТС-612, приемнике ЦФК-1 для флюорографов, вертикальной стойки и стола снимков позволяет снизить лучевые нагрузки до 10 раз, улучшить качество изображений, сократить эксплуатационные расходы за счет отказа от пленки, фотолаборатории и пленочного архива, увеличить производительность рентгеновских кабинетов, уменьшить трудоемкость получения рентгеновских снимков.

Рассмотренные камеры могут быть применены в других областях прикладного телевидения.

Борисов А. А. Цифровые телевизионные камеры для рентгенотелевизионных систем / *Борисов А. А., Вейн Ю. А., Мазуров А. И.* // Новейшие достижения в области телевидения, аудио и видеотехники: Матер. 1 научно-технической конференции. –СПб., 1999. –С. 15.

КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ ЦИФРОВЫХ РЕНТГЕНТЕЛЕВИЗИОННЫХ КАМЕР

Чувствительность цифровых рентгенографических приемников, в качестве которых используются рентгентелевизионные цифровые камеры, является одним из основных параметров, так как определяет лучевую нагрузку на пациента. Чувствительность принято оценивать квантовой эффективностью (Detective quantum efficiency – DQE).

Математически квантовую эффективность η выражают квадратом отношения сигнала к шуму на выходе и входе приемника:

$$\eta = \frac{\Psi_{\text{вых}}^2}{\Psi_{\text{вх}}^2}. \quad (1)$$

В настоящее время можно говорить о трех технологиях, по которым развиваются цифровые рентгентелевизионные камеры. Это метод съемки изображения с рентгеновского экрана цифровым фотоаппаратом на ПЗС-матрице с числом пикселей от 1000 x 1000 до 4000 x 4000. Другая технология заключается в развитии принципа съемки изображения с рентгеновского экрана большим числом камер на твердотельных фотоэлектрических преобразователях (до 256 камер). Наконец, третья технология предусматривает непосредственный контакт рентгеновского экрана, минуя объектив, с фотодетекторами из аморфного кремния. Изображение с экрана фотодетектора переносится без масштабирования ($m = 1:1$). Получается плоский цифровой приемник матричного типа.

Анализ показывает, что прохождение сигнала и шума через приемник, во всех трех типах приемников идентичен. В каждом приемнике происходит эффективное поглощение рентгеновских квант в экране (коэффициент поглощения α_1) преобразование поглощенных квант в свет (α_2), сбор светового потока на фотоприемник (α_3), и, наконец, преобразование светового потока в фотоэлектроны α_4 , которые на нагрузке выходного каскада преобразуются в видеосигнал.

Квантовую эффективность таких приемников на низких частотах, где влиянием контрастно-частотной характеристики (КЧХ) можно пренебречь, рассчитывают по соотношению

$$\eta = \frac{\alpha_1}{1 + \frac{\alpha_1}{\alpha_\Sigma} + \frac{D_{ш} \alpha_1}{\mu_{ex} \alpha_\Sigma^2}} \quad (2)$$

где $\alpha_\Sigma = \alpha_1 \alpha_2 \alpha_3 \alpha_4$, μ_{ex} — число рентгеновских квант, приходящихся на пиксел изображения, $D_{ш}$ — дисперсия шума пиксела фотоэлектронного преобразователя, выраженная числом электронов.

Анализ соотношения (2) позволяет сделать следующие выводы.

Наибольшее влияние на квантовую эффективность оказывает поглощение рентгеновского излучения в экране. Для увеличения α_1 необходимо увеличивать толщину экрана, что, однако, приводит к ухудшению его КЧХ. Технология игольчатых экранов CsI (TI) не дает свету рассеиваться в соседние иголки, поэтому появляется возможность увеличения толщины и, следовательно, коэффициента поглощения α_1 без ухудшения КЧХ.

Вторым по значимости влияния на квантовую эффективность является суммарный коэффициент преобразования α_Σ . Для цифровой камеры с размером рабочего поля 400 x 400 мм и разрешающей способностью $R = 3 \text{ мм}^{-1}$ при $\alpha_\Sigma > 10$, и дозе на кадр 1мР вторым и третьим слагаемыми в знаменателе соотношения (2) можно пренебречь, если $\alpha_1 \geq 0,5$ и $D_{ш} \leq 1000$. В этом случае квантовая эффективность полностью определяется коэффициентом поглощения рентгеновских квантов α_1 .

При уменьшении собственных шумов камеры требования к коэффициенту преобразования α_Σ могут быть снижены. Это особенно важно для камер, построенных по принципу съемки изображения с рентгеновского экрана на ПЗС-матрице с одним объективом, так как эффективность объектива по сбору фотонов на ПЗС-матрицу крайне низка.

Из трех рассматриваемых классов рентгенотелевизионных камер наиболее чувствительными являются плоские панели ($\eta = 0.3-0.65$), за ними следуют многокамерные приемники ($\eta = 0.3-0.5$). Самая низкая квантовая эффективность у камер съемки изображения с экрана одним объективом ($\eta = 0.2-0.3$). Однако она соизмерима с квантовой эффективностью рентгенографии. Поэтому этот класс рентгенотелевизионных камер также может эффективно использоваться в рентгенологии, так как не уступая пленке, по квантовой эффективности он имеет целый ряд преимуществ перед пленочной рентгенографией, связанных с возможностями цифровых технологий и имеет низкую цену по сравнению с панелями и многокамерными приемниками.

// Телевидение: передача и обработка изображений: Матер. 3-й междунар. конф. — СПб., 2003. — С. 82–83.

**Станислав Алексеевич Иванов,
Николай Николаевич Потрахов**
Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет, Санкт-Петербург,
Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

НОВЫЕ ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ВОЗМОЖНОСТИ МИКРОФУКУСНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ

Микрофокусные источники излучения (МИИ) появились в рентгенотехнике в 50-е годы и были предназначены, прежде всего, для целей проекционной микроскопии. Основными требованиями, предъявляемыми в то время к этим источникам, были малое фокусное пятно и малое фокусное расстояние (т. е. расстояние от центра фокусного пятна до центра наружной поверхности выходного окна). Их выполнение позволяло поместить объект просвечивания как можно ближе к фокусному пятну, что необходимо для получения при достаточно высоком разрешении микроскопа резких рентгеновских изображений при большом увеличении.

Первыми практическими образцами МИИ явились разборные рентгеновские трубки напряжением 1–12 кВ с прострельным анодом в виде тонкой фольги. Для получения фокусных пятен размером порядка одного микрометра использовались достаточно сложные электронно-оптические системы (ЭОС), состоящие из трехэлектродной электронной пушки и нескольких электромагнитных линз. Мощность источников была невелика и составляла всего сотые доли ватта. Такие источники имели большую массу и габариты, были сложны в эксплуатации, так как требовали непрерывной откачки, а также периодической юстировки ЭОС. Поэтому их использование в медицинской рентгенодиагностике было практически невозможно и применялись они в основном для просвечивания миниатюрных технических и биологических объектов.

Поскольку для целей медицинской диагностики вполне достаточно использовать источники излучения с фокусным пятном несколько десятков микрометров, то более удобными и простыми по конструкции явились отпаянные микрофокусные рентгеновские трубки с вынесенным анодом, предложенные в конце 70-х годов [1].

Первым отечественным прибором такого типа явилась трубка БС-1 [2] напряжением 50 кВ. Конструкция трубки, разработанной в 1976 г. и серийно выпускаемой промышленностью, имела анодную трубу диаметром 8 и длиной 35 мм, в торце которой размещалась анодная мишень прострельного типа. Материал мишени анода

мог быть различным (из вольфрама, меди, молибдена, рения и т. д., в зависимости от целей применения). На анодной трубке размещался кольцевой постоянный магнит для фокусировки электронного пучка, предварительно сформированного трехэлектродной электронной пушкой.

Существенно более высокая мощность трубки БС-1 (2,5 Вт) при диаметре фокусного пятна 40 мкм обеспечивала интенсивность излучения, достаточную для ряда диагностических исследований [3]. Основными особенностями конструкции ее была тонкая длинная пролетная труба, на торце которой размещались мишень, трехэлектродная электронная пушка, прямонакальный вольфрамовый V-образный катод и магнитная фокусирующая система, что характерно для целого класса микрофокусных отпаянных приборов, разработанных в последующие годы. К их числу относятся рентгеновские трубки БС-4; БС-13; 0,006БД25-45; БС-6. На базе их была создана серия малогабаритных медицинских диагностических аппаратов «Электроника», а также серия МИИ для технических целей РЕЙС [2].

Важнейшая отличительная особенность этих аппаратов – хорошая разрешающая способность, т. е. возможность получать «высокоструктурные снимки».

В табл. 1 приведены основные параметры медицинских аппаратов серии «Электроника».

Таблица 1

Параметр	«Электроника»	«Электроника-45Д»	«Электроника-100Д»
Напряжение, кВ	10–40	10–45	20–100
Ток, мкА	200	100	100
Диаметр фокусного пятна, мкм	50	35	40
Масса, кг	5,0	4,5	6
моноблока	4	4	4
пульта	20	11	30
штатива			

Все перечисленные аппараты обладают малым весом и габаритами, что делает их удобными для использования в нестационарных условиях.

Один из первых аппаратов серии маммограф «Электроника» предназначен для выявления злокачественных образований молочных желез на самых ранних стадиях заболевания. Он позволяет получать увеличенные рентгенограммы при незначительных лучевых нагрузках на объект. Аппарат «Электроника-45Д» используется, прежде всего, для съемки конечностей. Возможность получе-

ния снимков с прямым рентгеновским увеличением до 7—10 крат позволяет выявлять мелкие травмы, патологии, структуру изменений в костных и мягких тканях.

Повышение напряжения более чем в 2 раза позволило существенно расширить диагностические возможности микрофокусных аппаратов. Клинические испытания аппарата «Электроника-100Д» убедительно показали эффективность его применения для рентгенографии большей части отделов тела человека с увеличением до 7 крат [4].

В последние годы на базе специально разработанной микрофокусной рентгеновской трубки с вынесенным анодом, имеющей панорамный пучок излучения с углом раствора 135 градусов, в СПбГЭТУ был создан дентальный аппарат «Пардус-01» (рис. 1).



Рис. 1. Дентальный аппарат «Пардус-01»

Аппарат предназначен для диагностики в области стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. Он позволяет, например, получать структурные панорамные снимки челюстей пациента за одну экспозицию. Существенная особенность аппарата – сниженная, по меньшей мере, в 5 раз лучевая нагрузка на пациента по сравнению с лучшими зарубежными аппаратами аналогичного назначения [5].

Аппарат «Пардус-01» моноблочного типа. Помимо моноблока и пульта управления в его состав входит специализированный штатив, конструкция которого обеспечивает выполнение прямых обзорных снимков обеих челюстей одновременно или каждой челюсти отдельно, а также боковых панорамных снимков участков челюстно-лицевого отдела. Моноблок аппарата построен по «традиционной» для маломощных устройств схеме: средне-

частотный преобразователь, повышающий трансформатор, емкостный множитель, рентгеновская трубка (анод трубки заземлен). В качестве высоковольтной изоляции применена твердотельная изоляция на основе эпоксидного компаунда. При ее изготовлении внутренние элементы конструкции вакуумируются, что повышает электрическую прочность и, соответственно, надежность аппарата в целом.

Для удобства работы с аппаратом разработан микропроцессорный пульт управления. Он позволяет устанавливать напряжение и ток рентгеновской трубки, а также время экспозиции в ручном или автоматическом режиме (по записанной в память процессора программе). Максимальное число программ – 10. Посредством пульта возможно управление аппаратом от внешнего компьютера.

Характеристики аппарата «Пардус-01» и ряда известных панорамных дентальных аппаратов – оргопантомографа Granex-3 (Финляндия) и внутриорального Status-X (Германия) приведены в табл. 2.

Таблица 2

Параметр	Granex-3	Status-X	Пардус-01
Анодное напряжение, кВ	63–81	55	50–90
Анодный ток, мА	6–10	1	0,025–0,05
Время экспозиции, с	16–19	0,06–2	0,2–0,4
Доза облучения при съемке полного зубного статуса, мЗв	0,15	0,08	0,03
Размер фокусного пятна, мм	0,5x0,5	0,1	0,1
Расстояние фокус – кассета, мм	520	50–80	50–80
Потребляемая мощность, Вт	500	–	100
Исполнение	стационарный	стационарный	портативный
Общий вес, кг	195	–	30

Следует отметить, что снимки на аппарате «Пардус-01» выполняются при малой экспозиции и чрезвычайно малом токе (менее 50 мкА)

Дальнейшее расширение диагностических возможностей и, соответственно, областей применения МИИ может быть связано с увеличением напряжения до 150–200 кВ и мощности до 50–100 Вт и выше при сохранении минимальных размеров фокусного пятна не более 100 мкм.

Развитием работ в этой области является создание в СПбГЭТУ на базе микрофокусной рентгеновской трубки ЕС-16 аппарата «Пардус-150» с максимальным напряжением 150 кВ, мощностью 40 В [6]. Внешний вид аппарата представлен на рис. 2.

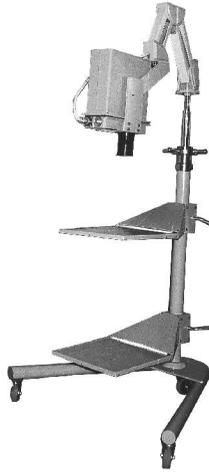


Рис. 2. Внешний вид аппарата «Пардус-150»

В отличие от аппарата «Электроника-100Д» в моноблоке описываемой конструкции применяется масляно-пленочная высоковольтная изоляция, обеспечивающая надежную работу аппарата при существенно повышенных напряжениях и мощности. Кроме того, использован специализированный микропроцессорный пульт управления, аналогичный пультам управления аппарата «Пардус-01».

Опытные образцы аппарата «Пардус-150» в течение года успешно эксплуатировались в Российском научно-исследовательском институте травматологии и ортопедии (РНИИТО, С.-Петербург), Центральном военном научно-исследовательском госпитале (ЦВНИАГ, Москва). Качество снимков, полученных на аппарате, заслужило высокую оценку рентгенологов. Кроме того, исследования показали, что просвечивающие возможности аппарата «Пардус-150» приближены к возможностям стационарного рентгенодиагностического аппарата. Это обстоятельство позволяет производить на нем снимки практически всех органов и тканей человека. С целью определения лучевых нагрузок, получаемых пациентами на аппарате «Пардус-150», и сравнения их с аналогичными процедурами на стационарном аппарате авторами были проведены дополнительные исследования. Эксперименты осуществлялись совместно с сотрудниками Института радиационной гигиены (НИИРГ, С.-Петербург) и Государственной педиатрической медицинской академии (ГПМА, С.-Петербург).

В ходе исследований определены дозы облучения пациентов различных возрастных групп при выполнении снимков на стацио-

нарном аппарате РУМ-20 и аппарате «Пардус-150». В качестве показателя уровня облучения использовалась эффективная доза, характеризующая облучение всего тела. Результаты исследований приведены в табл. 3.

Таблица 3

Вид исследования	Возраст пациентов	Эффективная доза, мЗв	
		РУМ-20	Пардус-150
Череп	Дети 5 лет	2,20	0,29
Предплечье	Взрослые	0,04	0,01
Грудная клетка	Взрослые	5,51	0,41
	Дети 5 лет	2,68	0,24
Тазобедренный сустав	Взрослые	14,75	1,21
	Дети 5 лет	8,76	0,68

Полученные данные говорят о значительном (от 4 до 13 раз) снижении доз облучения пациентов различных возрастов при проведении обследований на аппарате «Пардус-150». Одна из основных причин снижения дозы – уменьшение в сотни раз анодного тока, используемого на данном аппарате (50–300 мкА по сравнению с 25–60 мА на стационарном аппарате) и, соответственно, снижение экспозиции (0,05–0,38 мАс по сравнению с 1–10 мАс на стационарном аппарате).

Наряду с небольшими габаритами и весом, высоким качеством изображения, а также низкой стоимостью аппарата «Пардус-150», малые дозы облучения пациентов и персонала являются значительным преимуществом настоящего аппарата перед всеми другими, в том числе стационарными.

Данное свойство аппарата гарантирует эффективность и безопасность его использования, в первую очередь, при обследовании тяжелобольных пациентов и пациентов критических групп, беременных женщин, в том числе в полевых, аварийных и чрезвычайных ситуациях. Так, например, микрофокусный рентгеновский аппарат вполне может заменить стационарный рентгенодиагностический аппарат в родильных домах.

С целью дальнейшего снижения лучевой нагрузки на пациента и превышения оперативности рентгенологических исследований целесообразно сочетать микрофокусный рентгеновский аппарат с современными системами визуализации рентгеновского изображения. В этом случае микрофокусный рентгеновский аппарат превращается в достаточно универсальный диагностический комплекс.

На рис. 3 показан действующий макет микрофокусного рентгенодиагностического комплекса РТС-611, разработанного в на-

учно-исследовательской производственной компании «Электрон» совместно с СПбГЭТУ. Комплекс создан на базе аппарата «Пардус-150» и предназначен для проведения хирургических операций под рентгеновским контролем в травматологии, ортопедии, педиатрии и т. д.



Рис. 3. Действующий макет микрофокусного рентгенодиагностического комплекса РТС-611

Отличительной особенностью описываемой конструкции является возможность плавной регулировки фокусного пятна в диапазоне от 50 до 500 мкм и получения разрешения деталей рентгеновского изображения на экране монитора РТС, близкого к разрешению, получаемому при рентгенографии на пленку.

Это убедительно свидетельствует о значительном расширении диагностических возможностей метода микрофокусной рентгенографии, вследствие создания новых, более совершенных конструкций МИИ. Клиническая практика показывает, что необходимы дальнейшая разработка этого метода и его широкое использование в медицинских учреждениях любого профиля.

Литература

1. *Дударев А. Л., Васильев А. Ю.* Применение рентгенографии с прямым многократным увеличением изображения в учреждениях здравоохранения. – М.: Методически рекомендации, 1990.
2. *Иванов С. А.* Малогабаритные источники рентгеновского излучения // Обзоры по электротехнике. Сер. Электровacuумные и газоразрядные приборы. – М.: ЦНИИ «Электроника». – Вып. 4. – 1987.
3. *Иванов С. А., Новосельцева А. С., Потрахов Н. Н.* Малогабаритный микрофокусный рентгеновский аппарат для промышленной дефектоскопии и медицинской диагностики // В сб. научных трудов «Радиоэлектроника» – СПб.: СПбГЭТУ. – Вып. 2. – 1996.

4. *Иванов С. А.* Рентгеновские трубки для научных исследований, промышленного контроля и технологии // *Обзоры по электротехнике. Сер. Электровакуумные и газоразрядные приборы.* – М.: ЦНИИ «Электроника». – Вып. 1. – 1982.

5. *Петкевич Г. В., Потрахов Н. Н.* Диагностические возможности и перспективы развития микрофокусной высокодетальной рентгенографии. – СПб.: Концепции развития Санкт-Петербурга, 1997. – Т. 2.

6. Рентгеновский излучатель «Светлана» (РЭИС) и его диагностические возможности / А. Н. Кишковский и др. // *Вестник рентгенологии.* – 1979. – № 4.

// *Петербургский журнал электроники.* – 1998. – № 2. – С. 12–16.

Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

СЕМИНАР «ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА РЕНТГЕНОЛОГИИ»

23 сентября 1998 года в Санкт-Петербурге во время проведения Международной выставки по здравоохранению «Больница-98» прошел семинар «Технические средства рентгенологии», организованный Научно-исследовательской производственной компанией «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург) при поддержке ITE Exhibitions & Conferences LTD (Англия).

В докладах, представленных на семинаре, была рассмотрена медицинская рентгеновская аппаратура, выпускаемая отечественными производителями.

Организаторы семинара поставили цель показать, что, несмотря на огромные экономические трудности и развал рентгеновской промышленности в России, отечественные фирмы, широко используя зарубежные комплектующие изделия, в состоянии формировать современные диагностические комплексы и обеспечивать медицинские учреждения России практически всем оборудованием, необходимым рентгенологическим отделениям. Как показал семинар эта цель была достигнута.

На семинаре с докладами выступили представители «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург), НПО «Экран» (Москва), ЗАО «Амико» (Москва), «Ренекс» (Новосибирск), Научно-практического центра медицинской рентгенологии (Москва) и ряда других фирм.

Отметим наиболее интересные доклады.

Заведующий отделом медицинской интроскопической техники Всероссийского научно-исследовательского и испытательного

института медицинской техники проф. Н. Н. Блинов в своем докладе «Состояние и перспективы развития отечественной рентгенодиагностической аппаратуры» констатировал, что оснащенность отделений лучевой диагностики современным оборудованием крайне низка как в количественном, так и в качественном отношении. Имеющиеся технические средства в большинстве случаев изношены и по своим техническим и эксплуатационным параметрам существенно ниже уровня аппаратуры в лечебных учреждениях развитых стран. Учитывая финансовое состояние страны, закупка рентгеновского оборудования за рубежом не может решить этой проблемы. Проф. Н. Н. Блинов видит выход в переоснащении и дооснащении рентгеновских отделений медицинских учреждений аппаратурой новых отечественных фирм, которые разрабатывают и производят перспективные модели рентгеновского оборудования, находящегося на уровне современных зарубежных аналогов. Среди этой аппаратуры были отмечены рентгенодиагностические комплексы «Медикс-Р» и «Телемедикс-Р», усилители рентгеновского изображения серии УРИ-612, хирургические рентгеновские аппараты РТС-612, автоматизированные рабочие места «Аккорд», «Эльф» и ЦП-1М, системы для малодозовой цифровой флюорографии и др.

Заместитель директора по научной работе «НИПК «Электрон» А. И. Мазуров рассказал о новых усилителях рентгеновских изображений серии УРИ-612. Эти УРИ построены на самой современной элементной базе ведущих зарубежных фирм, включая рентгеновские электронно-оптические преобразователи фирмы «Thomson» (Франция) и ПЗС-матрицы фирмы «Sony» (Япония). Параметры этой серии на 9-, 12- и 16-дюймовых преобразователях фирмы «Thomson» находятся на уровне УРИ ведущих зарубежных фирм «Philips» и «Siemens». Эти усилители предназначены для оснащения новых и модернизации действующих стационарных рентгеновских аппаратов отечественного и импортного производства всех модификаций.

Главный инженер «НИПК «Электрон» Ю. А. Вейп в докладе «Передвижной хирургический рентгеновский аппарат РТС-612» представил аппарат для интервенционной рентгенологии с широким диапазоном клинического применения на рабочих местах, где осуществляются инструментальное вмешательство, позиционирование и терапия под рентгеновским контролем.

Новому поколению рентгенодиагностических комплексов был посвящен доклад директора ЗАО «Амико» В. В. Уварова. Он рассказал о рентгенодиагностических комплексах «Медикс-Р» и «Телемедикс-Р» с различными вариантами отечественной и импортной комплектации первого, второго и третьего рабочих мест.

Большой интерес вызвал доклад генерального директора фирмы «Ренекс» К. А. Резника «Новое поколение рентгеновских экранов и радиографических кассет». Радиографические кассеты «Ренекс» изготавливаются из сверхпрочного пластика «Новодюр®», применяемого в аэрокосмической промышленности. Фирма выпускает все типы экранов: усиливающие общего применения, маммографические, флюорографические и др. В экранах использованы как традиционные, так и новые типы высокоэффективных люминофоров.

Генеральный директор ЗАО «Амико» Н. Н. Блинов представил доклад «Приставка для цифровой флюорографии ПЦФ-01». Приставка ориентирована на использование в клиниках с низким уровнем финансирования. Она монтируется на стандартных кабинетах флюорографов вместо пленочной камеры. Капитальный ремонт флюорографа не требует переоборудования рентгеновского кабинета.

Беспленочным технологиям был посвящен доклад канд. физ.-мат. наук М. Г. Нагаенко («НИПК «Электрон») «Автоматизированное рабочее место рентгенолога». Это оборудование позволяет существенно повысить степень достоверности результата обследования и значительно сократить текущие расходы лечебного учреждения на закупку расходных материалов и содержание фотолаборатории.

Большой интерес вызвал доклад заместителя председателя флюорографического совета Комитета по здравоохранению Администрации Санкт-Петербурга А. С. Нейштадта «О состоянии флюорографической аппаратуры в Санкт-Петербурге». Было отмечено, что в городе работают 180 флюорографов, большая часть которых эксплуатируется более 10 лет и подлежит замене как технически и морально устаревшая. Даже на этой аппаратуре в 1997 году при проверочных флюорографических обследованиях выявлено 1360 больных активным туберкулезом, 832 больных раком легкого и значительное количество больных с другой легочной патологией. Это свидетельствует о высокой медицинской эффективности проверочных флюорографических обследований и об актуальности переоснащения флюорографической службы.

Итог работы семинара подвел главный специалист по лучевой диагностике и лучевой терапии Санкт-Петербурга проф. В. Е. Савелло. Он отметил хороший уровень подготовки и проведения семинара и призвал его участников к тесному сотрудничеству с отечественными производителями технических средств рентгенологии.

После окончания семинара в кулуарах обсуждались проблемы, затронутые в докладах.

// Медицинская техника. – 1999. – № 2. – С. 48.

ЭФФЕКТИВНОСТЬ И ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ ЦИФРОВЫХ РЕНТГЕНТЕЛЕВИЗИОННЫХ СИСТЕМ

Начиная с конца XX столетия, цифровые телевизионные установки стали широко применяться в рентгенотехнике, способствуя образованию качественно нового класса рентгеновской аппаратуры — рентгенотелевизионных систем. Основное отличие и главное преимущество цифровых рентгенотелевизионных систем перед аппаратами с регистрацией изображения на пленку в том, что в них процессы детектирования, обработки, визуализации и хранения разделены, что позволяет их оптимизировать независимо друг от друга. Независимая оптимизация звеньев цифрового процесса получения рентгеновских изображений позволяет не только заменить пленку приемниками с более высоким качеством изображения, но и по-новому более совершенно организовать рентгенологическую службу с использованием цифровых телевизионных камер, видеопроцессоров, автоматизированных рабочих мест и информационных сетей. В рентгенокопии применяются цифровые телевизионные камеры на ПЗС-матрицах, формирующих изображения из 512 x 512, 1024 x 1024 и 2048 x 2048 пикселей. Эти камеры работают при импульсном экспонировании с частотой кадров от 1 до 60 в секунду. В цифровых приемниках для рентгенографии используются матрицы не менее 2048 x 2048.

Ограничение квантовой эффективности пленочных рентгеновских аппаратов на уровне 0,2 является принципиальным, так как связано с физикой формирования скрытого изображения в пленке. В цифровых системах такое ограничение отсутствует. Уже в существующих цифровых рентгенотелевизионных камерах достигнутая квантовая эффективность составляет 0,65. Поэтому на цифровых аппаратах пациент и обслуживающий персонал получают меньшие дозовые нагрузки. Потенциально доза, получаемая пациентом на цифровых аппаратах, может быть уменьшена не менее, чем в 10 раз.

Весьма часто контраст входного рентгеновского изображения не укладывается в динамический диапазон пленки (30–60), поэтому для прозрачных участков исследуемой области и участков с высоким поглощением необходимо делать дополнительные снимки. В цифровых системах с широким динамическим диапазоном (> 200) всю информацию о плотностях исследуемой области тела пациента можно извлечь из одного снимка. В этих случаях один цифровой снимок заменяет 3 пленочных.

После преобразования рентгеновского изображения в цифровой сигнал возможна его цифровая обработка по трем направлени-

ям. Это коррекция аппаратных искажений: неравномерности сигнала и фона по полю изображения, геометрических искажений, резкости, зашумленности и т. д. Возможно препарирование изображения, связанное с выделением интересующих рентгенолога структур и подавлением несущественных для данного исследования структур. Наконец, возможно согласование наблюдаемого рентгенологом на мониторе изображения с параметрами зрительного анализатора по яркости, контрасту, детальности, динамическому диапазону и другим характеристикам.

Благодаря цифровой рентгенотехнике стремительно развивается интервенционная рентгенология, позволяющая осуществлять хирургические и терапевтические вмешательства на внутренних органах под рентгеновским контролем: от протезирования кровеносных сосудов до доставки по ним лекарств в зону патологии.

Цифровые технологии ускорили подход к рентгеновскому аппарату как единой системе получения, обработки и хранения изображений. Появление цифровых систем передачи и хранения изображений (PACS) предоставило новые возможности управления рентгеновскими изображениями. Облегчилось их хранение, извлечение из архива и доставка пользователю. С развитием телерадиологии стала возможной передача снимков на дальние расстояния, в частности из удаленных медицинских учреждений первичного звена в центральные. Такая возможность передавать изображения в любое медицинское учреждение, куда это необходимо, делает цифровые системы особенно перспективным. Информативность изображений на рентгенотелевизионных системах по мере их совершенствования неуклонно растет. Уже сейчас на ряде цифровых систем имеется возможность получения (кроме теневого изображения томографических срезов) любого сечения исследуемого органа и его объемного изображения.

Экономический эффект при эксплуатации цифровых систем складывается из отсутствия затрат на пленку, фотореактивы, фотолаборатории и ее оборудование, громоздкий пленочный архив, оборудование для просмотра снимков. Вследствие практически мгновенного получения цифровых рентгенограмм увеличивается производительность рентгеновского кабинета. Поэтому, несмотря на более высокую первоначальную стоимость цифровых систем, суммарные расходы за срок службы оказывается существенно меньше, чем для пленочных аппаратов.

Изложенное выше показывает, что пленочные аппараты уступают рентгенотелевизионным системам, как по чувствительности, так и по эффективности.

// Телевидение: передача и обработка изображений: Матер. 4-й междунар. конфер. –СПб., 2005. –С. 114–115.

ОБОБЩЕННАЯ КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ ЦИФРОВЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ

С появлением цифровых приемников рентгеновских изображений для оценки их чувствительности и параметров, характеризующих качество изображения, стали широко применять интегральный критерий – квантовую эффективность как функцию пространственных частот [1, 2]. Вместе с тем, как чувствительность, так и качество изображения рентгеновского аппарата определяются не только приемником, но в сильной степени зависят от системы формирования теневого изображения. Режим и геометрия съемки, а также величина рассеянного излучения не в меньшей степени, чем параметры приемника, определяют чувствительность и качество изображения на мониторе. Можно иметь идеальный приемник, но аппарат будет иметь низкую чувствительность и плохое качество изображения на мониторе, если параметры исходного изображения во входной плоскости приемника не будут согласованы с параметрами приемника.

Поэтому квантовую эффективность цифрового рентгеновского аппарата будем рассматривать в целом, без выделения источников потери информации о внутреннем строении исследуемого органа. Эти потери возникают как в процессе формирования рентгеновского изображения, так и в процессе визуализации.

Квантовую эффективность аппарата необходимо оценивать в условиях, приближенных к реальным условиям его работы. Такой подход выбран в связи с постоянно возникающим перед медицинскими учреждениями вопросом, какой цифровой аппарат может обеспечить требуемое качество изображения при минимальной дозе облучения пациента. Используя только квантовую эффективность приемника как интегральный критерий, можно придти к ошибочному выбору аппарата.

Если же исходить из обобщенной квантовой эффективности, которая определяется с учетом как системы формирования, так и визуализации изображения в условиях приближенных к условиям использования, то выбор аппарата будет более адекватный.

Близкий к рассматриваемому подход используют при определении квантового выхода в телевизионной астрономии [3] и в системах обнаружения слабых источников света [4].

Соотношение для обобщенной квантовой эффективности аппарата имеет тот же вид, что и для квантовой эффективности приемника [1, 3]:

$$\eta_0(\nu) = \frac{\psi_{\text{вых}}^2(\nu)}{\psi_{\text{вх}}^2(\nu)} = \eta(0) \frac{A^2(\nu)}{\Pi(\nu)} \quad (1)$$

Здесь $\eta_0(\nu)$ – обобщенная квантовая эффективность как функция пространственных частот ν ; $\psi_{\text{вх}}(\nu)$, $\psi_{\text{вых}}(\nu)$ – входное и выходное отношение сигнал/шум; $\eta(0)$ – обобщенная квантовая эффективность на низких пространственных частотах, где функция передачи модуляции (контрастно-частотная характеристика – КЧХ) $A(\nu) = 1$; $\Pi(\nu)$ – спектральная плотность шумов, нормированная так, что на низких частотах $\Pi(0) = 1$.

Отличие заключается в том, что выходное отношение сигнал/шум вычисляют (измеряют) с учетом всех шумов независимо от места их возникновения. Так в условиях эксплуатации рентгеновского аппарата кроме полезных рентгеновских фотонов на входную плоскость приемника падают рассеянные объектом исследования фотоны, которые не несут полезной информации, но на детекторе также образуют сигнал, что создает фон и дополнительные шумы. Входное же отношение сигнал/шум вычисляют с учетом только квантовых шумов, которые связаны с полезным сигналом. Кроме того, контрастно-частотная характеристика в соотношении (1) рассчитывается с учетом КЧХ системы формирования изображения, которая зависит от размеров фокусного пятна рентгеновской трубки f , фокусного расстояния F и увеличения объекта m_0 .

Для подтверждения сказанного рассмотрим обобщенную квантовую эффективность на примере цифрового аппарата с приемником «экран-объектив-ПЗС-матрица», что не нарушит общности выводов. Анализ показывает, что прохождение сигнала и шума в этом приемнике идентично также прохождению в плоскопанельных (непрямого преобразования) и многокамерных приемниках [5]. В каждом из этих приемников происходит поглощение рентгеновских фотонов в экране (коэффициент поглощения α_{s1}), преобразование поглощенных квантов в свет (α_{s2}), выход световых фотонов в сторону фотопреобразователя (α_{s3}), сбор светового потока на фотопреобразователе (α_0) и, наконец преобразование светового потока в фотопреобразователе в электроны (α_s), которые после считывания преобразуются в сигнал изображения.

Введем термины, которые будем использовать при вычислении обобщенной квантовой эффективности. Под термином «сигнал» будем понимать разность $\Delta\mu$ между средними значениями числа частиц, переносящих информацию, приходящихся на мало-контрастный тестовый элемент (деталь) и окружающие его элементарные площадки того же размера. Под «шумом» – среднеквадратичное отклонение от этого числа. В рассматриваемом приемнике

переносчиками информации являются фотоны рентгеновского излучения, световые фотоны и электроны.

Принятый в рентгенотехнике анализ прохождения сигнала и шума через приемник базируется на теореме о дисперсии Буржеса [6]:

$$D(\mu_{\text{вых}}) = D(\mu_{\text{вх}})\bar{\alpha}^2 + \bar{\mu}_{\text{вх}}D(\alpha) \quad (2)$$

где $D(\mu_{\text{вых}})$ и $D(\mu_{\text{вх}})$ – дисперсии сигнала на выходе и входе звена соответственно, $\bar{\alpha}$ – математическое ожидание коэффициента преобразования сигнала в звене, $\bar{\mu}_{\text{вх}}$ – математическое ожидание сигнала на входе, $D(\alpha)$ – дисперсия коэффициента преобразования.

На основании теоремы Буржеса нетрудно показать, что если в схеме прохождения сигнала рядом находятся 2 или больше каскадов с коэффициентом преобразования $\bar{\alpha} < 1$, для которых $D(\alpha) = \bar{\alpha}(1 - \bar{\alpha})$, то эти каскады можно объединить в один, перемножив коэффициенты преобразования. В рассматриваемом приемнике в один каскад можно объединить коэффициент выхода света из рентгеновского экрана в сторону объектива $\bar{\alpha}_{\text{э3}}$, коэффициент сбора объективом светового потока на ПЗС-матрицу $\bar{\alpha}_0$ и квантовый выход ПЗС – $\bar{\alpha}_{\text{ПЗС}}$.

На рис.1 представлена схема прохождения сигнала и шума через рассматриваемый приемник, где коэффициенты преобразования $\bar{\alpha}_{\text{э3}}$, $\bar{\alpha}_0$, $\bar{\alpha}_{\text{ПЗС}}$ объединены в один $\bar{\alpha} = \bar{\alpha}_{\text{э3}}\bar{\alpha}_0\bar{\alpha}_{\text{ПЗС}}$

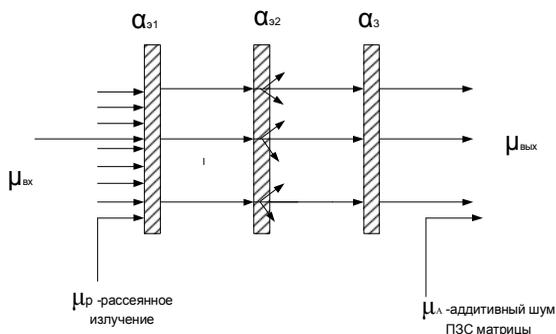


Рис. 1. Схема прохождения сигнала и шума в рентгеновском приемнике «экран-объектив-ПЗС-матрица»

Используя теорему Буржеса (2) и учитывая, что $D(\alpha_{\text{э1}}) = \bar{\alpha}_{\text{э1}}(1 - \bar{\alpha}_{\text{э2}})$, $D(\alpha_{\text{э2}}) = \bar{\alpha}_{\text{э2}}$ и $D(\alpha_{\text{э3}}) = \bar{\alpha}_{\text{э3}}(1 - \bar{\alpha}_{\text{э3}})$, сигнал на выходе приемника и его дисперсия будут равны

$$\Delta\mu_{\text{вых}} = \Delta\mu_{\text{ex}} \bar{\alpha}_{\vartheta_1} \bar{\alpha}_{\vartheta_2} \bar{\alpha}_{\vartheta_3} = \Delta\mu_{\text{ex}} \bar{\alpha}_{\Sigma} \quad (3)$$

$$D(\mu_{\text{вых}}) = 2 \left\{ \left[D(\mu_{\text{вх}}) + D(\mu_p) \right] \bar{\alpha}_{\Sigma}^2 \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\vartheta_1}}{\bar{\alpha}_{\vartheta_1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\vartheta_1} \bar{\alpha}_{\vartheta_2}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\vartheta_3}}{\bar{\alpha}_{\Sigma}} \right) + D(\mu_A) \right\}$$

Здесь $D(\mu_{\text{вх}})$, $D(\mu_p)$ и $D(\mu_A)$ – дисперсии сигнала на входе, рассеянного излучения и аддитивного шума ПЗС-матрицы соответственно.

Так как флуктуации рентгеновского излучения подчинены закону Пуассона, то $D(\mu_{\text{ex}}) = \bar{\mu}_{\text{ex}}$ и $D(\mu_p) = \bar{\mu}_p$

Обозначая $\frac{\bar{\mu}_p}{\bar{\mu}_{\text{ex}}} = \delta$, Для обобщенной квантовой эффективности на низких пространственных частотах, получим соотношение:

$$\eta_0(0) = \frac{1}{(1 + \delta) \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\vartheta_1}}{\bar{\alpha}_{\vartheta_1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\vartheta_1} \bar{\alpha}_{\vartheta_2}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\Sigma}} \right) + \frac{D(\mu_A)}{2\bar{\mu}_{\text{ex}} \bar{\alpha}_{\Sigma}^2}} \quad (4)$$

Принимая $\delta = 0$, получим соотношение для обобщенной квантовой эффективности приемника на низких пространственных частотах

$$\eta_{\text{л}}(0) = \frac{1}{\left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\vartheta_1}}{\bar{\alpha}_{\vartheta_1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\vartheta_1} \bar{\alpha}_{\vartheta_2}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\Sigma}} \right) + \frac{D(\mu_A)}{2\bar{\mu}_{\text{ex}} \bar{\alpha}_{\Sigma}^2}} \quad (5)$$

В пленочной рентгенографии за чувствительность приемника принимают рентгеновскую экспозицию, при которой плотность почернения пленки соответствует середине линейного участка характеристической кривой. В этой точке влияние аддитивных шумов пленки на зашумленность изображения минимальное. По аналогии будем определять чувствительность цифрового приемника по минимальной экспозиции, при которой аддитивными шумами фотоприемника фактически можно пренебречь, то есть когда $2\bar{\mu}_{\text{ex}} \bar{\alpha}_{\Sigma}^2 \gg D(\mu_A)$.

В этом случае соотношение (4) и (5) примут вид

$$\eta_0(0) = \frac{1}{(1 + \delta) \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\vartheta_1}}{\bar{\alpha}_{\vartheta_1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\vartheta_1} \bar{\alpha}_{\vartheta_2}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\Sigma}} \right)} \quad (6)$$

$$\eta_{\text{л}}(0) = \frac{1}{\left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\vartheta_1}}{\bar{\alpha}_{\vartheta_1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\vartheta_1} \bar{\alpha}_{\vartheta_2}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\Sigma}} \right)} \quad (7)$$

Из соотношений (6) и (7) видно, что рассеянное излучение уменьшает обобщенную квантовую эффективность аппарата в $(1 + \delta)$ раз по сравнению с квантовой эффективностью приемника.

Если перед приемником устанавливается растр, пропускающий рассеянное излучение с коэффициентом T_S раз, а первичное T_p раз, то соотношение (6) для обобщенной квантовой эффективности примет вид:

$$\eta_0^p(0) = \frac{T_p}{\left(1 + \frac{\delta}{\Sigma}\right) \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\alpha_1}}{\bar{\alpha}_{\alpha_1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\alpha_1} \bar{\alpha}_{\alpha_2}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\alpha_2}}\right)} \quad (8)$$

где $\Sigma = T_p/T_S$.

Следовательно, выигрыш в обобщенной квантовой эффективности аппарата с растром по сравнению с аппаратом без растра будет равен

$$\eta_p = \frac{(1 + \delta)}{1 + \frac{\delta}{\Sigma}} T_p \quad (9)$$

Приведем численный пример для аппарата, приемник которого содержит рентгеновский экран $Gd_2O_2S(Tb)$ с параметрами $\alpha_{\alpha_1} = 0,5$; $\alpha_{\alpha_2} = 3000$; $\alpha_{\alpha_3} = 0,5$; объектив с коэффициентом сбора светового потока на ПЗС-матрицу $\alpha_0 = 0,0025$ и ПЗС-матрицу с квантовым выходом $\alpha_{ПЗС} = 0,5$.

В этом случае в соответствии с (6), (7) и (8) квантовая эффективность приемника на низких пространственных частотах будет равна $\eta_n(0) = 0,333$; обобщенная квантовая эффективность аппарата без растра, когда $\delta = 5$ $\eta_0(0) = 0,056$, а с растром с $T_p = 0,59$ и $T_S = 0,07$ $\eta_0^p(0) = 0,123$.

Таким образом, этот растр увеличивает обобщенную квантовую эффективность в 2,2 раза.

При определении обобщенной квантовой эффективности как функции пространственных частот пренебрегать аддитивными шумами приемника нельзя, так как с увеличением частоты сигнал уменьшается, а шум остается постоянным, так как он в подавляющем большинстве случаев является белым [1]. Используем соотношение (1) для оценки зависимости $\eta_0(v)$ от размера фокусного пятна f рентгеновской трубки. Будем сравнивать $\eta_0(v)$ двух аппаратов, у которых размеры фокусных пятен рентгеновских трубок различны, а параметры всех других звеньев аппарата, имеющих отношение к обобщенной квантовой эффективности, одинаковые. При этом будем считать, что приемник не ограничи-

вает спектр простарственных частот, формируемых на его входе. Обозначим нормированную контрастно-частотную характеристику (КЧХ) системы формирования рентгеновского изображения $A_f(v)$. Тогда учитывая, что КЧХ звеньев аппарата перемножаются на основании (1) вычислим отношение обобщенных квантовых эффективностей аппаратов с различными размерами фокусных пятен:

$$K(v) = \frac{\eta_{01}(v)}{\eta_{02}(v)} = \frac{A_{f1}^2(v)}{A_{f2}^2(v)} \quad (10)$$

где $A_{f1}(v)$ и $A_{f2}(v)$ – КЧХ узлов формирования рентгеновского изображения. Обобщенные квантовые эффективности на низких пространственных частотах, спектральные плотности шумов и КЧХ приемников в соотношении (1) сократились.

Если аппаратную функцию узла формирования рентгеновского изображения аппроксимировать гауссовой функцией, то соотношение (10) примет вид [7]:

$$K(v) = \exp\left[\frac{(\pi m)^2}{9}(f_2^2 - f_1^2)v^2\right] \quad (11)$$

Результаты расчетов отношения обобщенных квантовых эффективностей двух аппаратов при принятых выше допущениях, выполненные по соотношению (11) для трубок с фокусными пятнами $f_1 = 0,1$ мм и $f_2 = 1,0$ мм при увеличении фокусных пятен $m = 0,4$ приведены в таблице.

$v, \text{ мм}^{-1}$	0	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5
$K(v)$	1	1,1	1,2	1,5	2,0	2,9	4,8	8,4

Полученные результаты позволяют сделать следующие выводы:

1. Обобщенная квантовая эффективность более точно характеризует чувствительность и качество изображения цифрового рентгеновского аппарата, чем квантовая эффективность приемника.

2. Рекомендуется чувствительность цифрового приемника определять по экспозиции (в отсутствии рассеянного излучения), когда собственными шумами приемника можно пренебречь.

3. Рассеянное излучение уменьшает обобщенную квантовую эффективность в $(1 + \delta)$ раз.

4. Чем больше фокусное пятно рентгеновской трубки и масштаб передачи изображения, тем с меньшей глубиной модуляции передаются во входную плоскость приемника высокочастотные

составляющие спектра пространственных частот просвечиваемых структур исследуемого органа. Следовательно, тем меньше будет обобщенная квантовая эффективность на всех пространственных частотах.

Литература

1. *Ван дер Зил А.* Шумы при измерениях. — М.: Мир, 1979.
2. *Зеликман М. И.* Цифровые системы в медицинской рентгенодиагностике. — М.: «Медицина», 2007.
3. *Миберн Дж.* Обнаружение и спектрометрия слабых источников света — М.: Мир, 1979.
4. *Потрахов Н. Н., Мазуров А. И.* Особенности микрофокусной медицинской рентгенотехники // Медицинская техника. — 2005. — № 5. — С. 6–8.
5. Телевизионная астрономия / Под ред. В. Б. Никонова. — М.: Наука, 1983.
6. *Фальк Я.* Квантовая эффективность и качество изображения в рентгенотелевизионных системах: Дис. ... к. т. н., СПб.: ЛЭТИ, 2007.
7. International Standard IEC62220-1. Medical electrical equipment — Characteristics of digital X-ray imaging devices — Part 1: Determination of the detective quantum efficiency, IEC, 2003.

// Медицинская техника. — 2008. — № 5. — С. 15–19.

Николай Николаевич Блинов
ВНИИИМТ, Москва
Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ЧТО ВПЕРЕДИ?

Бурное развитие цифровой рентгенотехники с большой долей вероятности позволяет прогнозировать, что в недалеком будущем рентгенологическая служба, как впрочем, и вся лучевая диагностика, будет организована на совершенно новой беспленочной компьютерной технологии. Для становления этой технологии необходимо решить целый ряд проблем и задач, краткому перечислению которых посвящена настоящая статья.

1. Новое место рентгеновской аппаратуры в системе медицинской диагностики.

Оснащение отделений лучевой диагностики современного лечебно-профилактических учреждений в последние годы претерпе-

вает значительные изменения, диктуемые прежде всего общими тенденциями развития аппаратуры для лучевой диагностики.

Помимо общей тенденции перехода к цифровым методам формирования медицинских изображений, наблюдающейся во всех видах лучевой диагностики, в последние годы отмечается отчетливый сдвиг в основных областях медицинского применения тех или иных направлений рентгенодиагностики.

Основные изменения в медицинских технологиях, наблюдающиеся в развитых странах мира, заключаются в следующем:

- Расширение областей применения ультразвуковых исследований – УЗИ (3D и 4D – изображения, цветное доплеровское картирование, цветная УЗ-ангиография, УЗ-исследование молочной железы женщин).

- Расширение областей применения рентгеновской компьютерной томографии РКТ, определяемое новыми возможностями спиральных мультidetекторных систем, обеспечивающих получение 3D-изображений за время, исчисляемое долями секунды.

- Расширение областей применения магнитно-резонансной томографии (МРТ), связанное с развитием программных возможностей преобразования изображений, обеспечением МР-ангиографии, применением МР-контрастирования на основе соединений гадолиния и удобством эксплуатации постоянных магнитов в системах МР-томографов.

Наименьшему изменению подверглись, пожалуй, технологии в радиоизотопной диагностике. В настоящее время все гамма-камеры обеспечивают возможности эмиссионной томографии. Принципиально новые возможности обеспечивает двухфотонная позитронно-электронная эмиссионная томография (ПЭТ), обеспечивающая повышенное пространственное разрешение изображения, но требующая новых радиоизотопных химических реактивов с энергиями гамма-кванта выше 1024 кэВ.

Сужение областей применения классической рентгенологии не только пленочных, но и цифровых технологий формирования изображений относится практически ко всем видам рентгеновских исследований:

1. Рентгеновское исследование желудочно-кишечного тракта (ЖКТ): в последние годы в несколько раз уменьшилось количество рентгеновских просвечиваний ЖКТ за счет эндоскопии, виртуальной эндоскопии при РКТ, УЗИ почек, печени и поджелудочной железы.

2. Исследование грудной клетки: традиционная профилактическая рентгенография плавно уступает место обзорным исследованиям легких при РКТ, а диагностическое рентгеновское исследование трехмерной компьютерной томографии – РКТ.

3. Рентгенография костно-суставной системы: отмечается отчетливая тенденция все большего привлечения к диагностике забо-

леваний костей и суставов методов МРТ, поскольку в отличие от классической рентгенографии МРТ дает существенно больше диагностически важной информации о состоянии мягких тканей, окружающих зону костной травмы или патологии.

4. Исследования сердечно-сосудистой системы: рентгеновская ангиография заметно уступает место методам УЗ, РКТ, МР-ангиографии.

5. Рентгеновский контроль в операционных: активно развивается рентгеновский и УЗ-контроль при хирургических операциях, особенно при внутрисосудистых вмешательствах. Здесь все большую роль начинают играть многоцелевые передвижные хирургические аппараты типа «С-дуга».

6. Маммография: до сих пор рентгеновское исследование доминирует. Однако в недалеком будущем ожидается появление достаточно информативных методов электромагнитной и УЗ-маммографии.

7. Дентальная рентгенология: это, пожалуй, единственная область рентгенологии, сохраняющая свое значение. Можно говорить лишь о внедрении методов РКТ и МРТ в челюстно-лицевую диагностику.

При всех этих тенденциях общее количество рентгеновских исследований в мире постоянно возрастает на 1–2%, также как и генетически значимая доза облучения населения. Целесообразность применения того или иного метода лучевой диагностики определяется областью исследования в организме. Часть методов (КТ, МРТ, радиоизотопная диагностика) можно использовать для обследования практически любой области тела человека [1], однако их применение сдерживается высокими капитальными и текущими затратами. Поэтому рентгенология продолжает удерживать лидирующее место. По данным компании «Fuji Medical System» [2] на 2001 год, распределение методов визуализации по качеству исследований представлено на рис. 1.

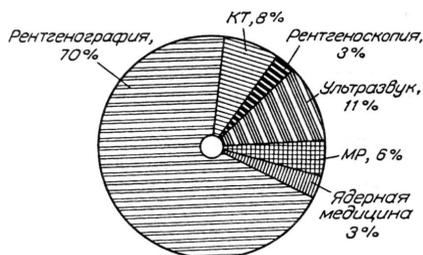


Рис. 1. Частота использования методов лучевой диагностики (данные на 2001 г.).

Для сохранения лидерства рентгенотехника должна перейти на цифровые технологии, которые поставили перед ней целый ряд проблем. Некоторые проблемы были поставлены еще перед аналоговой рентгенотехникой, но она не смогла их решить.

2. Главная проблема внедрения цифровых технологий.

С точки зрения авторов, главная проблема заключается в разработке теоретических основ цифровой рентгенотехники, так как многие разделы основ аналоговой рентгенотехники требуют пересмотра [3]. При ее внедрении это касается всех звеньев как систем восприятия рентгеновских изображений, так и системы его формирования, начиная от рентгеновского питающего устройства и заканчивая монитором. Кроме того, появились совершенно новые разделы рентгенотехники: цифровые приемники, цифровые видеопроцессоры, системы передачи и хранения цифровых изображений (PACS), радиологические информационные системы (RIS), госпитальные информационные системы (GIS) и телерадиология. Для построения современной рентгеновской аппаратуры необходим единый информационный подход, учитывающий все составляющие технических средств цифровой рентгенотехники.

Эта главная проблема внедрения не может быть решена без создания единой системы понятий, методов и средств испытаний и проверки основных параметров аппаратуры нового поколения. Эта работа широко ведется в мире, в том числе и в нашей стране, уже по крайней мере 10 лет. Создан ряд международных рекомендаций Международной электротехнической комиссии и ряд отечественных стандартов ГОСТ Р в рамках технического комитета ТК 411 «Аппараты и оборудование для лучевой диагностики, терапии и дозиметрии» Госстандарта РФ (ВНИИИМТ). Работа должна систематически продолжаться до создания полной единой системы характеристик цифровых изображений, методов и средств испытаний цифровой рентгеновской аппаратуры.

Не менее важной проблемой является согласование параметров теневого рентгеновского изображения с информационными характеристиками цифрового приемника. Пленочные системы визуализации, в течение всего XX столетия господствующие в рентгенотехнике, не могли обеспечить согласования детальности и контраста невидимого изображения с разрешающей способностью и динамическим диапазоном приемника.

Чувствительность рентгенографических комплектов для общей рентгенологии, имеющих разрешающую способность $5\text{--}10\text{ мм}^{-1}$, не позволяет использовать маломощные острофокусные рентгеновские трубки с фокусным пятном менее $0,6\text{ мм}$. Это приводит к

тому, что разрешающая способность приемника оказывается избыточной по отношению к спектру пространственных частот невидимого рентгеновского изображения. В результате разрешающая способность рентгеновского аппарата при увеличениях объекта около 1,2 мм, что соответствует исследованиям глубоко залегающих органов (легких, сердца, ЖКТ), ограничивается геометрической нерезкостью и оказывается существенно меньше разрешающей способности приемника [4]. С другой стороны, динамический диапазон рентгенографических комплектов (20–30) не позволяет отразить контраст теневых изображений исследуемых органов, который может достигать 100 раз и больше.

В цифровых рентгеновских аппаратах отсутствуют принципиальные ограничения для решения этой проблемы. Уже в существующих цифровых рентгеновских аппаратах проблема динамического диапазона решена. Для согласования детальности изображения с разрешением приемника необходимо решить проблему микрофокусной рентгенографии, которая позволит полностью реализовать разрешающую способность приемника, а при увеличениях объекта обеспечить разрешение деталей, меньших таковой приемника (точнее, максимально уменьшить размер фокуса рентгеновской трубки, максимально увеличив удельную нагрузку на фокус).

Для описания процесса формирования рентгеновского изображения и его визуализации целесообразно в ряде случаев использовать язык теории информации, что вскрывает несоответствия между характеристиками теневого изображения (детальностью, подвижностью, контрастом) и параметрами приемника – пространственной и временной разрешающей способностями и динамическим диапазоном. Это позволит согласовать детальность изображения с пространственной разрешающей способностью, контраст – с динамическим диапазоном, подвижность – с временной разрешающей способностью. Чтобы пояснить эту мысль, приведем пример. Как указывалось выше, при фокусах рентгеновских трубок более 1,2 мм детальность формируемого изображения оказывается ниже разрешающей способности рентгенографических комплектов, а контраст входного изображения выше их динамического диапазона.

3. Проблема снижения дозы при исследовании.

Сколько существует рентгенотехника, столько существует проблема снижения лучевых нагрузок. В аналоговых системах необходимая доза определялась условием достижения необходимой плотности почернения пленки ($D = 1 \div 1,5$). В цифровых системах это условие полностью теряет смысл из-за широкого динамического диапазона

приемника. Ниже приведено соотношение, показывающее, какая доза необходима перед фантомом для обнаружения в фантоме толщиной Z детали площадью $S = \Delta x \Delta y$ и контрастом $K = a_{\text{эфф}} \Delta Z$ [5]:

$$D = \frac{\Psi_n(1 + \delta)}{A \Delta x \Delta y (a_{\text{эфф}} \Delta Z)^2 \eta} \lambda^a \varepsilon \phi \phi^Z \quad (1)$$

Здесь Ψ_n – пороговое отношение сигнал/шум; δ – отношение величины вторичного излучения к первичному во входной плоскости детектора; A – коэффициент, характеризующий число квантов на единицу площади изображения фона при выбранной жесткости излучения; $a_{\text{эфф}}$ – эффективный коэффициент линейного ослабления; η – квантовая эффективность приемника.

Из соотношения (1) видно, что при одинаковых условиях съемки ($a_{\text{эфф}} = \text{const}$) одних и тех же фантомов (равенство S , K , Z) степень снижения дозы до предельной определяется соотношением:

$$B = \frac{1 + \delta}{\eta} \quad (2)$$

Для идеального аппарата (при отсутствии рассеяния от объекта) $\delta = 0$, $\eta = 1$ и $B = 1$. Поэтому соотношение (2) указывает, во сколько раз доза на реальном аппарате больше, чем на идеальном. На рис. 2 представлена зависимость B от δ при различных квантовых эффективностях η .

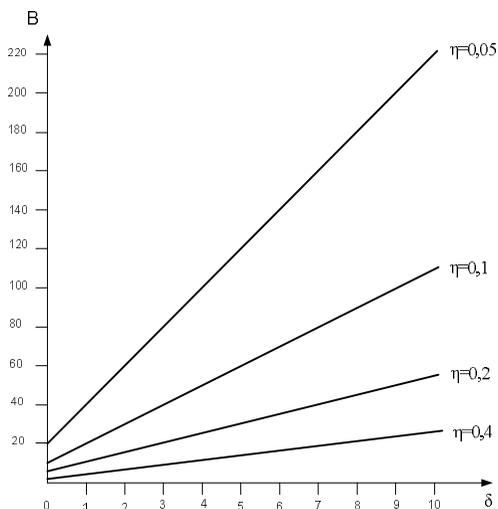


Рис. 2. Зависимость B от δ при различных квантовых эффективностях η

При предельной квантовой эффективности ($\eta = 1$) доза полностью определяется влиянием рассеянного излучения

$$B = 1 + \eta \quad (3)$$

Из рис. 2 видно, что проблема предельного снижения лучевых нагрузок еще ждет своего решения. Из соотношения (1) следует, что перспективным направлением снижения лучевых нагрузок может быть увеличение жесткости рентгеновского излучения сверх значений, принятых в аналоговой рентгенотехнике, и поиски путей снижения рассеянного объектом излучения.

Соотношение (1) показывает также, что корректное сравнение рабочих доз рентгеновских аппаратов необходимо проводить, указывая не только квантовую эффективность, но и жесткость рентгеновского излучения, площадь обнаруживаемой детали и ее контраст.

Убедительным подтверждением этого являются маммография и КТ. В первом случае высокие лучевые нагрузки обусловлены требованием разрешения деталей размером 25–50 мкм, а во втором – контрастной чувствительностью 0,5% и менее. Рентгеновский аппарат конкретного назначения должен иметь качество изображения настолько высокое, насколько это необходимо для диагностики, и настолько низкое, насколько это возможно.

Экспериментальное сравнение рабочих доз аппаратов может быть осуществлено с использованием водного фантома и теста деталь-контраст.

Наиболее распространенным тест-объектом деталь-контраст принят CD RAD фирмы «Nuclear Ass», представляющий пластину из оргстекла с отверстиями, диаметр которых и глубина изменяется от 0,3 до 8 мм, расположенными в 225 ячейках по случайному закону (2 отверстия в ячейке).

В ЗАО «Амико» разработан аналогичный тест-объект ТДК-1 с диапазоном изменения по диаметру и глубине 0,5–8 мм с одним отверстием в центре ячейки. Оба тест-объекта позволяют оценить границу различимости параметра деталь-контраст. Однако в обоих случаях глаз работает по-разному: при наличии двух произвольно располагаемых отверстий в ячейке глаз работает на эффект различимости с так называемым краудинг-эффектом [7], при одном – имеет место обнаружение по принципу да-нет. Здесь также необходимо установление единства оценок.

4. Обработка и представление изображений.

Многовариантность скиалогического отображения нормы и патологии, непредсказуемость их проекционных сочетаний на рентгенограммах пока не позволяют решить такую фундаменталь-

ную проблему, как автоматическое разделение нормы и патологии. Еще в 50-х годах прошлого века ученые приступили к исследованию рентгенодиагностики с учетом возможностей автоматизированных средств принятия решений в рентгенологии [8]. С тех пор было опробовано множество различных методов, но ни один из них до настоящего времени не получил широкого клинического применения. Эта проблема ждет своего решения в XXI веке, которое может оказаться еще одной революцией в лучевой диагностике.

Более обнадеживающие результаты получены в рентгенодиагностике с компьютерной поддержкой (так называемые экспертные системы). В ряде фирм уже разработаны цифровые алгоритмы выявления на изображении подозрительных участков, на которые система обращает внимание рентгенолога с помощью особых маркеров с целью уменьшения числа пропущенных патологий. Например, фирма GE использует компьютерную поддержку в маммографии для уменьшения числа пропущенных раковых опухолей. Близкие решения использует отечественная компания «Медицинские технологии».

В настоящее время в рентгенотехнике изображения отображаются главным образом в серой шкале, т. е. не используются возможности цветового зрения по извлечению информации из изображения. Цветовое кодирование рентгеновских изображений и спектрально-зональное рентгенотелевидение еще не нашли широкого применения, но они имеют большие потенциальные возможности. В первую очередь отметим использование цветового отображения в КТ при реконструкции объемных изображений. Это направление использования возможностей цветового зрения интенсивно развивается. Дело в том, что анализ многочисленного количества срезов, полученных при КТ, наталкивается на трудности переработки огромного объема информации. Синтез из срезов объемного изображения исследуемых органов и их окраска в псевдоцвета в целом ряде случаев позволяет решить эту проблему. Но многие вопросы представления внутренних органов в объеме с раскраской еще не решены.

Многочисленные попытки цветового контрастирования обычных рентгенограмм, несмотря на ряд положительных результатов [6], не получили применения в клинической практике. Вероятно, причина кроется в многочисленных феноменах цветового зрения [4], могущих привести к гипердиагностике. Но полный отказ от раскраски обычных рентгенограмм, по мнению авторов, ошибочен. Учитывая возможности цифровой техники, необходимо воспользоваться положительными результатами раскраски рентгенограмм, а рассматривать раскрашенные изображения как дополняющие, но не заменяющие исходные снимки, в каждом случае выбирая соответствующий принцип цветового кодирования.

Спектрозональные (многозональные) рентгеновские аппараты, несмотря на более чем полувековой период исследований, еще не вышли из стен лабораторий. Исключение составляют двухзональная остеоденситометрия и двухэнергетическая субтракция, позволяющие получать отдельные изображения мягких тканей и костей.

В ближайшем будущем предстоит воплотить в жизнь возможности информационного обмена рентгенологической информацией. Телерадиология в России находится в зачаточном состоянии. Для ее эффективного развития необходим проект на федеральном уровне.

Большинство рентгенологов и рентгенлаборантов еще находятся «в плену» у пленочной технологии. Для отказа от привычных представлений у практикующего специалиста существуют психологические сложности. Необходима кардинальная перестройка подготовки рентгенолога и рентгенлаборанта. В нашей стране к этой проблеме добавляется не научная, однако от этого не снижающая своего чрезвычайного значения проблема повышения экономического статуса рентгенолога и рентгенлаборанта.

Цифровая рентгенотехника стимулировала широкое развитие интервенционной радиологии. К сожалению, отечественная промышленность не производит специализированных аппаратов для этих целей, если не считать хирургических рентгеновских аппаратов малой мощности (до 3,5 кВт).

Непрерывный режим просвечивания при интервенционной рентгенологии не согласован с подвижностью исследуемых органов и инерционностью приемников. Результат: высокие лучевые нагрузки и большая динамическая нерезкость. Непрерывная рентгеноскопия в новых разработках для интервенционной рентгенологии должна быть исключена. Необходим режим просвечивания короткими импульсами, следующими с частотой, которая согласована с подвижностью исследуемых органов. Однако импульсная рентгеноскопия предъявляет жесткие требования к крутизне фронтов импульсов. При этом возрастают преимущества рентгеновских трубок с сеточным управлением, которые до сих пор не получили широкого применения из-за их высокой стоимости.

В одной работе возможно лишь обозначить только основные проблемы цифровой рентгенологии, решение которых будет продолжаться достаточно долго и не всегда легко. Однако без такой работы невозможно в полной мере использовать все огромные возможности новых технологий и она должна быть выполнена.

В заключение отметим, что цифровые технологии позволяют рентгенологии еще долго лидировать в лучевой диагностике.

Литература

1. *Блинов Н. Н., Мазуров А. И.* Разрешающая способность систем воспроизведения рентгеновских изображений // Медицинская техника. – 2000. – № 5. – С. 12–15.
2. *Блинов Н. Н., Мазуров А. И.* Новые реальности в современной рентгенотехнике // Медицинская техника. – 2003. – № 5. – С. 3–6.
3. *Блинов Н. Н.* Глаз и изображение. – М.: Медицина, 2004.
4. *Кравков С. В.* Цветовое зрение. – М.: Издательство АН СССР, 1951.
5. *Мазуров А. И.* Пути снижения лучевых нагрузок в рентгенодиагностике // Вестник Северо-Западного отделения Академии медико-технических наук. – 2003. – № 7. – С. 97–101.
6. Технические средства медицинской интроскопии / Под ред. Б. И. Леонова – М.: Медицина, 1989.
7. Физика визуализации изображений в медицине / Под ред. С. Уэбба – М.: Мир, 1991.
8. *Daking D. R.* Buyers move cautiously into digital radiography // Diagnostic Imaging. – December 2001. – P. 51–54.

FUTURE PROSPECTS

N. N. Blinov, A. I. Mazurov

Summary. The immediately prospects of development of radio-diagnostic equipment on the basis of digital systems for medical image representation and processing are considered. Special attention as paid to development of X-Ray diagnostic system.

// Медицинская техника. – 2006. – № 5. – С. 3–6.

Юрий Арнольдович Вейп

ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

К ОПРЕДЕЛЕНИЮ ДИНАМИЧЕСКОГО ДИАПАЗОНА ЦИФРОВЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ПРИЕМНИКОВ

Одним из основных преимуществ цифровых рентгеновских приемников перед пленочными является их широкий динамический диапазон. В России многие годы сохраняется предложенная А. Клеммом методика определения динамического диапазона [1]. В соответствии с этой методикой динамический диапазон рентгеновских приемников определяют наибольшей величиной отношения интенсивностей в рентгеновском изображении, при котором на каждом из уровней еще различаются крупные детали 5% контраста. Стандартом № 01-22-04 ВНИИИМТ эта же методика распространена на

приемники рентгеновского изображения рентгеновских диагностических аппаратов с цифровой регистрацией изображений [7].

В публикациях наблюдается большой разброс в динамическом диапазоне цифровых приемников, которые построены по одним и тем же принципам [2–5]. Например, для сканирующих аппаратов указывается динамический диапазон от 100 до 1600 раз [2–5]. Такое резкое расхождение в динамических диапазонах на аппаратах одного класса, вероятно, связано с тем, что на аппаратах, показавших очень большой динамический диапазон, измерения производились с нарушением общепринятой стандартизированной методики.

Фактически стандартизированная методика характеризует градационную разрешающую способность приемника, только при испытаниях вместо градационного клина с контрастом между ступенями $K_n = 5\%$ используют упрощенный тест, по которому определяют интенсивность между первой (I_{\max}) и последней (I_{\min}) видимой ступенью. Действительно, по измеренному динамическому диапазону $D = I_{\max} / I_{\min}$ можно вычислить число различных градаций m клина 5% контраста по соотношению:

$$m = \frac{\log D}{\log(1 + K_n)}. \quad (1)$$

В стандарте ВНИИИМТ № 01-22-04 рекомендован тест, в котором фиксировано 4 динамических диапазона ($D = 50; 100; 200; 400$), что в соответствии с (1) эквивалентно различению соответственно 80, 94, 109 и 123 градаций клина 5% контраста между ступенями. Таким образом, широкий динамический диапазон свидетельствует о хорошей передаче полутонов как в мягких, так и в плотных тканях.

Учитывая указанный выше большой разброс данных литературы о динамическом диапазоне цифровых приемников, дадим теоретическую оценку минимально необходимого и желательного динамического диапазона.

Необходимый динамический диапазон определяется параметрами формируемого теневого изображения на входе приемника: его контрастом и средней интенсивностью. Оценим величину этого контраста при обследовании органов пациента. В современных медицинских рентгеновских аппаратах используются напряжения на рентгеновской трубке от 40 до 150 кВ. При этом экспериментально установлено, что в зависимости от толщины пациента напряжение и фильтрация излучения выбираются в соответствии с соотношением $\mu_{\text{эф}} X = 3,5-4$ [1], где $\mu_{\text{эф}}$ – эффективный коэффициент линейного ослабления, X – толщина пациента. Тогда максимально возможный контраст входного изображения будет равен:

$$D = \frac{I_{\text{макс}}}{I_{\text{мин}}} = \frac{I_0}{I_0 e^{-\mu_{\text{эф}} X}} = e^{\mu_{\text{эф}} X} = \lambda^4 = 54. \quad (2)$$

Здесь не учтено рассеянное объектом излучение, попадающее на приемник, которое снижает D . Если учесть, что проникающая способность большинства медицинских объектов ограничена эквивалентной алюминиевой толщиной 40 мм, то динамический диапазон в 54 раза хорошо совпадает с экспериментальными результатами Э. Б. Козловского [6] для напряжения на рентгеновской трубке 99 кВ. Только в случаях, когда в рабочее поле приемника попадают шторки диафрагмы, проводятся исследования с применением контрастирующих веществ, и если в теле пациента имеются металлические предметы (пули, осколки и др.) контраст входного изображения может превышать указанную величину.

Динамический диапазон рентгенографических комплексов экран-пленка равен 30–40 [5] при строго фиксированной экспозиции, соответствующей середине характеристической кривой пленки. Поэтому пленка не может передать максимальный контраст входного изображения, что приводит к потере градаций в мягких или плотных тканях. Если эти градации существенны для диагноза, то необходимо делать дополнительные снимки. Так как для рентгенографического комплекта оптимальная экспозиционная доза строго фиксирована, то при передержке или недодержке экспозиции получаются бракованные снимки, что влечет за собой необходимость повторной съемки. Для исключения брака минимальное значение динамического диапазона для цифровых аппаратов целесообразно принять равным 100 раз, что, как видно из соотношения (2), приблизительно в 2 раза превышает максимальный контраст входного рентгеновского изображения большинства медицинских объектов.

За увеличение динамического диапазона цифровых приемников свыше 100 можно привести следующие доводы. В общей рентгенологии на пленочных аппаратах применяются рентгенографические комплекты с чувствительностью 100, 200, 400, 800, 1000 (по международной классификации), что соответствует экспозиционным дозам приблизительно от 1 мР до 100 мкР соответственно. Такой набор рентгенографических комплектов определяется разными требованиями к детальности снимков различных органов. Чем ниже чувствительность рентгенографического комплекта, тем выше его разрешающая способность и контрастная чувствительность и наоборот. Все вместе рентгенографические комплекты, каждый из которых имеет динамический диапазон 30, перекрывают динамический диапазон в 320 раз.

Чтобы перекрыть возможности пленочных аппаратов с полным набором рентгенографических комплектов, динамический диапазон цифровых приемников должен превосходить суммарный диапазон рентгенографических комплектов, т. е. быть немного более 320. Это особенно важно для цифровых приемников, у которых имеется возможность обмена между чувствительностью и разрешающей способностью. Такую возможность имеют приемники, построенные по схеме экран – оптика – ПЗС – матрица.

Дальнейшее расширение динамического диапазона вряд ли целесообразно по двум причинам. Величину дозы, которая задает границу динамического диапазона снизу, определяют шумы. Эксперименты показывают, что различить крупную деталь 5% контраста на фоне шумов, включающих шум входного рентгеновского потока, шум рассеянного излучения и аддитивный шум приемника, можно с вероятностью, близкой к 1, если доза на входе приемника не менее 5 мкР.

Верхняя граница динамического диапазона определяется допустимой дозой на снимке. По общепринятым нормам она не может быть более 2 мР. Таким образом, динамический диапазон в 500 раз является предельной величиной.

Отметим, что часто верхняя граница динамического диапазона определяется не допустимой дозой, а сигналом насыщения самого узкого звена, входящего в приемник изображения, что имеет место, например, в рентгенографических комплектах и цифровых приемниках на рентгеновских электронно-оптических преобразователях. Во всех классах цифровых приемников число уровней квантования аналогового сигнала не должно приводить к снижению градиционной разрешающей способности аппарата.

Литература

1. Блинов Н. Н., Жуков Е. М., Козловский Э. Б., Мазуров А. И. Телевизионные методы обработки рентгеновских и гамма-изображений. – М.: Энергоиздат, 1982.
2. Блинов Н. Н. (мл.), Гуржиев А. Н., Зеликман М. И. и др. // Мед. техника. – 2004. – № 6. – С. 13–16.
3. Медицинская рентгенология: технические аспекты, клинические материалы, радиационная безопасность / Под ред. Р. В. Ставицкого. – М.: МНПИ, 2003.
4. Медицинская техника для лучевой диагностики: Справочник / Под ред. Б. И. Леонова, Н. Н. Блинова. – М.: НЦП Интелфорум, 2004.
5. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н. Н. Блинова. – М.: Медицина, 2002.
6. Рентгеновские диагностические аппараты. Т. 1 / Под ред. Н. Н. Блинова, Б. И. Леонова. – М.: ВНИИИМТ, 2001.

7. Стандарт предприятия № 01-22-04: Приемники рентгеновского изображения рентгеновских диагностических аппаратов с цифровой регистрацией изображения. Номенклатура параметров и характеристик качества изображения, методы и средства их определения. – М.: ВНИИИМТ, 2004.

DETERMINATION OF THE DYNAMIC RANGE OF DIGITAL X-RAY RECEIVERS

Yu. A. Veip

Summary. Specific features of determination of the dynamic range of digital X-ray receivers are considered. Various procedures for dynamic range determination are compared. The minimal permissible and optimal dynamic ranges are estimated.

// Медицинская техника. – 2005. – № 5. – С. 8–9.

Алексей Анатольевич Борисов

Юрий Арнольдович Вейп

Анатолий Иванович Мазуров

Михаил Борисович Элинсон

ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

О ДВУХ ТЕХНОЛОГИЯХ ПОСТРОЕНИЯ ЦИФРОВЫХ ПРИЕМНИКОВ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

В связи с интенсивным развитием цифровых приемников рентгеновских изображений рентгенографические комплекты экран-пленка постепенно утрачивают функции эталонного приемника. Уже более 30 фирм занимаются исследованиями по поиску приемника рентгеновских изображений, который мог бы заменить рентгенографические комплекты. Эти поиски привели к разработке целого ряда цифровых приемников, на основе которых организован промышленный выпуск цифровых рентгеновских аппаратов [4, 5].

В настоящее время подавляющее большинство фирм в своих разработках цифровых приемников, которые освоены серийно, используют одну из двух технологий: плоских панелей (flat panel) и съемки изображения с рентгеновских экранов цифровыми телевизионными камерами на ПЗС-матрицах. Технология плоских панелей, доведенная до серийного производства, также разделяется на два класса. Это матрицы тонкопленочных полевых транзисторов, покрытых аморфным селеном, и матрицы кремниевых фотодиодов (aSi:H), сочлененные с игольчатым цезий-йодным CsI(Tl) или гадолиниевым Gd₂O₂S экранами.

По сравнению с матрицей фотодиодов, сочлененной с цезий-йодным экраном, матрица на аморфном селене имеет ряд недостатков. Как известно, в этой матрице процесс преобразования рентгеновского изображения в скрытое (зарядовое) основан на фотопроводящих свойствах селена. Чувствительность приемника определяется главным образом коэффициентом поглощения рентгеновского излучения селеновым слоем, величиной нейтрализованного поверхностного заряда на единицу поглощенной энергии и эффективностью коммутации скрытого изображения. При одинаковой толщине поглощение в пластине аморфного селена меньше, чем в игольчатом экране CsI(Tl) и быстро падает с ростом энергии квантов [5]. Лишь около 15% образовавшихся под действием рентгеновского излучения электронов формирует потенциальный рельеф, в то время как в экране CsI(Tl) коэффициент сбора светового потока на фотодиоды не менее 0,3. В результате квантовая эффективность приемника на селене меньше, чем приемника с экраном. Это различие резко возрастает при увеличении напряжения на рентгеновской трубке. Кроме того, зарядка селенового слоя требует высокого напряжения (киловольты), что не совместимо с современной микроэлектроникой. Этот тип приемника в статье не рассматривается.

Не рассматриваются также приемники с запоминающим фотостимулирующим рентгеновским экраном (CR-технология) и приемники с линейками детекторов для сканирующих аппаратов. Предпочтение отдано технологиям построения цифровых приемников, которые могут быть (уже сейчас или потенциально) универсальными, т. е. работать как в режиме рентгенографии, так и рентгеноскопии с частотой кадров от 2 до 60 кадров в секунду.

Поэтому для детального сравнительного анализа выбраны плоские панели с игольчатым цезий-йодным экраном и матрицей кремниевых фотодиодов и приемники с переносом изображения с экрана на ПЗС-матрицы.

На рис. 1 представлена схема, поясняющая принципы трансформации одной технологии в другую. Как видно, приемник, осуществляющий съемку изображения с экрана с помощью одноматричной телевизионной камеры, и плоская панель являются предельными (крайними) случаями многоматричного приемника. Непосредственный контакт экрана и фотоприемника исключает оптику, что существенно увеличивает сбор светового потока на фотоприемник, уменьшает габариты и массу приемника, но порождает целый ряд научно-технических проблем. Перечислим главные из них.

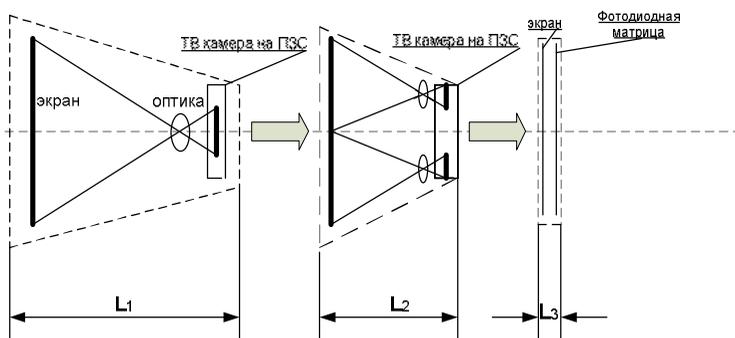


Рис. 1. Переход от приемника на компонентах экран-объектив-ПЗС к монолитной конструкции (плоской панели). $L_1 > L_2 > L_3$

Исключение оптики достигается за счет увеличения размера матрицы фотоприемников до размера экрана. Например, для обеспечения рабочего поля 430 x 430 мм требуется такого же размера матрица фотодиодов (или других фотодетекторов). Это сложная технологическая задача. Поэтому полноформатную матрицу фотоприемников составляют из матриц меньших размеров, что, в свою очередь требует решения ряда задач: обеспечения идентичности параметров всех частей составной матрицы, сшивки встык, калибровки, теплоустойчивости и ударопрочности.

В плоской панели фотодиоды находятся под непосредственным воздействием не менее 30% рентгеновских лучей, падающих на экран, так как экран поглощает не более 70% этого излучения. С увеличением энергии рентгеновских квантов эта доля существенно увеличивается и, следовательно, увеличивается вероятность возникновения дефектов, особенно при высоких дозах и интенсивной эксплуатации приемника. Для устранения радиационных дефектов в других электронных компонентах, расположенных непосредственно в плоской панели, необходима их экранировка, что увеличивает массу и объем конструкции. Таким образом, разработка долго живущих плоских приемников для цифровой рентгентехники требует создания радиационноустойчивых электронных компонентов, так как известно, что в кремнии и структурах на его основе имеет место радиационное дефектообразование. В частности, к таким дефектам относятся накопление в полупроводниках положительного объемного заряда и увеличение плотности поверхностных состояний на границе раздела полупроводник – диэлектрик [1]. Поэтому под действием радиации

параметры плоских панелей непрерывно деградируют, что приводит к необратимой потере работоспособности и, следовательно, сокращению срока службы.

В плоских панелях должна быть также решена задача поддержания постоянной температуры по всей поверхности фотодиодной матрицы.

Существует ряд других мелких задач, решение которых необходимо при разработке плоских панелей. Таким образом, цена за отказ от оптики слишком высока. Лидирующие в области рентгеновского аппаратостроения фирмы решали эти проблемы около 10 лет. Например, для разработки плоских приемников европейские компании «Thomson», «Siemens» и «Philips» более 10 лет назад основали во Франции специальную фирму «TRIXELL», которая только в последние несколько лет начала серийный выпуск плоских панелей.

Приблизительно такое же время потребовалось американской фирме GE для разработки аналогичных плоских панелей.

Надежды, возлагавшиеся на плоские панели по замене рентгенографических комплектов в любом рентгеновском аппарате, оправдались лишь частично. Дело в том, что габариты и масса большинства разработанных плоских панелей не тождественны габаритам и массе кассет, что не позволяет без доработок пленочных рентгеновских аппаратов помещать их в кассетодержатели.

В то же время рентгеновские экраны, оптика и ПЗС-матрицы являются продуктами широко развитой индустрии. Разработка на их базе цифровых приемников доступна фирмам, имеющим средний научно-технический потенциал.

Компании, которые производят и разрабатывают плоские панели, тратят огромные средства на их рекламу с целью выработки у радиологического сообщества мнения об их превосходстве над цифровыми приемниками с другой технологией изготовления. Эта реклама уже принесла свои плоды. Даже многие разработчики приемников по другим технологиям склонны считать, что в будущем останутся только технологии плоских панелей. В связи с этим на примере детального сравнительного анализа двух технологий целесообразно выявить все их преимущества и недостатки и дать прогноз по дальнейшему развитию цифровых приемников.

Вследствие малых потерь света при переносе изображения с экрана на фотодиодную матрицу квантовая эффективность плоских панелей выше, чем у приемников на ПЗС-матрицах. По оценкам разных авторов [2, 3, 5] она на низких пространственных час-

тогах (менее $0,5 \text{ мм}^{-1}$) находится в пределах от 40 до 65%. У приемников на ПЗС-матрицах потери света при переносе изображения с экрана на ПЗС-матрицу составляют более 99%, поэтому их квантовая эффективность не превышает 40%.

Тем не менее ПЗС-матрицы непрерывно совершенствуются как по квантовой эффективности и шумам, так и по размерам, что приводит к увеличению квантовой эффективности приемника на ПЗС-матрице. В ближайшее время следует ожидать появления приемников такого типа, имеющих параметры не хуже, чем у плоских панелей.

Квантовая эффективность приемника является только одним из целого ряда параметров рентгеновского аппарата, которые определяют получаемую пациентом дозу. Поэтому только при оптимальном выборе жесткости излучения, параметров растра и требуемого качества изображения корректно утверждать, что квантовая эффективность определяет чувствительность аппарата.

В приемнике на ПЗС-матрице разрешающую способность можно адаптировать под конкретную область применения. При этом можно идти несколькими путями. Можно заменить экран с большим разрешением на экран с большей чувствительностью или наоборот. Это аналогично выбору того или иного рентгенографического комплекта (100, 200, 400, 600, 800).

Можно использовать ПЗС-матрицу с числом пикселей 1000×1000 , 2000×2000 или 4000×4000 . В матрице высокого разрешения можно использовать биннинг. Например, матрица с числом пикселей 4000×4000 может быть использована как матрица с числом 1000×1000 , 2000×2000 . При этом чувствительность повышается в 3 и 2 раза соответственно при сохранении той же контрастной чувствительности.

Разрешающую способность в зоне интереса можно повысить, используя оптическое масштабирование.

Наконец, разделив экран на несколько зон, можно передавать изображение каждой зоны на свою ПЗС-матрицу. При этом будет увеличиваться чувствительность приемника за счет возрастания квантовой эффективности.

Следовательно, технология экран-оптика-ПЗС позволяет осуществлять обменные операции между разрешающей способностью и чувствительностью без существенных переработок конструкции приемника.

В фотодиодной матрице после считывания сохраняется остаточный сигнал, что отрицательно сказывается на передаче динами-

ческих изображений, особенно обладающих значительной яркостью. ПЗС-матрицы — это безынерционные приборы. Поэтому создание на их основе приемников с рабочими полями до 200 x 200 мм, работающих в реальном масштабе времени, не представляет принципиальных трудностей. Более того, используя биннинг в матрицах 4000 x 4000, можно создать универсальный приемник с рабочим полем (430 x 430 мм) как для рентгенографии, так и для рентгеноскопии.

Динамический диапазон плоских панелей сравним с динамическим диапазоном приемников на ПЗС-матрицах.

Приемники с ПЗС-матрицами более надежны и долговечны. Дело в том, что, как указывалось выше, фотодиодная матрица плоской панели не может быть защищена от непосредственного воздействия рентгеновского излучения, так как находится в непосредственном контакте с рентгеновским экраном. Поэтому, несмотря на то что фотодиодные матрицы плоских панелей изготавливаются из радиационно стойкого аморфного кремния, ее параметры все же непрерывно деградируют. Это со временем должно приводить к необратимой потере работоспособности и, следовательно, к сокращению долговечности срока службы. Радиационному воздействию подвержены и другие электронные схемы, собранные в плоской панели. Полная экранировка этих схем приводит к сокращению температурного диапазона, в котором панель работоспособна. В приемниках экран-оптика-ПЗС-матрица может быть надежно экранирована или же вынесена из прямого пучка рентгеновских лучей с помощью оптической системы с зеркалом.

При высоких температурах аморфный слой матрицы фотодетекторов может необратимо кристаллизоваться с полной потерей полупроводниковых свойств.

Большинство современных плоских панелей составлено встык из нескольких матриц фотодиодов. При изменении температуры могут появиться зазоры. Разный электронный износ отдельных матриц фотодиодов требует периодической калибровки.

В условиях клиники плоские панели не ремонтпригодны. Работоспособность приемника на ПЗС-матрицах может быть восстановлена сервисным инженером в рентгеновском кабинете.

Новые технологические и технические решения могут быть внедрены в приемники на ПЗС-матрицах без замены всего приемника, так как имеется возможность постоянного улучшения компонентов: экрана, оптики, ПЗС-матрицы.

Использование плоских панелей в рентгеновских аппаратах на передвижных средствах проблематично вследствие больших механических нагрузок и резких колебаний температуры.

Стоимость – это та категория параметров, которую нельзя игнорировать при сравнительном анализе приемников рентгеновских изображений. В настоящее время плоские панели в несколько раз дороже приемников на ПЗС-матрицах.

Технология плоских панелей не используется в других областях, кроме рентгенотехники, что приводит к значительному повышению их стоимости. В то же время рентгеновские экраны, оптика, ПЗС-матрицы являются продуктами развитой индустрии. Они производятся огромными сериями и их цена будет из года в год снижаться. Поэтому плоские панели всегда будут дороже приемников на ПЗС-матрицах.

Таким образом, если учитывать диагностическую информативность и чувствительность рассматриваемых приемников, то нельзя прийти к однозначному выводу в пользу одного из них. Однако в настоящее время приемники на ПЗС-матрицах имеют более высокие потребительские свойства: большую долговечность и ремонтпригодность, более широкий диапазон условий эксплуатации (температуры и механических нагрузок) и более низкую стоимость.

Исходя из вышеизложенного, научно-производственная компания «Электрон» выбрала технологию построения приемников с ПЗС-матрицами. Это позволило компании создать целый ряд цифровых приемников и рентгеновских аппаратов, удовлетворяющий требованиям флюорографии (исследования грудной клетки), общей рентгенографии и, частично, рентгеноскопии.

Созданы три типа приемников, которые используются в цифровом флюорографе ФЦ-01-«Электрон», цифровой вертикальной стойке (рис. 2), цифровом рентгенографическом аппарате АРЦ-01-«ОКО» и в одной из модификаций телеуправляемого рентгенографического комплекса КРТ-«Электрон» (рис. 3).

Благодаря гибкой технологии разработанные приемники производятся со следующими параметрами:

- размеры рабочих полей – от 380 x 380 до 430 x 430 мм;
- разрешающая способность – от 2,5 до 5 мм⁻¹;
- контрастная чувствительность – от 1 до 2%;
- динамический диапазон – более 400;
- дозы в плоскости приемника – от 100 мкР до 2 мР;
- временная разрешающая способность в режиме рентгеноскопии 1–3 кадра в секунду.



Рис. 2. Стойка вертикальная цифровая СВЦ – «ОКО»



Рис. 3. Телеуправляемый рентгенографический комплекс КРТ-«Электрон» с цифровым приемником «экран-объектив-ПЗС»

Стоимость приемников «НИПК «Электрон» (в зависимости от исполнения) в 2–3 раза ниже стоимости плоских панелей.

Цифровые приемники «НИПК «Электрон» экспортируются в Германию, США, Францию, Словакию, Китай и ряд других стран.

Литература

1. *Кучинский П. В.* Радиационное дефектообразование в кремнии и структурах на его основе в зависимости от уровня легирования и примесного состава: Автореф. дис. на соиск. учен. степени докт. ф.-м. наук – Минск: Беларусский гос. университет, 1999.
2. *Мазуров А. И.* Эволюция приемников рентгеновских изображений // Медицинская техника. – 2004. – № 5 – С. 34–37.
3. Медицинская рентгенология: технические аспекты, клинические материалы, радиационная безопасность / Под ред. Р. В. Ставицкого. – М.: МНПТ, 2003.
4. Медицинская техника для лучевой диагностики: оборудование, расходные материалы, нормативные документы: Справочник / Под ред. Б. И. Леонова, Н. Н. Блинова. – М.: НПЦ «Интерфорум», 2004.
5. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н. Н. Блинова. – М.: Медицина, 2002.

TWO TECHNOLOGIES FOR DESIGNING DIGITAL X-RAY IMAGE DETECTORS

A. A. Borisov, Yu. A. Veip, A. I. Mazurov, M. B. Elinson

Summary. The goal of this work was to discuss the problem of conventional devices for film roentgenography with modern digital X-ray image detectors. Sev-

eral types of digital detectors are considered. The material presented in this work makes it possible to draw some conclusion on the prospects of development of X-ray detectors and transducers, their advantages and disadvantages.

// Медицинская техника. – 2006. – № 5. – С. 7–10.

Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ ЦИФРОВЫХ ПРИЕМНИКОВ ПО РАВНОМЕРНО ЗАСВЕЧЕННОМУ РЕНТГЕНОВСКИМИ ЛУЧАМИ РАБОЧЕМУ ПОЛЮ

До настоящего времени большинство методик оценки параметров приемников рентгеновских изображений, которые определяют качество изображения, носят субъективный характер. В соответствии с нормативными документами [1, 5] при испытаниях во входной плоскости приемника устанавливаются рентгеноконтрастные тест-объекты, изображения которых визуально оцениваются группой экспертов. Такая оценка страдает целым рядом существенных недостатков. Рентгеновские тест-объекты рассчитаны на определенное качество рентгеновского излучения, отклонения от которого могут привести к существенным ошибкам. Геометрия съемки и установка тестов должна строго соответствовать методикам, описанным в нормативных документах. Тест-объекты должны быть изготовлены с высоким классом точности из особо чистых материалов и как следствие стоят дорого.

Поэтому субъективная оценка характеризуется низкой точностью и воспроизводимостью. Кроме того, такие испытания трудоемки и неоперативны. Они требуют высококвалифицированного обслуживающего персонала и не пригодны (в полном объеме) для оперативного контроля в клиниках как из-за трудоемкости, так и из-за отсутствия полного набора тест-объектов.

Поэтому в клиниках для оперативного контроля качества рентгеновского изображения, правильного выбора параметров экспозиции используются специальные наборы тканеэквивалентных фантомов: голова, рука, нога, таз, грудная клетка, локтевой сустав, коленный сустав и др. Оценку производит непосредственно рентгенолог. Однако такие наборы дорогие и имеются далеко не во всех рентгеновских отделениях. Кроме того, субъективность оценки остается.

С появлением цифровых рентгеновских аппаратов и включением в их состав компьютеров появились возможности объективного контроля параметров, которые определяют качество изображения. Поэтому в связи с неограниченными (в практическом смысле) вычислительными возможностями компьютеров «универсальным испытательным сигналом» может служить равномерно засвеченное рентгеновскими лучами входное поле цифрового приемника. В этом случае рентгеновские лучи имитируют случайный белый шум, расположенный на определенной постоянной составляющей, которая зависит от интенсивности засветки. Известно, что шумы рентгеновских лучей, обусловленные флуктуациями рентгеновских фотонов в пространстве и времени, распределены по закону Пуассона. Эти шумы являются белыми, т. е. их спектр постоянен в области пространственных и временных частот, которые имеют место в медицинской диагностике.

Нельзя представить себе входное сообщение, которое несет меньше информации, чем белый шум. Поэтому изображение на выходе приемника, вызванное равномерно засвеченным рентгеновскими лучами входным полем приемника, можно рассматривать как изображение, отражающее воздействие самого приемника. Таким образом, выходное изображение от входного изображения в виде белого шума формирует «функциональный образ» приемника изображения, т. е. отображает его параметры. Следовательно, производя ряд вычислительных операций над цифровым изображением, полученным в памяти компьютера от равномерно засвеченного рабочего поля приемника, можно определить ряд параметров приемника.

Отметим, что идея использования белого шума в качестве испытательного сигнала не нова. Такая возможность широко используется в радиотехнике. Для измерения контрастно-частотной характеристики (КЧХ) объектива существует методика, рассмотренная О'Нейлом [3]. К. Rossmann предложил ее для измерения КЧХ рентгенографического комплекта усиливающие экраны-пленка [7]. В цифровых приемниках ее уже используют для оценки неравномерности фона по полю изображения, квантовой эффективности на низких пространственных частотах, спектра шума на выходе приемника и амплитудной характеристики [5]. Цель настоящей статьи заключается не в разработке методик оценки параметров по белому шуму, а в следующем:

1. Обратить внимание разработчиков цифровых рентгеновских аппаратов на необходимость ухода от традиционных субъективных методов оценки качества рентгеновского изображения с использованием испытательных тест-объектов. На современном уровне развития вычислительной техники, которая поставляется в

составе автоматизированных рабочих мест цифровых аппаратов, требуется переход на цифровые технологии оценки параметров приемников.

2. Кроме указанных выше параметров по оцифрованному изображению белого шума, имеется принципиальная возможность оценки еще целого ряда параметров: КЧХ, квантовой эффективности как функции пространственных частот, динамического диапазона, неравномерности сигнала по полю изображения, разрешающей способности, контрастной чувствительности, отношения сигнал/шум и артефактов. Вероятно, наибольшую трудность представляет разработка программы для оценки КЧХ, так как в любом приемнике рентгеновских изображений к преобразованному белому шуму добавляются аддитивные шумы и шумы, которые связаны с мультипликативными шумами коэффициентов преобразования звеньев приемника. Когда эта трудность будет преодолена, то оценка остальных параметров по белому шуму, по мнению автора, не составит принципиальных трудностей. Покажем это на ряде примеров: а) связь между КЧХ $A(\nu)$ и квантовой эффективностью как функцией пространственных частот $\eta(\nu)$ была определена Шоу [6]:

$$\eta(\nu) = \eta(0) \frac{A^2(\nu)}{Ш(\nu)}, \quad (1)$$

где $\eta(0)$ – квантовая эффективность на пространственных частотах, где $A(\nu) = 1$, $Ш(\nu)$ – спектральная плотность шумов на выходе приемника, нормированная так, что на низких частотах $Ш(0) = 1$. Соотношение (1) может быть использовано для разработки программы оценки $\eta(\nu)$.

Зная КЧХ приемника, по заданному отсчетному уровню (например, $\Delta = 0,12$) определяется разрешающая способность. Такой метод оценки разрешающей способности общепринят в телевидении [2].

3. Контрастная чувствительность (пороговый контраст), как известно из теории обнаружения низкоконтрастных тестовых деталей [7] полностью определяется пороговым соотношением сигнал/шум $\Psi_{\text{п}}$, которое находится в пределах 3–5. Здесь под термином «сигнал» ΔS понимается разность между цифровым сигналом на тестовой детали S_q и цифровым сигналом окружающих ее элементарных площадок $S_{\text{ф}}$ того же размера. Сигнал, соответствующий пороговому контрасту, определяется из соотношения:

$$\Delta S = \sqrt{2} \Psi_{\text{п}} S_{\text{ш}},$$

где $S_{\text{ш}}$ – величина шума, соответствующая тестовой детали.

Следовательно, пороговый контраст можно вычислить по формуле:

$$K_{\text{п}} = S/S_{\text{ф}}.$$

Для оценки динамического диапазона D можно применить методику, которая используется в телевидении для оценки динамического диапазона преобразователей свет-сигнал:

$$D = (S_{\text{макс}} - S_{\text{тп}})/S_{\text{тп}},$$

где $S_{\text{макс}}$ – максимальный сигнал, когда еще отсутствует ограничение, $S_{\text{тп}}$ – сигнал темного поля.

Если разработать пакет программ для оценки параметров цифровых приемников по белому полю, то это дает возможность оперативно оценивать их состояние в условиях клиники. В программы можно ввести границы допустимых значений оцениваемых величин, что позволит выявить соответствие или не соответствие приемника технической документации.

Такая оценка не требует экспертов и является объективной. Она является более точной, так как не зависит от качества тестов и точности их установки перед приемником. Появляется возможность автоматической фиксации параметров и характеристик в памяти компьютера с возможностью их вывода на монитор или распечатки на принтере. При таком методе контроля обеспечиваются минимальная трудоемкость, максимальная оперативность и минимальная дозовая нагрузка на обслуживающий персонал.

В заключении еще раз отметим, что в этой статье не ставилась задача разработки практических методик оценки параметров и характеристик цифровых приемников по равномерно засвеченному рентгеновскими лучами рабочему полю приемника. Цель статьи состояла в показе принципиальной возможности такой оценки, которая позволяет объективизировать измерения и отказаться от тестов, требующих прецизионного изготовления и жесткого задания геометрии съемки.

Литература

1. ГОСТ 26141-84. Усилители рентгеновского изображения медицинских рентгеновских аппаратов. Общие технические требования, методы испытаний. – М., 1984.
2. *Кривошеев М. И.* Основы телевизионных измерений. – М.: Связь, 1976.
3. *О' Нейл З.* Введение в статистическую оптику. – М.: Мир, 1966.
4. *Роуз А.* Зрение человека и электронное зрение. – М.: Мир, 1977.
5. Стандарт Предприятия 01-22-06. Приемники рентгеновского изображения рентгеновских диагностических аппаратов с цифровой регист-

рацией изображений. Номенклатура параметров и характеристик качества изображения, методы и средства их определения. — М.: ВНИИИМТ, 2006.

6. Телевизионная астрономия / Под ред. В. Б. Никонова. — М.: Наука, 1983.

7. *Rossman K.* Modulation Transfer Function of Radiographic Systems using Fluorescent screens // Journal of the Optical of America. — V. 52. — № 7. — P. 774–777.

ASSESSMENT OF DIGITAL X-RAY DETECTORS BY THE METHOD OF EXPOSURE OF THE WORKING AREA OF THE DETECTOR TO UNIFORM X-RAY RADIATION

A. I. Mazurov

Summary. It is shown that the main parameters determining the imaging quality of digital X-ray image detectors can be assessed by the method of exposure of the working area of the detector to uniform X-ray radiation. This method makes unnecessary the expert evolution and measurements using high-precision test objects. It can be used in clinical practice for effective monitoring of the quality of digital X-ray detectors.

// Медицинская техника. — 2007. — № 5. — С. 13–15.

Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ЗРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА КАК КОНЕЧНОЕ ЗВЕНО СИСТЕМ МЕДИЦИНСКОЙ ИНТРОСКОПИИ

Медицинская интроскопия для визуализации внутреннего строения человеческого организма стремится использовать все возможные виды физических полей. Информативность визуализированного изображения независимо от природы невидимого изображения должна быть согласована со свойствами зрительной системы. Такое согласование невозможно без знания механизма зрения.

Существует более двух десятков теорий и моделей зрения, пытающихся объяснить механизм зрительного восприятия, но ни одна из этих теорий и моделей не развита до столь высокого уровня, чтобы ответить на все вопросы об установленных закономерностях, относящихся к физическому, физиологическому и психологическому аспектам зрения. Хотя некоторые современные теории и модели зрения разработаны довольно подробно, их характеристики все еще во многом отличаются от истинных характеристик зрения человека, что указывает на недостаточность нашего знания о механизме зрения. Сложность проблемы не позволила до сих пор по-

строить единую непротиворечивую теорию зрения, и большое число фактов пока не укладывается в хорошо интегрированную теоретическую схему.

Поиски разгадки зрительного восприятия продолжаются. При разработках же систем медицинской интроскопии используется целый набор различных моделей зрительного восприятия. В подавляющем большинстве случаев используется модель (теория) для восприятия изображений, визуализированных в черно-белой (серой) шкале цветов. В последнее время многие интроскопические изображения стали представляться в более широкой гамме цветов, что привлекло внимание разработчиков к теориям и моделям цветового зрения.

В данной статье нет возможности даже кратко охарактеризовать все используемые в приложениях теории и модели восприятия света и цвета. Общепринятой и наиболее разработанной в настоящее время является трехкомпонентная теория цветового зрения, согласно которой зрительная система содержит три типа приемников, отличающихся друг от друга спектральной чувствительностью. Три типа цветочувствительных рецепторов формируют от воспринимаемого цвета три сигнала (красный, зеленый, синий), по соотношению которых определяется цвет. Легко показать, что из предположения о трех типах приемников глаза вытекают основные законы колориметрии цвета (низшей метрики). Поэтому в большинстве существующих способов воспроизведения цветного изображения моделируются принципы работы зрения, как она представляется в свете трехкомпонентной теории.

Работая в области медицинской визуализации более 40 лет, автор столкнулся с целым рядом вопросов, на которые существующие теории зрения не дают ответа, но ответ на которые необходим для удовлетворительной разработки единой теории зрения.

Первый вопрос, ответ на который не давали существующие теории зрения, относится к контрастной чувствительности зрительного анализатора. Еще в XIX столетии Вебер и Фехнер установили закон, согласно которому минимально различимый пороговый контраст по яркости при рассматривании одноцветных изображений оценивается постоянной величиной. Позднее экспериментальным путем было доказано, что закон Вебера–Фехнера верен лишь в диапазоне яркостей выше 3 кД/м^2 . Теоретическое обоснование отклонений от этого закона при меньших яркостях было найдено независимо рядом авторов в их флюктуационных теориях, согласно которым зрительный порог прямо пропорционален флюктуациям света. Нетрудно заметить, что закон Вебера–Фехнера и флюктуационный закон взаимно противоречивы, что

указывает на ограниченность лежащих в их основе моделей. В медицинской интроскопии на мониторах наблюдают яркие, не пораженные шумом изображения. Для таких изображений зрительный порог не соответствует ни закону Вебера—Фехнера, ни флюктуационным теориям. Для обнаружения малоcontrastной цветной детали на фоне другого цвета вообще не существует аналитического выражения из-за отсутствия в существующих теориях физических свойств, характеризующих каждый цвет. Метрика цветового пространства в современной трехцветной теории зависит от произвольно выбранных первичных цветов.

Второе противоречие относится к абсолютной чувствительности (квантовой эффективности) зрения. Установлено, что независимо от условий адаптации из 100 квантов света, попадающих в глаз, только 5–6 эффективно поглощаются фоторецепторами, остальные же неинформативно поглощаются пигментным эпителием. Трудно понять на основе общепринятых теорий зрения, чем обусловлено столь низкое эффективное поглощение фотонов, сформировавшееся в процессе эволюции. Для приемников, визуализирующих невидимые изображения, квантовая эффективность 5–6% считается очень низкой.

Еще одно противоречие кроется в теории двойственности зрения. Согласно этой общепринятой теории, палочки и колбочки сетчатки — два специализированных аппарата нашего зрения. Палочки работают только при слабых яркостях изображений и не воспроизводят цвета объектов, а колбочки служат аппаратом дневного зрения и воспроизводят цвет объектов. У человека сетчатка содержит около 120 млн палочек и 7 млн колбочек. Таким образом, днем используется только 6% имеющихся в глазу рецепторов, а остальные 94% не работают и сохраняются для сумеречного зрения. Такая организация поля фотоприемников сетчатки крайне нерациональна. Активная деятельность человека при сумеречном зрении составляет по времени малую часть всей работы человека. А так как зрительная система — это еще и 65% нейронов головного мозга, то резервирование большей части вычислительной мощности такого «компьютера», как мозг, для сумеречной деятельности маловероятно.

Прежде чем переходить к рассмотрению модели зрения, позволяющей устранить отмеченные выше противоречия, сделаем одно существенное замечание. Зрительная система чаще всего называется зрительным анализатором. И это не случайно. Зрительная система не формирует внутри себя изображение, так как в ней отсутствует гомункулус, смотрящий на это изображение, а анализирует параметры, характеризующие яркость и цветность каждого

элемента входного изображения. Нет необходимости вычислять красную, зеленую и синюю составляющие светового потока элементов изображения. В этом усматривается принципиальное отличие зрения от принятых теоретических моделей, которые неявно подразумевают, что зрительный аппарат вычисляет красную, зеленую и синюю составляющие цвета. Природу зрения можно понять, только освободившись от парадигмы трех первичных цветов, воспринимаемых тремя типами колбочек. Эта парадигма была рождена необходимостью создания цветных изображений в живописи, полиграфии, фотографии, кино, телевидении и т. д. Эта трехцветная теория очень хорошо удовлетворяет потребности систем синтеза, воспроизведения, репродукции цветных изображений, и, вероятно, для этих целей от нее нет необходимости отказываться. Но в ней отсутствует необходимость для зрительного анализатора, зрения роботов, зрения систем анализа цветных изображений, т. е. систем, в которых о цвете можно судить по сигналам, несущим информацию о физических параметрах световых потоков каждого элемента изображения.

Цель зрительного восприятия состоит в формировании представления, наиболее близкого к объекту. Это возможно, если фоторецепторы глаза регистрируют физические параметры возбуждающего их светового потока, биологические сигналы которых обуславливают все дальнейшее течение зрительного процесса.

При построении модели зрения будем исходить из предпосылки, что зрительная система является физическим прибором, который регистрирует объективные параметры светового поля. В соответствии с квантовой теорией свет каждого элемента изображения можно рассматривать как статистический ансамбль, являющийся некогерентной суперпозицией монохроматических излучений, образующий сложный спектр, который можно описать тремя параметрами: числом фотонов, средним импульсом и средней энергией, приходящимися на каждый фотон. Эта закономерность может быть использована для классификации приемником световых полей в группы в соответствии со следующим физическим принципом: в одну группу попадут только те спектры, которые отдадут одинаковую среднюю энергию ε и средний импульс ρ частицам приемника, поглощающим поток фотонов μ , т. е. предполагаем, что зрительный анализатор разделяет спектры на метамерные группы, каждая из которых отдает приемнику среднее число фотонов μ со средней энергией ε . Такую метамерную группу будем называть цветом. Среднее число фотонов μ группы спектров определяет яркость цвета, а средняя энергия ε и средний переданный импульс ρ — его цветность.

В свете такого параметрического принципа разделения спектров в метамерные группы, определяемые как цвет, механизм восприятия изображений зрительным анализатором человека можно представить следующим образом.

Свет, прошедший оптические среды глаза, поглощается частично непосредственно в палочках и колбочках сетчатки, но большая его часть (более 90%) проходит сквозь полупрозрачную сетчатку к пигментному эпителию. В пигментном эпителии, который является практически абсолютно черным телом, световое поле изображения преобразуется в тепловое, т. е. в кинетическую энергию гранул пигментного эпителия. Каждый фотон поглощается одной из гранул. В клетки пигментного эпителия вставлены два типа рецепторов – палочки и колбочки (в среднем по семи рецепторов в одну клетку), т. е. палочки и колбочки, являясь концевыми аппаратами зрительного нерва, выполняют роль датчиков сигналов о параметрах теплового поля, сформированного под действием светового поля черными меланопротеиновыми гранулами клеток пигментного эпителия. Можно предположить, что один из двух типов рецепторов определяет температуру в замкнутом объеме клетки пигментного эпителия, которая равна средней энергии поглощенных фотонов. Другой же тип рецептора измеряет давление, которое пропорционально произведению числа поглощенных фотонов на импульс, который приобрели гранулы. Таким образом, один из рецепторов является термометром, а другой – манометром. В замкнутом объеме клеток пигментного эпителия эти два рецептора в соответствии с законом Авогадро однозначно характеризуют число возбужденных гранул и полученную ими энергию и импульс. Эти три параметра и характеризуют трехмерность цвета. Поэтому третьего рецептора (датчика сигнала) не требуется. Отметим, что для зрительного анализатора и технических систем, в которых нет необходимости воспроизводить цветное изображение, вычисление третьего сигнала не требуется. Три сигнала необходимы в системах, воспроизводящих цветное изображение из трех цветов.

Проверка предложенной модели цветового зрения проводилась по экспериментальным данным, которые легли в основу стандартизированной Международной комиссией по освещению (МКО) колориметрической системы RGB с основными цветами монохроматических излучений на длинах волн $\lambda_R = 0,7000$ мкм, $\lambda_G = 0,5461$ мкм и $\lambda_B = 0,4358$ мкм.

С этой целью сравнивались левая и правая часть тождеств:

$$\begin{aligned} r_{\lambda} + 4,5907 g_{\lambda} + 0,0601 b_{\lambda} &= v_{\lambda}; \\ r_{\lambda} \lambda_R + 4,5907 g_{\lambda} \lambda_G + 0,0601 b_{\lambda} \lambda_B &= v_{\lambda} \lambda; \\ r_{\lambda} \sqrt{\lambda_R} + 4,5907 g_{\lambda} \sqrt{\lambda_G} + 0,0601 b_{\lambda} \sqrt{\lambda_B} &= v_{\lambda} \sqrt{\lambda}, \end{aligned} \quad (1)$$

Здесь $r_\lambda, g_\lambda, b_\lambda$ — удельные координаты монохроматического цвета с длиной волны λ в колориметрической системе R, G, B; V_λ — кривая видности.

Первое тождество устанавливает равенство эффективно поглощенной энергии монохроматического излучения и смеси излучений с длинами волн $\lambda_R, \lambda_G, \lambda_B$, второе — равенство числа эффективно поглощенных фотонов, а третье — давление гранул, поглотивших фотоны.

Эти тождества могут быть переписаны в виде:

$$\begin{aligned} \mu_R \varepsilon_R + \mu_G \varepsilon_G + \mu_B \varepsilon_B &= \mu_\lambda \varepsilon_\lambda; \\ \mu_R + \mu_G + \mu_B &= \mu_\lambda; \\ \mu_R \sqrt{\varepsilon_R} + \mu_G \sqrt{\varepsilon_G} + \mu_B \sqrt{\varepsilon_B} &= \mu_\lambda \sqrt{\varepsilon_\lambda}. \end{aligned} \quad (2)$$

Как показали расчеты, колориметрические тождества (1) и (2), устанавливающие связь параметров ε, ρ, μ двух метамерных цветов, один из которых является монохроматическим, а другой состоит из смеси излучений ($\lambda_R, \lambda_G, \lambda_B$) с стандартизованными удельными координатами, выполняются с погрешностью не более 5%.

Отметим, что тождества (1) и (2) составлялись в предположении, что энергия каждого фотона полностью поглощается одной меланопротеиновой гранулой, так что гранула приобретает энергию $\varepsilon = h\nu = \frac{mV^2}{2}$ и импульс $\rho = mV$, где V — приобретенная скорость гранулы; m — ее масса; ν — частота фотона; h — постоянная Планка.

Начальной скоростью гранул при составлении тождеств пренебрегли, так как энергия фотонов существенно больше энергии гранул в темноте.

Соотношения (1) и (2) относятся к низшей метрике цвета, которая устанавливает равенство двух цветов или определяет принадлежность спектра к тому или иному цвету. Эта модель ничего не говорит о пороговых различиях между деталью и фоном. Для одноцветных изображений, в которых имеет место только яркостный контраст, эта задача решена в работах [1, 2], в которых закон Вебера—Фехнера объединен с флюктуационным законом. Для различия цветных деталей на фоне другого цвета задача требует самостоятельного рассмотрения. Здесь же отметим, что представленная модель дает физические параметры для такого рассмотрения, которые характеризуют цветность. Это средняя энергия возбужденных фотонов гранул пигментного эпителия и средний импульс этих гранул.

Теперь можно дать ответы на указанные выше противоречия существующих теорий зрения. Устранение противоречия между законом Вебера—Фехнера и флюктуационными теориями путем их объединения рассмотрено в работах [1, 2].

Что касается чувствительности, то зрительный анализатор благодаря активной роли пигментного эпителия является практически идеальным приемником света с квантовой эффективностью, близкой к единице. Он регистрирует каждый эффективно поглощенный фотон; лишнего света в глаз не поступает. Пигментный эпителий является главным преобразующим изображение звеном сетчатки. Эпителиальные клетки имеют форму шестигранных призмочек с максимальным размером около 10–18 мкм. Они упакованы в гексогональную структуру, которая для фотопреобразователя является оптимальной. Гексогональная упаковка является наиболее плотной и оптимальной для изображений с круговым спектром пространственных частот. По сравнению с прямоугольной упаковкой выигрыш в числе отсчетов составляет около 13%. Никакая другая стратегия дискретизации не дает меньшей плотности выборочных отсчетов. У правильных шестиугольных призмочек площадь стенок минимальная, и поэтому отдача тепла в соседние призмочки также минимальная (минимальное растекание изображения по сетчатке).

Роль пигментного эпителия в зрении как преобразующего звена подтверждается следующими фактами. Во всем животном мире нет глаза без пигмента. Эмбриональное развитие глаза начинается с пигмента. У низших животных, не имеющих глаз, к ощущению света приспособлены пигментные клетки кожи. При отслойке сетчатки от пигментного эпителия неизбежно наступает слепота. После погружения фоторецепторов в пигментный эпителий зрение восстанавливается. За активную роль пигментного эпителия высказывался целый ряд авторов: К. И. Цикулацко (Русск. Офтальмологич. жур. — 1929. — № 2), В. И. Поспишл (Пробл. физиол. оптики. — 1950. — Т. 9), М. А. Островский (Пробл. физиол. оптики. — 1969. — Т. 15).

Черные меланопротеиновые гранулы эпителиальных клеток, возбужденные поглощенными фотонами, воздействуют на находящиеся в эпителиальных клетках колбочки и палочки.

Колбочки и палочки помещены между отростками клеток пигментного эпителия и являются приемниками этого возбуждения. Как колбочки, так и палочки сетчатки регистрируют преобразованное в тепловое световое изображение и, таким образом, участвуют в цветовом зрении и совместно формируют цветной образ

наблюдаемых сцен. Причастность палочек к цветовому зрению подтверждает целый ряд экспериментальных данных [3–5]. Палочки днем не отдыхают, они, как и колбочки, участвуют в цветовом зрении.

Предложенная модель хорошо согласуется со строением сетчатки. Известно, что палочки и колбочки повернуты своими наружными члениками к питательному эпителию и погружены в него. Такое инверсное расположение фоторецепторов не могут объяснить существующие модели зрения. Если принять предложенную гипотезу основной роли пигментного эпителия в преобразовании изображения, то становятся понятными эта инверсия фоторецепторов и высокий коэффициент поглощения света в пигменте эпителиальных клеток.

Если в медицинской интроскопии при визуализации невидимых изображений, у которых имеются различия спектрального состава деталей, произвести трансформацию в видимую область спектра в соответствии с рассмотренной моделью, то полученные на изображении цветности будут однозначно характеризовать средние значения энергии и импульса квантов первичного физического поля. В существующих интроскопических системах информация о спектральных свойствах первичного изображения теряется полностью. Например, в тепловых и рентгеновских изображениях отмечается корреляция между интенсивностью невидимого изображения и его спектральным составом, но она утрачивается при визуализации в одноканальных системах. При построении двухканальной системы в соответствии с рассмотренной моделью зрения изображение можно визуализировать в цвете, так что параметры цветов приобретают строгий физический смысл. Независимо от первичных цветов, выбранных для синтеза изображения, полученные на визуализированном изображении цветности будут однозначно характеризовать энергию и импульс квантов невидимого изображения, причем метрики такого электронного зрения в любом диапазоне электромагнитного спектра будут подобны.

Литература

1. *Блинов Н. Н., Жуков Е. М., Козловский Э. Б., Мазуров А. И.* Телевизионные методы обработки рентгеновских и гамма-изображений. – М.: Энергоиздат, 1982.
2. *Иванов С. А., Комяк Н. И., Мазуров А. И.* Рентгенотелевизионные методы исследования микроструктур. – Л.: Машиностроение, 1983.
3. *Коробко Б. Г.* О зрительной темновой адаптации. – М.: Медиз, 1958.

4. *Стабелл Б., Стабелл У.* К вопросу о теории дубликатности. Психология восприятия. Материалы советско-норвежского симпозиума. – М.: Наука, 1989.

5. *Мазуров А. И.* Зрение роботов. – М.: Знание, 1991.

VISUAL SYSTEM AS THE TERMINAL ELEMENT OF MEDICAL INTROSCOPY SYSTEMS

A. I. Mazurov

Summary. A model of color vision based on classification of spectra onto several groups is suggested. Each group of spectra is characterized with the mean number and mean energy of photons. The model can be used in spectrozonal introsopic systems with color imaging for interpretation of the physical meaning of color parameters.

// Медицинская техника. – 2006. – № 2. – С. 15–18.

Николай Николаевич Блинов

ВНИИИМТ, Москва

Анатолий Иванович Мазуров

ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

О НАЦИОНАЛЬНОМ ПРОЕКТЕ «ЗДОРОВЬЕ» В СВЕТЕ ТЕХНИЧЕСКОГО ПЕРЕОСНАЩЕНИЯ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКОЙ СЛУЖБЫ РОССИИ

Уже второй год подряд проводится интенсивное техническое переоснащение рентгенодиагностической службы отечественного здравоохранения для ликвидации чудовищного отставания ее технического уровня (70% парка аппаратуры исчерпало 10-летний ресурс).

В 2006 году было поставлено в первичное звено здравоохранения – амбулаторно-поликлиническую сеть, более 3,5 тыс. единиц рентгенодиагностической техники, включая рентгенографические, маммографические и флюорографические аппараты. В 2007 году эта цифра останется примерно на том же уровне. Предполагается добавить в номенклатуру автоматы для обработки рентгеновской пленки и универсальные аппараты с УРИ для просвечивания и снимков.

Первые выводы, которые можно сделать на основании реализации национальной программы «Здоровье», заключаются в следующем:

1. Впервые за 15 последних лет прекращен естественный процесс старения рентгенодиагностической аппаратуры, находящейся

в эксплуатации в лечебной сети страны, во всяком случае, в амбулаторно-поликлинической части.

2. В ряде случаев отмечается неготовность местных служб здравоохранения к техническому переоснащению.

3. Отсутствуют на местах квалифицированные кадры для грамотной эксплуатации новой техники, особенно специализированной, такой, как маммографы.

4. По уровню поставляемой техники (60% представляют собой аппараты для пленочной рентгенографии) имеет место 10–15-летнее отставание от современного уровня.

Анализ номенклатуры рентгеновских аппаратов, которые предусмотрены проектом «Здоровье» для оснащения ЛПУ в 2006–2007 годах, показал, что львиная доля поставляемых аппаратов (за исключением флюорографических) разработана для пленочной технологии получения рентгеновских снимков. Вместе с тем на современном этапе рентгенотехника повсеместно переходит на цифровые технологии, которые имеют целый ряд неоспоримых преимуществ по сравнению с пленочной [1]. Основное преимущество состоит в том, что цифровые аппараты дают возможность организовать рентгенологическую службу на основе безбумажной и беспленочной технологии, объединив рентгенологические кабинеты ЛПУ в единый «организм» с использованием информационных сетей различного уровня, включая Интернет.

Учитывая это, в высокоразвитых странах оснащение новых рентгенологических отделений, а также переоснащение старых осуществляется исключительно цифровой рентгенотехникой. В этих странах от 10 до 15% парка рентгеновских аппаратов в год заменяется на цифровые аппараты. С целью ускорения перехода на «цифру» правительством и страховыми компаниями выделяются дополнительные средства клиникам, работающим на цифровых аппаратах. Если заботиться о здоровье нации и экономить ресурсы, то необходимо понимать, что переход на цифровую аппаратуру откладывать нельзя, так как он выгоден как государству, так и отдельным клиникам уже сейчас. Оснащение же клиник традиционной пленочной рентгеновской аппаратурой влечет отставание рентгенологической службы этих клиник как минимум на срок службы аппаратов.

Мы полагаем, что по национальному проекту «Здоровье» должна осуществляться закупка преимущественно цифровой рентгеновской аппаратуры по следующим главным причинам.

1. Информационный аспект. В цифровых рентгеновских изображениях имеется значительно больше информации о внутреннем

строении исследуемых органов за счет широкого динамического диапазона цифровых приемников и использования цифровой обработки изображений. Четкость цифровых снимков с форматом от 2К x 2К до 4К x 4К не уступает четкости снимков на пленку, так как за счет большей чувствительности (квантовой эффективности) цифровых приемников появилась возможность работать при меньших фокусных пятнах рентгеновских трубок и меньших временах экспозиции. Это снижает геометрическую, динамическую и технологическую нерезкости, что компенсирует более низкое разрешение цифрового приемника. Цифровая обработка позволяет корректировать характеристики аппаратов, осуществлять препарирование изображений и согласовывать качество изображения на мониторе с параметрами зрения. Стало ясно, что пленочная рентгенограмма – это «сырой материал», доступ к обработке которого практически невозможен. В пленке функции детектирования изображения, его обработки, визуализации и хранения объединены, а в цифровом аппарате они выполняются разными устройствами, что позволяет их оптимизировать независимо друг от друга. Цифровой снимок по информационной сети (телерадиология) может быть передан высококвалифицированным рентгенологам, что обеспечит более точную постановку диагноза.

2. Экономический аспект. Несмотря на более высокую первоначальную стоимость цифровых аппаратов, суммарные расходы за срок службы оказываются существенно меньше, чем при использовании аппаратов, основанных на пленочной технологии. Объясняется это более высокой производительностью цифровых аппаратов, отсутствием затрат на расходные материалы (пленка, фотореактивы), фотолабораторию и ее оборудование, громоздкий пленочный архив, оборудование для просмотра пленок. Можно уменьшить штат сотрудников (за счет фотолаборанта, сотрудник архива и др.).

В конечном итоге установка в ЛПУ цифровых аппаратов оказывается более выгодной по сравнению с традиционными пленочными аппаратами. Ресурсы здравоохранения всегда ограничены даже в богатых странах. В этих условиях неизбежной становится оценка эффективности медицинских технологий. Поэтому задачей планирующих органов и руководителей системы здравоохранения является обеспечение использования имеющихся ресурсов по наиболее выгодному пути. По мнению авторов, по проекту «Здоровье» таким путем является закупка цифровой рентгеновской техники.

Внедрение в ЛПУ цифровых аппаратов в нашей стране сдерживается неподготовленностью кадров к использованию компью-

теризированной цифровой техники. В связи с этим из многих ЛПУ (особенно из провинций) приходят и будут приходить заказы на традиционные аппараты. Здесь необходима централизованная корректировка.

Что касается возможностей российских производителей, то можно утверждать следующее. Уже сегодня в России идет экспоненциальное развитие цифровой рентгенотехники. Целым рядом фирм разработано и освоено серийное производство ряда цифровых рентгеновских аппаратов [2].

Для флюорографии в России уже несколько лет назад освоен серийный выпуск трех классов цифровых флюорографов. Это цифровые сканирующие аппараты, аппараты на усилителях рентгеновского изображения с цифровым выходом и системы съемки изображений с рентгеновских экранов светосильными объективами на телевизионные камеры высокой разрешающей способности (до 3К x 3К). Каждый из названных классов флюорографов превосходит по потребительским параметрам пленочные аппараты. Эффективными представляются флюорографы, построенные по схеме съемки изображения с рентгеновского экрана на ПЗС-матрицы. Здесь имеются большие возможности по избирательному изменению параметров, характеризующих качество изображения. Сканирующие системы для цифровой флюорографии обладают уникальными возможностями по исключению вредного влияния рассеянного излучения на качество изображения [5].

Для рентгенографии разработаны цифровые аппараты, которые заменяют стол снимков и стойку вместе взятые. Этот класс аппаратов предназначен для обследования пациентов стоя, сидя или лежа на столе-каталке с рентгенопрозрачной декой. На аппаратах можно проводить исследования более чем в 100 стандартных проекциях. Они обеспечивают получение цифровых рентгенограмм, начиная от пальцев рук и ног (при низких энергиях рентгеновских лучей – 40 кэВ) и заканчивая боковыми рентгенограммами пояснично-крестцового отдела пациентов с избыточным весом (энергии до 150 кэВ). Эти аппараты рекомендуются для всех классов рентгеновских кабинетов, где отсутствует необходимость проведения рентгеноскопии. ЗАО «Амико» и ЗАО «НИПК» «Электрон» представляют на рынке медицинской техники такие цифровые рентгенографические аппараты: «Проскан-7000» (рис. 1) и АРЦ-01-«ОКО» (рис. 2) соответственно.

НИПК «Электрон» разработан вариант цифрового аппарата на два снимочных рабочих места (стол снимков и стойку снимков) с двумя цифровыми камерами. То есть каждое рабочее место

оснащается своей камерой на ПЗС-матрице формата от 3К x 3К до 4К x 4К в зависимости от требований заказчика к четкости изображения (рис. 3).

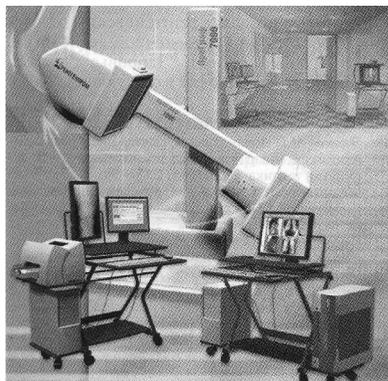


Рис. 1. «Проскан-7000»



Рис. 2. Рентгенографический аппарат АРЦ-01-«ОКО»

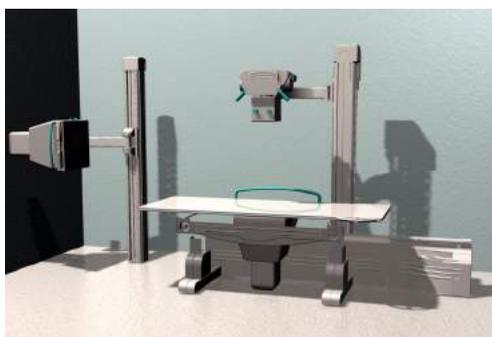


Рис. 3. Цифровой аппарат на два рабочих места

Пленочные рентгенодиагностические комплексы на три рабочих места, которыми в настоящее время оснащено большинство рентгеновских кабинетов России, могут быть заменены на телеуправляемые рентгенодиагностические комплексы, объединяющие все три рабочих места в одно. В большинстве разработанных в России аппаратов этого класса сосуществуют классическая пленочная

рентгенография и современная цифровая. Перейти полностью на цифровую технологию в этом классе аппаратов мешает размер рабочего поля РЭОПов (215–360 мм) и формат ПЗС-матрицы (1К x 1К), работающих в реальном масштабе времени. Однако объединение в одном аппарате двух технологий имеет и свои преимущества. Неподготовленные к эксплуатации цифровой аппаратуры рентгенологи могут осваивать ее на этих комплексах. Это обстоятельство, однако, в ближайшее время будет так или иначе преодолено благодаря всеобщей компьютеризации общества. Кроме того в самом ближайшем будущем неизбежна замена традиционных УРИ на полномасштабные цифровые матрицы.

Для интенсивно развивающейся интервенционной радиологии и хирургии под рентгеновским контролем создан целый ряд цифровых рентгеновских аппаратов типа «С-арм» [2, 3]. Разработаны также специализированные цифровые аппараты – маммографы [4] и дентальные визиографы [5]. К сожалению, отечественная промышленность в настоящее время не производит компьютерных томографов, ангиографов и специализированных мощных аппаратов для интервенционной рентгенологии. Эти классы аппаратуры относятся к высшему звену отечественного здравоохранения, переоснащение которого планируется в ближайшем будущем.

Приведенные выше примеры показывают, что уже в настоящее время возможно обеспечить медицинские учреждения России целым спектром отечественных цифровых аппаратов, которые позволят рентгеновским отделениям работать по беспленочной технологии. Национальный проект «Здоровье» должен учитывать эти реалии уже в следующем, 2008 году.

Литература

1. *Блинов Н. Н., Мазуров А. И.* Анализ перспектив использования рентгенодиагностического передвижного аппарата типа «С-дуга» // Медицинская техника. – 2000. – № 5. – С. 19–23.
2. *Дабатов А. Р.* ЗАО «Медицинские технологии ЛТД» // Медицинская техника. – 2006. – № 5. – С. 46–47.
3. *Медицинская техника для лучевой диагностики: справочник* // Под ред. Б. И. Леонова и Н. Н. Блинова. – М.: НПЦ «Интелфорум», 2004.
4. *Рентгеновские диагностические аппараты: В 2 т.* // Под ред. Н. Н. Блинова и Б. И. Леонова. – М.: ВНИИИМТ, 2001.
5. *Элинсон М. Б.* Анализ преимущества цифровых рентгеновских аппаратов перед пленочными // Медицинская техника. – 2005. – № 5. – С. 37–39.

// Радиология-практика. – 2007. – № 2. – С. 53–56.

Валерий Александрович Толмачев
 Санкт-Петербургский государственный
 университет информационных технологий, механики
 и оптики (СПбГУ ИТМО), кафедра ЭТиПЭМС

Дмитрий Владимирович Осипов
 ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

АНАЛИЗ УСТОЙЧИВОСТИ К АВТОКОЛЕБАНИЯМ НА СУБГАРМОНИЧЕСКИХ ЧАСТОТАХ ИМПУЛЬСНЫХ ИСТОЧНИКОВ ТОКА ПРОГРАММИРУЕМОЙ ФОРМЫ

Методом точечных отображений определены границы областей устойчивости к автоколебаниям на субгармонических частотах в одноконтурной системе управления источника тока с ПИ-регулятором, ШИП с ШИМ2 и индуктивным сглаживающим фильтром.

В работе рассматривается импульсный источник тока с замкнутой одноконтурной системой автоматического регулирования (САР) тока, структурная схема и временные диаграммы работы которой представлены на рис. 1.

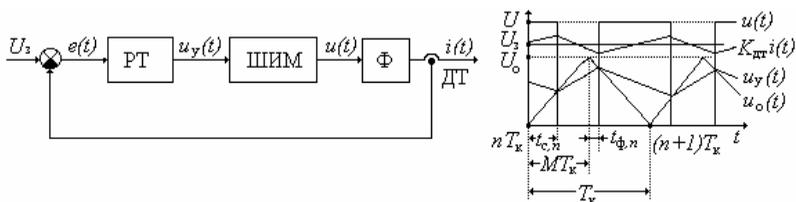


Рис. 1. Структурная схема и временные диаграммы работы САР

САР содержит пропорционально-интегральный регулятор тока (РТ) с коэффициентом передачи K_{π} и постоянной времени интегрирования T_{π} ; широтно-импульсный модулятор (ШИМ), реализующий широтно-импульсную модуляцию второго рода (ШИМ-2) и построенный на основе генератора опорного напряжения (ГОН) и компараторов; индуктивный сглаживающий фильтр (Ф) с постоянной времени T_{ϕ} и статическим коэффициентом передачи K_{ϕ} ; датчик тока (ДТ) с коэффициентом передачи $K_{\text{дт}}$. РТ преобразует сигнал ошибки $e(t) = U_3 - K_{\text{дт}} i(t)$, где U_3 – сигнал задания тока $i(t)$, в сигнал управления $u_y(t)$. ГОН формирует опорный сигнал

$u_o(t)$ пилообразной формы с амплитудой U_o , периодом T_k и глубиной модуляции M ($0 \leq M \leq 1$) [1]. Выходной сигнал ШИМ $u(t)$ представляет собой последовательность прямоугольных импульсов с амплитудой U , срез и фронт которых на n -м периоде T_k формируются в моменты времени $t_{c,n}$ и $t_{ф,n}$ соответственно.

Возможны различные режимы работы САР. Нормальным (основным) является режим вынужденных колебаний с периодом T_k , задаваемым ГОН. Особыми являются режимы вынужденных колебаний с периодом, не равным T_k . Характерными особыми режимами для САР с ШИМ-2 являются режим автоколебаний на субгармонических частотах и скользящий режим.

Обзор работ, посвященных анализу и синтезу САР с ШИМ-2, позволяет сделать вывод о том, что в них эти диапазоны ограничиваются либо условиями устойчивости к автоколебаниям на субгармонических частотах, либо условиями отсутствия скользящего режима. Так, например, в работе [2] предложена методика параметрического синтеза рассматриваемой САР, заключающаяся в таком выборе значений T_ϕ и K_n , чтобы при заданных значениях T_k , U_3 , $M = 0.5$ и условии $T_n = T_\phi$ обеспечить требуемое быстродействие САР и максимально допустимый уровень пульсаций тока $i(t)$. При этом выбор значения K_n , определяющего быстродействие САР, ограничен только условиями отсутствия скользящего режима, а устойчивость к автоколебаниям на субгармонических частотах не рассмотрена. Следует отметить, что под условиями устойчивости системы к автоколебаниям на субгармонических частотах специалисты, занимающиеся динамикой систем с вентильными преобразователями, понимают на самом деле условия, при которых такие колебания не возникают [1, 3]. В работе [4] выбор значения K_n ограничен только условиями устойчивости к автоколебаниям на субгармонических частотах, поскольку возникновение скользящего режима исключено за счет введения дополнительных узлов в ШИМ, в частности RS -триггера. Необходимо отметить, что подобное схемотехническое решение может быть реализовано лишь при $M = 0$ или $M = 1$. Необходимо также отметить, что САР с ШИМ-2 при $M = 0.5$ обладает лучшими динамическими характеристиками, чем при $M = 0$ или $M = 1$ [1]. Таким образом, вопрос о выборе параметров САР с учетом как условий устойчивости к автоколебаниям на субгармонических частотах, так и условий отсутствия скользящего режима при $0 < M < 1$ является актуальным.

Задачей данной работы является определение областей устойчивости рассматриваемой САР к автоколебаниям на субгармонических частотах и областей отсутствия скользящего режима.

Динамические процессы в САР описываются уравнениями

$$\begin{aligned} \frac{dX}{dt} &= AX(t) + BU(t); \\ u_y(t) &= CX(t) + DU(t); \\ u_o(t) &= \begin{cases} \frac{tU_o}{MT_k}, & \text{если } \text{mod}\left(\frac{t}{T_k}\right) < MT_k; \\ \frac{((1-M)T_k - t)U_o}{(1-M)T_k}, & \text{если } \text{mod}\left(\frac{t}{T_k}\right) \geq MT_k; \end{cases} \\ f_k(t) &= u_y(t) - u_o(t); \\ u(t) &= \frac{U}{2}(1 + \text{sign}(f_k(t))), \end{aligned} \quad (1)$$

где $X(t) = [i(t); u_u(t)]^T$ – вектор состояния линейной непрерывной части (ЛНЧ) САР; $u_u(t)$ – интегральная составляющая сигнала управления $u_y(t)$; $U(t) = [u(t); U_3]^T$ – вектор внешних воздействий на ЛНЧ; $f_k(t)$ – коммутационная функция; **A**, **B**, **C** и **D** – матрицы коэффициентов:

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} -\frac{1}{T_\phi} & 0 \\ -\frac{K_n K_{дт}}{T_n} & 0 \end{bmatrix}; \quad \mathbf{B} = \begin{bmatrix} \frac{K_\phi}{T_\phi} & 0 \\ 0 & \frac{K_n}{T_n} \end{bmatrix}; \quad \mathbf{C} = [-K_n K_{дт} \quad 1]; \quad \mathbf{D} = [0 \quad K_n].$$

Границы областей отсутствия скользящего режима, полученные из условий

$$\begin{aligned} \left| \frac{du_y(nT_k + t_{c,n})}{dt} \right| &< \left| \frac{du_o(nT_k + t_{c,n})}{dt} \right|; \\ \left| \frac{du_y(nT_k + MT_k + t_{\phi,n})}{dt} \right| &< \left| \frac{du_o(nT_k + MT_k + t_{\phi,n})}{dt} \right| \end{aligned}$$

[1, 2], для рассматриваемой САР определяются неравенством

$$\left(K_{дт} K_\phi U - \frac{U_o T_\phi}{K_n T_k (1-M)} \right) < U_3 < \frac{U_o T_\phi}{K_n T_k M}. \quad (2)$$

Для обеспечения устойчивости к автоколебаниям на субгармонических частотах необходимо и достаточно, чтобы все собственные числа матрицы Якоби отображения САР в простой неподвижной точке последнего, соответствующей нормальному режиму работы САР, были по модулю меньше единицы [5]. Для определения границ устойчивости рассматриваемой САР к автоколебаниям на субгармонических частотах необходимо, следовательно, получить выражения, задающие отображение, систему уравнений для вычисления значений координат простой неподвижной точки и уравнение для вычисления значений собственных чисел матрицы Якоби.

Решение уравнения (1) на каждом из временных интервалов периода T_k имеет вид

$$X(t) = e^{A(t-t_0)}X(t_0) + \int_{t_0}^t e^{A(t-\theta)}BU(\theta)d\theta. \quad (3)$$

Перепишем (3) в виде

$$X(t) = F(t-t_0)X(t_0) + V(t-t_0)U(t_0), \quad (4)$$

где $F(t) = e^{At}$ – фундаментальная матрица ЛНЧ; $V(t) = \int_{t_0}^t F(t-\theta)d\theta B$ – матрица, учитывающая влияние вектора $U(t)$ на решение уравнения (1):

$$F(t) = \begin{bmatrix} e^{\frac{t}{T_\phi}} & 0 \\ \frac{T_\phi K_n K_{дг}}{T_n} \left(e^{\frac{t}{T_\phi}} - 1 \right) & 1 \end{bmatrix};$$

$$V(t) = \begin{bmatrix} K_\phi \left(1 - e^{\frac{t}{T_\phi}} \right) & 0 \\ \frac{K_n K_{дг} K_\phi}{T_n} \left(T_\phi - t - T_\phi e^{\frac{t}{T_\phi}} \right) & \frac{K_n}{T_n} t \end{bmatrix}.$$

Подставляя в (4) $t_0 = nT_k$, получаем решение уравнения (1) на интервале $nT_k \leq t \leq nT_k + t_{c,n}$, где $u(t) = U$, в виде

$$X(t) = F(t - nT_k)X(nT_k) + V(t - nT_k)U(nT_k). \quad (5)$$

Подставляя в (4) $t_0 = nT_k + t_{c,n}$, получаем решение уравнения (1) на интервале $nT_k + t_{c,n} \leq t \leq nT_k + MT_k + t_{\phi,n}$, где $u(t) = 0$, в виде

$$X(t) = F(t - (nT_k + t_{c,n}))X(nT_k + t_{c,n}) + V(t - (nT_k + t_{c,n}))U(nT_k + t_{c,n}). \quad (6)$$

Подставляя в (4) $t_0 = nT_k + MT_k + t_{\phi, n}$, получаем решение уравнения (1) на интервале $nT_k + MT_k + t_{\phi, n} \leq t \leq (n+1)T_k$, где $u(t) = U$, в виде

$$\begin{aligned} X(t) = & F(t - (nT_k + MT_k + t_{\phi, n}))X(nT_k + MT_k + t_{\phi, n}) + \\ & + V(t - (nT_k + MT_k + t_{\phi, n}))U(nT_k + MT_k + t_{\phi, n}). \end{aligned} \quad (7)$$

Подставляя $t = nT_k + t_{c, n}$ в (5), получаем разностное уравнение

$$X(nT_k + t_{c, n}) = F(t_{c, n})X(nT_k) + V(t_{c, n})U(nT_k). \quad (8)$$

Подставляя $t = nT_k + MT_k + t_{\phi, n}$ в (6), получаем разностное уравнение

$$\begin{aligned} X(nT_k + MT_k + t_{\phi, n}) = & F(MT_k + t_{\phi, n} - t_{c, n})X(nT_k + t_{c, n}) + \\ & + V(MT_k + t_{\phi, n} - t_{c, n})U(nT_k + t_{c, n}). \end{aligned} \quad (9)$$

Подставляя $t = (n+1)T_k$ в (7), получаем разностное уравнение

$$\begin{aligned} X((n+1)T_k) = & F((1-M)T_k - t_{\phi, n})X(nT_k + MT_k + t_{\phi, n}) + \\ & + V((1-M)T_k - t_{\phi, n})U(nT_k + MT_k + t_{\phi, n}). \end{aligned} \quad (10)$$

Подставляя (8) в (9), получаем разностное уравнение

$$\begin{aligned} X(nT_k + MT_k + t_{\phi, n}) = & F(MT_k + t_{\phi, n})X(nT_k) + V(MT_k + t_{\phi, n})U(nT_k) + \\ & + V(MT_k - t_{c, n} + t_{\phi, n})(U(nT_k + t_{c, n}) - U(nT_k)). \end{aligned} \quad (11)$$

Подставляя (11) в (10), получаем разностное уравнение состояния ЛНЧ САР

$$\begin{aligned} X((n+1)T_k) = & f(X(nT_k)) = F(T_k)X(nT_k) + V(T_k)U(nT_k) + \\ & + V((1-M)T_k - t_{\phi, n})(U(nT_k + MT_k + t_{\phi, n}) - U(nT_k - t_{c, n})) - \\ & - V(T_k - t_{c, n})(U(nT_k) - U(nT_k - t_{c, n})). \end{aligned} \quad (12)$$

Исходя из условия $f_k(nT_k + t_{c, n}) = 0$ с учетом (8), получаем нелинейное уравнение для вычисления значения $t_{c, n}$

$$\begin{aligned} f_c(t_{c, n}, X(nT_k)) = & C(F(t_{c, n})X(nT_k) + V(t_{c, n})U(nT_k)) + \\ & + DU(nT_k + t_{c, n}) - \frac{U_0 t_{c, n}}{MT_k} = 0. \end{aligned} \quad (13)$$

Исходя из условия $f_\phi(nT_k + MT_k + t_{\phi, n}) = 0$ с учетом (11), получаем нелинейное уравнение для вычисления значения $t_{\phi, n}$

$$f_\phi(t_{c, n}, t_{\phi, n}, X(nT_k)) = C(F(MT_k + t_{\phi, n})X(nT_k) + V(MT_k + t_{\phi, n})U(nT_k) +$$

$$\begin{aligned}
& + V(MT_{\kappa} - t_{c,n} + t_{\phi,n}) (U(nT_{\kappa} + t_{c,n}) - U(nT_{\kappa})) + \\
& + DU(nT_{\kappa} + MT_{\kappa} + t_{\phi,n}) - \frac{U_o((1-M)T_{\kappa} - t_{\phi,n})}{(1-M)T_{\kappa}} = 0.
\end{aligned} \tag{14}$$

Исходя из принципа действия ШИМ-2, значения $t_{c,n}$ и $t_{\phi,n}$ не могут быть отрицательными и ограничены «сверху»:

$$0 \leq t_{c,n} \leq MT_{\kappa}; \quad 0 \leq t_{\phi,n} \leq (1-M)T_{\kappa}. \tag{15}$$

При введении обозначений

$$X((n+1)T_{\kappa}) = \bar{X}; \quad X(nT_{\kappa}) = X; \quad t_{c,n} = t_c; \quad t_{\phi,n} = t_{\phi};$$

$$U(nT_{\kappa}) = U(nT_{\kappa} + MT_{\kappa} + t_{\phi,n}) = [U, U_3]^T = U_{\text{и}}; \quad U(nT_{\kappa} - t_{c,n}) = [0, U_3]^T = U_{\text{п}}$$

выражения (12)-(15) примут вид

$$\bar{X} = F(T_{\kappa})X + V(T_{\kappa})U_{\text{и}} + (V((1-M)T_{\kappa} - t_{\phi}) - V(T_{\kappa} - t_c))(U_{\text{и}} - U_{\text{п}}); \tag{16.1}$$

$$f_c(t_c, X) = C(F(t_c)X + V(t_c)U_{\text{и}}) + DU_{\text{п}} - \frac{U_o t_c}{MT_{\kappa}} = 0; \tag{16.2}$$

$$\begin{aligned}
f_{\phi}(t_{\phi}, t_{\phi}, X) = & C(F(MT_{\kappa} + t_{\phi})X + V(MT_{\kappa} + t_{\phi})U_{\text{и}} - \\
& - V(MT_{\kappa} - t_c + t_{\phi})(U_{\text{и}} - U_{\text{п}})) + DU_{\text{и}} - \frac{U_o((1-M)T_{\kappa} - t_{\phi})}{(1-M)T_{\kappa}} = 0;
\end{aligned} \tag{16.3}$$

$$0 \leq t_c \leq MT_{\kappa}; \quad 0 \leq t_{\phi} \leq (1-M)T_{\kappa}. \tag{16.4}$$

Совокупность выражений (16) представляет собой нелинейное двумерное отображение первого порядка, заданное неявно.

Значения координат простой неподвижной точки $[X_*, t_{c*}, t_{\phi*}]$ находятся в результате решения системы нелинейных алгебраических уравнений

$$\begin{cases}
F(T_{\kappa})X_* - X_* + V(T_{\kappa})U_{\text{и}} + \\
+ (V((1-M)T_{\kappa} - t_{\phi*}) - V(T_{\kappa} - t_{c*}))(U_{\text{и}} - U_{\text{п}}) = 0; \\
C(F(t_{c*})X_* + V(t_{c*})U_{\text{и}}) + DU_{\text{п}} - \frac{U_o t_{c*}}{MT_{\kappa}} = 0; \\
C(F(MT_{\kappa} + t_{\phi*})X_* + V(MT_{\kappa} + t_{\phi*})U_{\text{и}} - \\
- V(MT_{\kappa} - t_{c*} + t_{\phi*})(U_{\text{и}} - U_{\text{п}})) + \\
+ DU_{\text{и}} - \frac{U_o((1-M)T_{\kappa} - t_{\phi*})}{(1-M)T_{\kappa}} = 0,
\end{cases} \tag{17}$$

полученной подстановкой $\bar{X} = X = X_*$, $t_c(X_*) = t_{c*}$, $t_\phi(t_{c*}, X_*) = t_{\phi*}$ в (16).

Уравнение для вычисления матрицы Якоби J имеет вид

$$J = \frac{d\bar{X}}{dX} = F(T_k) - \frac{dV}{dt} \Big|_{t=(1-M)T_k - t_\phi} (U_{II} - U_{II}) \frac{\partial t_\phi}{\partial X} + \frac{dV}{dt} \Big|_{t=T_k - t_c} (U_{II} - U_{II}) \frac{\partial t_c}{\partial X}, \quad (18)$$

где

$$\frac{dt_\phi}{dX} = -\frac{\partial f_\phi}{\partial X}; \quad \frac{\partial f_\phi}{\partial X} = C \left(F(MT_k + t_\phi) + \frac{dV}{dt} \Big|_{t=MT_k - t_c + t_\phi} (U_{II} - U_{II}) \frac{\partial f_c}{\partial X} \right);$$

$$\frac{\partial f_\phi}{\partial t_\phi} = C \left(\frac{dF}{dt} \Big|_{t=MT_k + t_\phi} X + \frac{dV}{dt} \Big|_{t=MT_k + t_\phi} U_{II} - \frac{dV}{dt} \Big|_{t=MT_k - t_c + t_\phi} (U_{II} - U_{II}) \right) + \frac{U_o}{(1-M)T_k};$$

$$\frac{dt_c}{dX} = -\frac{\partial f_c}{\partial X}; \quad \frac{\partial f_c}{\partial X} = CF(t_c); \quad \frac{\partial f_c}{\partial t_c} = C \left(\frac{dF}{dt} \Big|_{t=t_c} X + \frac{dV}{dt} \Big|_{t=t_c} U_{II} \right) - \frac{U_o}{MT_k}.$$

Анализ собственных чисел матрицы Якоби (18) в простой неподвижной точке (17) показал, что при значениях параметров САР, выбранных с учетом условия отсутствия скользящего режима (2), все эти числа по модулю меньше единицы. Следовательно, при выборе значений параметров САР с учетом условия отсутствия скользящего режима, обеспечиваются и условия устойчивости к автоколебаниям на субгармонических частотах.

Литература

1. Белов Г. А. Полупроводниковые импульсные преобразователи постоянного напряжения: Учеб. пособие. — Чебоксары: Изд-во Чуваш. ун-та, 1994. — 96 с.
2. Глазенов Т. А., Синецын В. А., Толмачев В. А. Сравнительный анализ динамических характеристик транзисторных широтно-импульсных преобразователей // Электротехника. — 1988. — № 3. — С. 70–75.
3. Охоткин Г. П. Анализ и синтез САР тока с ПИ-регулятором и ШИМ-1 // Информационные технологии в электротехнике и электроэнергетике / Материалы III Всерос. науч.-техн. конф. — Чебоксары: Изд-во Чуваш. ун-та, 2000. — С. 153–159.

4. Справочник по преобразовательной технике / Под ред. И. М. Чиженко. – Киев: Техника, 1978. – 447 с.

5. *Толмачев В. А., Кротенко В. В.* Параметрический синтез системы управления программируемого источника тока, построенного на основе транзисторного ШИП // Изв. вузов. Приборостроение. – 1999. – Т. 42 – № 9. – С. 49–54.

// Физические процессы, системы и технологии точной механики: [Сб. ст.] / Гл. ред. В. Н. Васильев – М.: СПбГИТМО(ТУ), 2001. – (Научно-технический вестник / С.-Петерб. гос. ин-т точ. механики и оптики (техн. ун-т (ТУ)); Вып. 3.) – С. 132–136.

Мария Владимировна Никитина

Санкт-Петербургский государственный
университет информационных технологий, механики
и оптики (СПбГУ ИТМО), кафедра ЭТиПЭМС

Дмитрий Владимирович Осипов

ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

АДАПТИВНАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ ПРОГРАММИРУЕМОГО ИСТОЧНИКА ТОКА, ПОСТРОЕННОГО НА ОСНОВЕ ТРАНЗИТНОГО ШИП

Сформулированы условия реализации адаптивной одноконтурной системы управления источника тока с усилительно-преобразовательным устройством на основе транзисторного широтно-импульсного преобразователя из условия обеспечения заданного быстрого действия при допустимом уровне пульсаций тока в нагрузке.

Введение

Мощные источники тока программируемой формы, построенные на основе транзисторных ШИП, в настоящее время все более широко применяются в системах управления различными технологическими процессами, например, нестационарным электролизом. Преимущества таких источников в установках нестационарного электролиза, их принципы построения и перспективы совершенствования их технических характеристик детально рассмотрены в работе [1]. Там же отмечено, что высокие требования к точности поддержания тока заданной формы в нагрузке могут быть реализованы у источников, построенных по принципу замкнутой системы регулирования тока.

Упрощенная структурная схема такой системы представлена на рис. 1. Контур регулирования тока включает ШИП, нагрузку резистивного характера R_n со сглаживающим дросселем L , безынерционный датчик тока $ДТ$ и ПИ-регулятор тока $РТ$. ШИП содержит выходной каскад мостового типа на четырех силовых транзисторных ключах $СК1-СК4$ и широтно-импульсный модулятор (ШИМ), осуществляющий коммутацию ключей с постоянным периодом T_k по заданному закону (симметричному или несимметричному) и обеспечивающий модуляцию первого и второго рода, а в последнем случае – требуемую глубину модуляции M . Напряжение на выходе силового каскада имеет вид импульсов с амплитудой U_n , относительная длительность γ которых пропорциональна входному сигналу управления U_y и полярность которых определяется полярностью последнего.

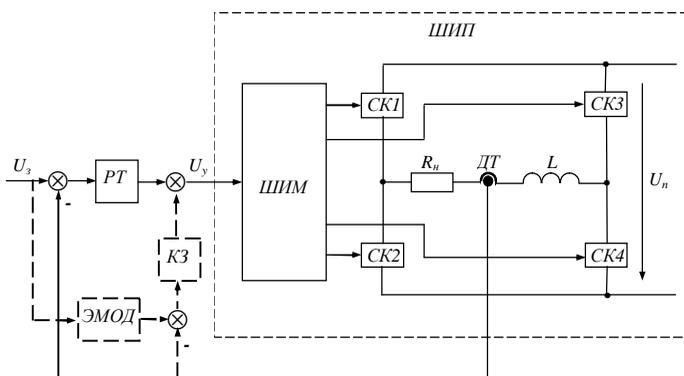


Рис. 1. Структурная схема

В работе [2] изложена методика синтеза энергетических и информационных подсистем таких источников из условия обеспечения экспоненциального переходного процесса с заданными постоянной времени T_m и максимальной допустимой амплитудой $\Delta I_{дон}$ пульсаций тока нагрузки в квазиустановившемся режиме при ограниченной на уровне $f_{к,мин}$ частоте коммутации силовых ключей ШИП. Указанная методика синтеза предполагает постоянство параметров силовой цепи источника.

Актуальной является задача сохранения заданных статических и динамических характеристик источников в условиях изменения в течение процесса электролиза как сопротивления нагрузки R_n , так и напряжения U_n источника питания силового каскада ШИП. Решение такой задачи возможно в структурах систем с адаптивными алгоритмами управления.

Линейная модель и передаточная функция адаптивной системы управления

С позиции простоты технической реализации наиболее приемлемой для решения поставленной задачи является структура с эталонной моделью и сигнальной самонастройкой [3]. Для организации такой системы введем в структурную схему, представленную на рис. 1, дополнительный контур адаптации, содержащий эталонную модель ЭМОД и корректирующее звено КЗ, на вход которого поступает разность выходного напряжения эталонной модели и напряжения датчика тока нагрузки. Выходной сигнал корректирующего звена поступает на вход ШИМ, суммируясь с выходным напряжением ПИ-регулятора основного контура.

Пусть передаточная функция эталонной модели соответствует эквивалентной передаточной функции линейной непрерывной модели замкнутой системы, параметры ПИ-регулятора которой выбраны из условия обеспечения экспоненциального переходного процесса с заданной постоянной времени T_m , т. е.

$$W_{\mathcal{O}}(p) = \frac{1}{K_{\text{ом}} \cdot (T_m p + 1)}. \quad (1)$$

Если передаточную функцию корректирующего звена в контуре адаптации выбрать в соответствии с выражением $W_{\kappa}(p) = K_a W_R(p)$, где $W_R(p)$ – передаточная функция регулятора в эквивалентной непрерывной одноконтурной системе, K_a – коэффициент адаптации, то структурная схема эквивалентной непрерывной модели системы примет вид, показанный на рис. 2.

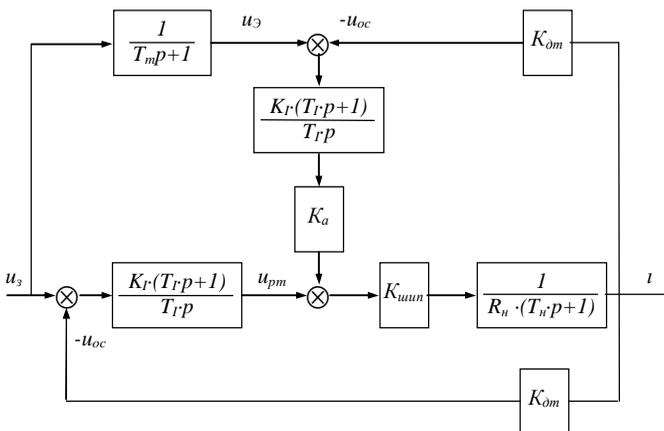


Рис. 2. Непрерывная модель

Используя эквивалентные структурные преобразования, а также вводя обозначения

$$\rho = R_{n0} / R_n, \nu = U_{n0} / U_n, \xi = L_0 / L,$$

где R_{n0} , U_{n0} и L_0 – параметры силовой цепи, при которых осуществляется расчет настроек K_I и T_I ПИ-регуляторов, передаточную функцию указанной системы можно записать в виде

$$W_{ad}(p) = \frac{i(p)}{u_3(p)} = \frac{T_m T_I}{K_a + 1} p^2 + \left(\frac{T_m}{K_a + 1} + T_I \right) p + 1 \quad (2)$$

$$= \frac{\left[\frac{\overline{K}_a}{(K_a + 1)} p^2 + \left(-\frac{\overline{K}_a}{(K_a + 1)} + T_I \right) p + 1 \right] \cdot (T_m p + 1) K_{om}}{\dots}$$

Анализ выражения (2) показывает, что при номинальных параметрах силовой цепи передаточная функция системы соответствует эталонной при любом значении коэффициента K_a . При отличных от единицы коэффициентах ρ , ξ , ν и при достаточно высоком значении коэффициента K_a , динамические характеристики адаптивной системы регулирования тока приближаются к соответствующим характеристикам эталонной модели $W_3(p)$. Таким образом, точность поддержания эталонного экспоненциального процесса в условиях изменения параметров силовой цепи источника связана с предельным значением $K_{a,np}$ коэффициента K_a .

В уже упомянутой работе [2] показано, что при выборе параметров регулятора основного контура на основе соотношений

$$T_I = T_0, \quad (3)$$

$$K_I = \frac{R_0 T_0}{T_m K_{um} K_{om}}, \quad (4)$$

где $T_0 = L / R_0$, $R_0 = r + R_n$, $K_{um} = U_n / U_{on}$, U_{on} – амплитуда опорного пилообразного напряжения ШИМ, минимально-допустимое значение постоянной времени T_m реализуемого экспоненциального процесса определяется условиями устойчивости системы, а именно, условиями отсутствия скользящего режима и автоколебаний на субгармонических частотах.

В контуре регулирования тока при ШИМ второго рода (ШИМ2), $M = 0.5$ и параметрах ПИ-регулятора, рассчитанных по формулам (3) и (4), скользящий режим может возникнуть при условиях

$$\gamma \geq 2 T_m / T_c,$$

$$\gamma \leq 1 - 2 T_m / T_c.$$

Выбор $T_m \geq T_\kappa/2$ гарантирует исключение скользящего режима во всем возможном диапазоне регулирования тока нагрузки. В работе [4] показано, что в рассматриваемой одноконтурной системе с индуктивным сглаживающим фильтром условия отсутствия скользящего режима являются более жесткими, чем условия отсутствия субгармонических автоколебаний.

Даже в том случае, когда параметры процессов в замкнутой непрерывной системе соответствуют эталонным, в системе с ШИП и дополнительным контуром сигнальной самонастройки изменяются условия возникновения скользящего режима при использовании ШИМ2 относительно условий в исходной системе, поскольку появляется дополнительная ОС, по которой пульсации тока нагрузки поступают на вход ШИМ. В рассматриваемой структуре скользящий режим исключается во всем возможном диапазоне регулирования тока нагрузки при выборе коэффициента K_a в цепи коррекции в соответствии с условием

$$K_a \leq \frac{2T_m}{T_\kappa} - 1. \quad (5)$$

Как видно, при $T_m = T_\kappa/2$ сигнальная самонастройка вообще не может быть реализована даже при номинальных параметрах силовой цепи, а повышение значения коэффициента K_a связано при заданной частоте коммутации силовых ключей с увеличением постоянной времени T_m или со снижением предельных динамических характеристик системы управления.

Синтез адаптивной системы управления

Одной из задач синтеза адаптивной системы с выбранной структурой является такой выбор настроек регуляторов, чтобы в процессе изменения параметров силовой цепи при выбранном предельном значении коэффициента K_a не происходило нарушение условий ее устойчивости.

Проведем анализ устойчивости системы с использованием методики, приведенной в работе [4], и программного комплекса, описанного в работе [5], на примере источника тока со следующими исходными данными: суммарное омическое сопротивление выходного каскада, датчика тока и дросселя фильтра $r = 0.03$ Ом; номинальное напряжение питания выходного каскада $U_{н,ном} = 24$ В; номинальное сопротивление нагрузки $R_{н,ном} = 0.15$ Ом; период коммутации силовых ключей выходного каскада $T_\kappa = 3.33 \cdot 10^{-5}$ с; амплитуда опорного пилообразного напряжения ШИМ $U_{он} = 10$ В; коэффициент передачи датчика тока $K_{ом} = 0.2$ В/А; глубина модуляции $M = 0.5$.

Поставим задачу обеспечения условий устойчивости системы в диапазоне изменения ее сопротивления нагрузи R_n от $R_{n,мин} = 0.05$ Ом до $R_{n,макс} = 0.25$ Ом, диапазоне изменения напряжения U_n силового источника питания от $U_{n,мин} = 22$ В до $U_{n,макс} = 26$ В и диапазоне изменения индуктивности L дросселя фильтра от $L_{мин} = 0.1$ мГн до $L_{макс} = 0.3$ мГн. Решение задачи представим в виде зависимостей предельного значения $K_{a,пр}$ коэффициента K_a от указанных параметров (рис. 3, 4 и 5 соответственно).

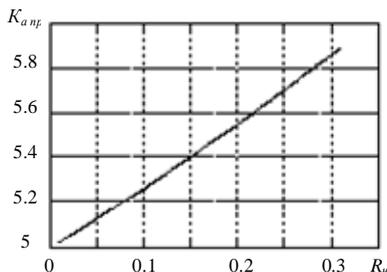


Рис. 3. Зависимость $K_{a,пр}$ от R_n при $R_{n0} = R_{n,макс}$

На рис. 3 приведена зависимость предельного значения $K_{a,пр}$ коэффициента K_a от суммарного сопротивления силовой цепи R_n при синтезе системы из условий $R_{n0} = R_{n,макс} = 0.25$ Ом и $U_{n0} = U_{n,ном} = 24$ В. Зависимость предельного значения $K_{a,пр}$ коэффициента K_a от суммарного сопротивления силовой цепи R_n при синтезе системы из условий $R_{n0} = R_{n,мин} = 0.05$ Ом и $U_{n0} = U_{n,ном} = 24$ В выглядит аналогично.

На рис. 4 приведены зависимости предельного значения $K_{a,пр}$ коэффициента K_a от напряжения питания силового каскада ШИП U_n при синтезе системы из условий $U_{n0} = U_{n,мин} = 22$ В (рис. 4, а) и $U_{n0} = U_{n,макс} = 26$ В (рис. 4, б) при $R_{n0} = R_{n,ном} = 0.15$ Ом.

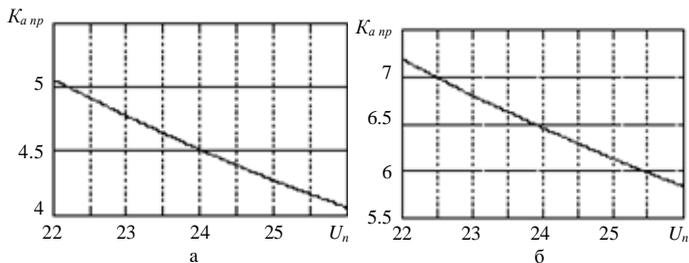


Рис. 4. Зависимости $K_{a,пр}$ от U_n при $U_{n0} = U_{n,мин}$ (а) и $U_{n0} = U_{n,макс}$ (б)

На рис. 5 приведена зависимость предельного значения $K_{a,пр}$ коэффициента K_a от индуктивности L дросселя фильтра при синтезе системы из условия $U_{н0} = U_{н,ном} = 24$ В и $R_{н0} = R_{н,ном} = 0.15$ Ом.

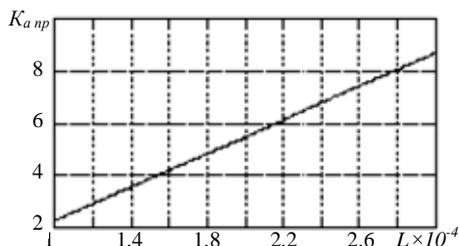


Рис. 5. Зависимость $K_{a,пр}$ от L при $R_{н0}=R_{н,ном}$ и $U_{н0}=U_{н,ном}$

Анализ устойчивости рассматриваемой системы показал, что параметры ее регуляторов целесообразно рассчитывать при минимальном из возможных значений сопротивления нагрузки, максимальном из возможных значений напряжения силового источника питания и минимальном из возможных значений индуктивности фильтра, т. е. при $R_{н0} = R_{н,мин}$, $U_{н0} = U_{н,макс}$ и $L_0 = L_{мин}$.

Проведем далее анализ влияния настроек регуляторов на точность воспроизведения эталонного переходного процесса в условиях изменения параметров силовой цепи на примере источника электропитания с исходными данными, приведенными выше.

Поставим задачей обеспечение экспоненциального переходного процесса с постоянной времени $T_T = 3 T_k$ при реакции на скачок задающего воздействия при допустимой амплитуде пульсаций тока нагрузки $\Delta I_{доп} \leq 0.5$ А в диапазоне изменения сопротивления нагрузки R_n от $R_{н,мин} = 0.05$ Ом до $R_{н,макс} = 0.25$ Ом, диапазоне изменения индуктивности фильтра L от $L_{мин} = 0.7 \cdot L_{ном}$ до $L_{макс} = 1.3 \cdot L_{ном}$ и диапазоне изменения напряжения U_n силового источника питания от $U_{н,мин} = 22$ В до $U_{н,макс} = 26$ В. В соответствии с выражением (5) предельно допустимое значение коэффициента K_a равно $K_{a,пр} = 5$.

Результаты математического моделирования процессов при реакции рассматриваемой системы регулирования тока на скачок задающего воздействия показаны на рис. 6, 7 и 8 соответственно, где i_s – эталонные кривые, $i_{н1}$, $i_{н1}^*$ – кривые тока нагрузки, соответствующие расчетным параметрам силовой цепи источника и регуляторов при $K_a = 0$, $i_{н2}$, $i_{н2}^*$ и $i_{н3}$, $i_{н3}^*$ – кривые тока нагрузки, соответствующие расчетным параметрам регуляторов и отличных от расчетных значениях параметров силовой цепи соответственно при $K_a = 0$ и $K_a = 5$.

Расчет индуктивности L сглаживающего фильтра и параметров T_I и K_I ПИ-регулятора тока из условия обеспечения $\Delta I_{ооп} \leq 0.5A$ и эталонного процесса с использованием методики и формул, приведенных в работе [2], при $R_{n0} = R_{n\max}$ и $U_{n0} = U_{n,ном}$ дает следующие результаты: $L_0 = 0.2$ мГн, $T_I = 0.7$ мс и $K_I = 4.17$. Результаты моделирования системы с указанными параметрами фильтра и регуляторов на скачок задающего воздействия представлены на рис. 6, где $i_{н2}$ – кривая тока нагрузки при $R_n = R_{n\min}$ и $K_a = 0$, $i_{н3}$ – кривая того же тока при $R_n = R_{n\min}$ и $K_a = 5$. Если $R_{n0} = R_{n\min}$ и $L = L_0$, то эталонный переходный процесс обеспечивается при $T_I = 2.5$ мс и $K_I = 4.17$. Кривые $i_{н2}^*$ и $i_{н3}^*$ на рис. 6 представляют процессы изменения тока при сопротивлении нагрузки $R_n = R_{n\max}$ соответственно для $K_a = 0$ и $K_a = 5$.

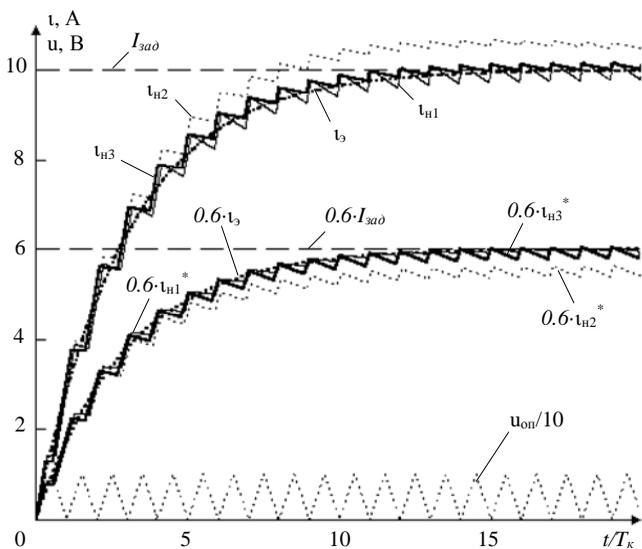


Рис. 6. Переходные процессы в системе с параметрами $R_{n0} = R_{n\max}$, $U_{n0} = U_{n,ном}$, $R_n = R_{n\min}$ и $R_{n0} = R_{n\min}$, $U_{n0} = U_{n,ном}$, $R_n = R_{n\max}$

Расчет индуктивности L сглаживающего фильтра и параметров T_I и K_I ПИ-регулятора тока из условия обеспечения $\Delta I_{ооп} \leq 0.5A$ и эталонного процесса с использованием методики и формул, приведенных в работе [2], при $U_{n0} = U_{n\min}$ и $R_{n0} = R_{n,ном} = 0.15$ Ом дает следующие результаты: $L = 0.17$ мГн, $T_I = 1$ мс и $K_I = 4.17$. Результаты моделирования системы с указанными параметрами фильтра и регуляторов на скачок задающего воздействия представлены на рис. 7, где $i_{н2}$ – кривая тока нагрузки при $U_n = U_{n\max}$ и $K_a = 0$, $i_{н3}$ –

кривая того же тока при $K_a = 5$. Если $U_{n0} = U_{n\max}$, то эталонный переходный процесс обеспечивается при $L = 0.23$ мГн, $T_I = 1.3$ мс и $K_I = 4.17$. Кривые $i_{н2}^*$ и $i_{н3}^*$ на рис. 7 представляют процессы изменения тока при напряжении $U_n = U_{n\min}$ соответственно для $K_a = 0$ и $K_a = 5$.

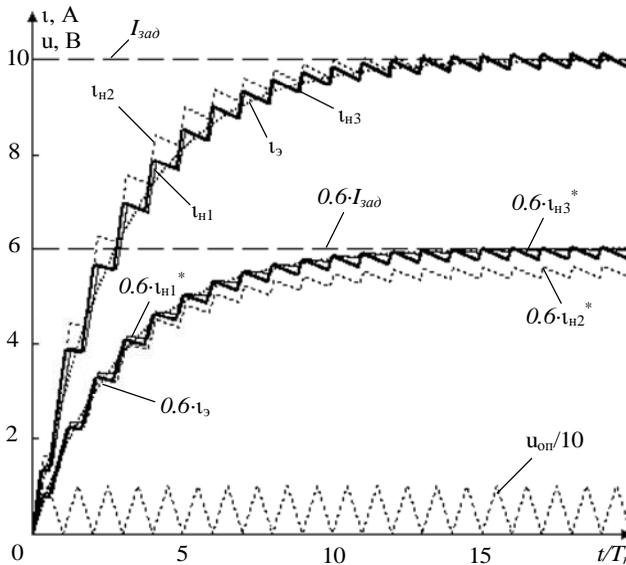


Рис. 7. Переходные процессы в системе с параметрами $R_{н0} = R_{н\text{ном}}$, $U_{n0} = U_{n\min}$, $U_n = U_{n\max}$ и $R_n = R_{н\text{ном}}$, $U_{n0} = U_{n\max}$, $U_n = U_{n\min}$

Отклонение кривой переходного процесса от эталонной при номинальных значениях сопротивления нагрузки и напряжения силового источника питания и расчетных параметрах регулятора может быть обусловлено возможным технологическим разбросом индуктивности дросселя сглаживающего фильтра относительно его расчетного значения, условно здесь принятого за номинальное $L_{\text{ном}}$. Расчет индуктивности L сглаживающего фильтра и параметров T_I и K_I ПИ-регулятора тока из условия обеспечения эталонного процесса с использованием уже известной методики и формул при $U_n = U_{н\text{ном}} = 24$ В и $R_n = R_{н\text{ном}} = 0.15$ Ом дает следующие результаты: $L_{\text{ном}} = 0.2$ мГн, $T_I = 1.1$ мс и $K_I = 4.17$. Результаты моделирования переходных процессов при номинальном значении сопротивления нагрузки, номинальном значении напряжения силового источника питания и расчетных параметрах регуляторов в диапазоне измене-

ния индуктивности от $L_{\min} = 0.7 L_{\text{ном}}$ до $L_{\max} = 1.3 L_{\text{ном}}$ представлены на рис. 8. Кривая $i_{н2}$ тока нагрузки на рис. 8, а соответствует индуктивности $1.3L_{\text{ном}}$ при $K_a = 0$, а кривая $i_{н3}$ — той же индуктивности при $K_a = 5$. Кривая $i_{н2}^*$ тока нагрузки соответствует индуктивности $0.7L_{\text{ном}}$ при $K_a = 0$, а кривая $i_{н3}^*$ — той же индуктивности при $K_a = 5$.

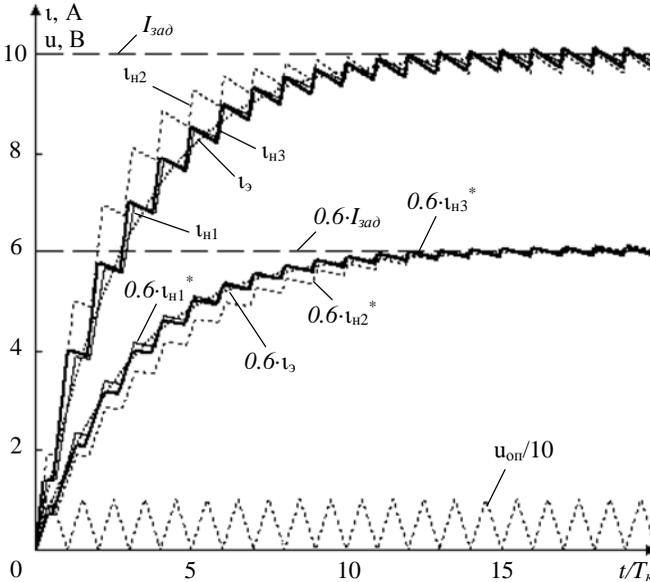


Рис. 8. Переходные процессы в системе с параметрами $R_{н0} = R_{н\text{ном}}$, $U_{н0} = U_{н\text{ном}}$, $L_0 = L_{\text{ном}}$, $L = 1.3L_{\text{ном}}$ и $R_{н0} = R_{н\text{ном}}$, $U_{н0} = U_{н\text{ном}}$, $L_0 = L_{\text{ном}}$, $L = 0.7L_{\text{ном}}$

На основе результатов проведенного анализа можно заключить, что наилучшее приближение переходного процесса к эталонному во всем диапазоне изменения параметров силовой цепи обеспечивается при параметрах системы, рассчитанных при максимальном из возможных значений сопротивления нагрузки, минимальном из возможных значений напряжения силового источника питания и максимальном из возможных значений индуктивности фильтра, т. е. при $R_{н0} = R_{н\text{макс}}$, $U_{н0} = U_{н\text{мин}}$ и $L_0 = L_{\text{макс}}$. Отметим также, что компенсация отклонения тока нагрузки от эталонного, обусловленного изменением указанных параметров, при таком выборе связана только с уменьшением относительной продолжительности включения нагрузки в цепь силового источника питания γ и, следовательно, исключается выход ШИП в насыщение в динамических режимах работы источника.

Для исключения скользящего режима при таком подходе следует уменьшить значение коэффициента адаптации K_a относительно значения, рассчитанного по формуле (5). Конкретное значение этого коэффициента целесообразно определять на основе зависимостей предельного значения коэффициента адаптации $K_{a\text{пр}}$ от бифуркационных параметров, полученных с использованием методики, приведенной в работе [4], и программного комплекса, описанного в работе [5].

Выводы

1. Сохранение заданных динамических качеств системы управления регулируемого источника тока с транзисторным ШИП в условиях изменяющихся параметрах силовой цепи возможно при введении дополнительного контура сигнальной адаптации с эталонной моделью в виде апериодического звена первого порядка с заданной постоянной времени T_m и ПИ-регулятором.

2. Предельное значение коэффициента адаптации K_a при заданной частоте коммутации силовых ключей ограничено условиями устойчивости системы и снижается с уменьшением требуемой постоянной времени T_m эталонного процесса.

3. Параметрический синтез адаптивной системы управления можно производить, используя известную методику [2], если в качестве исходных параметров принять максимальное из возможных значений сопротивления нагрузки и минимальное из возможных значений напряжения силового источника питания.

4. Для исключения скользящего режима при таком подходе следует уменьшить значение коэффициента адаптации K_a относительно значения, рассчитанного по формуле (5). Конкретное значение этого коэффициента целесообразно определять на основе зависимостей предельного значения коэффициента адаптации $K_{a\text{пр}}$ от изменяемых параметров, полученных с использованием методики, приведенной в работе [4], и программного комплекса, описанного в работе [5].

Работа выполнена при финансовой поддержке Конкурсного центра фундаментального естествознания (шифр гранта № А03-3.16-159).

Литература

1. Осипов Д. В. Программный комплекс для анализа устойчивости систем автоматического регулирования тока с широтно-импульсными преобразователями // Современные технологии: Сборник научных статей / Под ред. С. А. Козлова и В. О. Никифорова. СПбГИТМО (ТУ). – 2002. – С. 267–276.

2. Сеницын В. А., Толмачев В. А., Томасов В. С. Принципы построения и пути совершенствования технических характеристик мощных источников электропитания с произвольной формой выходного параметра // Изв. вузов. Приборостроение. – 1996. – Т. 39. – № 4. – С. 47–54.

3. Солодовников В. В., Шрамко Л. С. Расчет и проектирование аналитических самонастраивающихся систем с эталонными моделями. – М.: Машиностроение, 1972. – 270 с.

4. Толмачев В. А., Осипов Д. В. Анализ устойчивости к автоколебаниям на субгармонических частотах импульсных источников тока программируемой формы // Научно-технический вестник СПбГИТМО (ТУ). Выпуск 3. Физические процессы, системы и технологии точной механики. СПб: Издательство СПбГИТМО (ТУ). – 2001. – С. 132–136.

5. Толмачев В. А., Кротенко В. В. Параметрический синтез системы управления программируемого источника тока, построенного на основе транзисторного ШИП // Изв. вузов. Приборостроение. – 1999. – Т. 42. – № 9. – С. 49–54.

// Вестник конференции молодых ученых СПбГУ ИТМО: Сборник науч. трудов / Под ред. В. Л. Ткалич. – СПб.: СПбГУ ИТМО, 2004. – Т. 2. – С. 149–156.

Валерий Александрович Толмачев

Санкт-Петербургский государственный
университет информационных технологий, механики
и оптики (СПбГУ ИТМО), кафедра ЭТиПЭМС

Дмитрий Владимирович Осипов

ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ВЛИЯНИЕ ЧАСТОТЫ ДИСКРЕТИЗАЦИИ НА УСТОЙЧИВОСТЬ ЦИФРОВОЙ СИСТЕМЫ АВТОМАТИЧЕСКОГО РЕГУЛИРОВАНИЯ ТОКА С ШИРОТНО-ИМПУЛЬСНЫМ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕМ

Системы автоматического регулирования (САР) с широтно-импульсными преобразователями (ШИП) постоянного напряжения находят широкое применение в современной преобразовательной технике. Одной из перспективных областей применения САР с ШИП являются источники тока для нестационарного электролиза. Непрерывное повышение требований к статическим и динамическим характеристикам таких источников ставит перед теорией САР новые, все усложняющиеся задачи. К ним в первую очередь относятся задачи синтеза и анализа САР.

Основной задачей синтеза САР тока для нестационарного электролиза является обеспечение в нагрузке импульсов тока требуемой формы. При этом выбор конкретной структуры САР и значений ее параметров связан с решением ряда задач анализа САР, в частности, с задачей анализа ее устойчивости. Эта задача сводится к определению в пространстве параметров САР границ областей, в которых обеспечивается нормальный режим ее работы. Нормальным для САР с ШИП является режим установившихся в ней колебаний с периодом, равным периоду коммутации силовых ключей (СК) ШИП.

При эксплуатации САР или ее настройке возможны как незначительные, так и значительные изменения ее параметров, которые могут привести к нарушению ее устойчивости. В результате нарушения устойчивости в САР возникают так называемые особые (ненормальные) режимы ее работы с периодом колебаний, не равным периоду коммутации СК. Характерными для САР с ШИП особыми режимами работы являются скользящий режим и режим автоколебаний на субгармонических частотах [1, 2].

Современный этап развития преобразовательной техники характеризуется широким внедрением в информационные каналы САР микроконтроллеров (МК), реализующих цифровые алгоритмы управления. Существующие в настоящее время МК объединяют на одном кристалле практически все устройства сопряжения с объектами регулирования, а именно аналого-цифровые преобразователи (АЦП) и широтно-импульсные модуляторы (ШИМ), необходимые для построения замкнутых САР с ШИП [3]. Аналогичная ситуация складывается и при построении энергетических каналов САР. Современные силовые модули ШИП включает в себя, помимо СК, также формирователи импульсов (ФИ), необходимых для управления СК, и различные датчики для организации обратных связей и реализации функций защиты СК [4]. Здесь также необходимо отметить, что построение САР с ШИП на основе МК позволяет исключить скользящий режим ее работы. Но при этом актуальным остается вопрос об устойчивости такой САР к автоколебаниям на субгармонических частотах.

Объектом исследования в данной работе является цифровая одномодульная САР тока, структурная схема которой приведена на рис. 1. САР содержит ШИП и МК. ШИП состоит из ФИ и силового каскада мостового типа на четырех СК (СК1 – СК4) с напряжением питания U на входной диагонали. В выходную диагональ каскада включен датчик тока (ДТ) с коэффициентом передачи $K_{дт}$, сглаживающий дроссель с индуктивностью L и резистивный эле-

мент с сопротивлением R , учитывающий активные сопротивления ДТ, нагрузки, обмотки дросселя, внутреннее сопротивление источника напряжения питания силового каскада, а также дифференциальные сопротивления открытых СК.

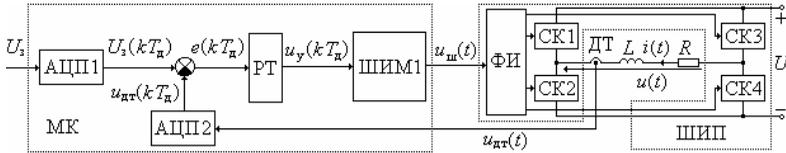


Рис. 1. Структурная схема цифровой САР

МК включает в себя АЦП1, АЦП2, регулятор тока (РТ) и ШИМ первого рода (ШИМ1). АЦП1 преобразует с некоторой частотой дискретизации f_d непрерывный сигнал задания U_3 тока нагрузки $i(t)$ в дискретный сигнал $U_3(kT_d)$, где $T_d = 1/f_d$ – период дискретизации, $k = \overline{0, \infty}$. АЦП2 синхронно с АЦП1 преобразует непрерывный сигнал ДТ $u_{дт}(t) = K_{дт} i(t)$ в дискретный сигнал ДТ $u_{дт}(kT_d)$. РТ преобразует сигнал ошибки $e(kT_d) = U_3(kT_d) - u_{дт}(kT_d)$ в сигнал управления $u_y(kT_d)$ согласно цифровому пропорционально-интегральному (ПИ) алгоритму управления, заданному следующими разностными уравнениями [5]:

$$\begin{aligned} u_y(kT_d) &= u_n(kT_d) + u_i(kT_d); \quad u_n(kT_d) = K_n e(kT_d); \\ u_n((k+1)T_d) &= u_n(kT_d) + K_{ин} e(kT_d), \end{aligned} \quad (1)$$

где $u_n(kT_d)$ и $u_i(kT_d)$ – пропорциональная и интегральная составляющие сигнала управления $u_y(kT_d)$; K_n и $K_{ин}$ – коэффициенты передачи пропорционального и интегрального каналов РТ соответственно.

На выходе ШИМ1 формируется маломощный сигнал $u_{ш}(t)$ в виде однополярных импульсов с амплитудой, равной напряжению питания МК $U_{мк}$ (обычно + 5В), частотой следования, равной частоте коммутации СК f_k , и длительностью пауз между ними, пропорциональной значениям сигнала управления $u_y(kT_d)$. При этом осуществляется модуляция как фронтов, так и срезов этих импульсов (двухсторонняя модуляция). ФИ преобразует выходной сигнал ШИМ1 $u_{ш}(t)$ в импульсы, необходимые для управления СК и обеспечения требуемого закона их коммутации. В данном случае

обеспечивается несимметричный закон коммутации так, что выходной сигнал ШИП $u(t) = u_{\text{ш}}(t)U/U_{\text{мк}}$ есть копия сигнала ШИМ1 $u_{\text{ш}}(t)$, но с амплитудой U .

Сигнал управления $u_y(kT_d)$ может принимать на периоде коммутации $T_k = 1/f_k$ одно или более значений в зависимости от взаимного соотношения частот f_d и f_k . Далее рассматриваются два случая. В первом случае $f_d = f_k$, и сигнал управления $u_y(kT_d)$ принимает только одно значение на периоде T_k . Во втором случае $f_d = 2f_k$, и сигнал управления $u_y(kT_d)$ принимает два значения на периоде T_k . Временные диаграммы работы исследуемой САР в переходном процессе для обоих случаев приведены на рис. 2. Длительности интервалов времени внутри n -ого периода T_k , в конце которых формируются срезы и фронты импульсов ШИП $u(t)$, обозначены через $t_{c,n}$ и $t_{\phi,n}$ соответственно. При $f_d = f_k$ (рис. 2 а) длительности обоих интервалов, как $t_{c,n}$, так и $t_{\phi,n}$, пропорциональны значению сигнала управления $u_y(kT_d)$ в начале периода T_k . А при $f_d = 2f_k$ (рис. 2 б) длительность интервала $t_{c,n}$ пропорциональна значению сигнала управления $u_y(kT_d)$ в начале периода T_k , а длительность интервала $t_{\phi,n}$ — значению сигнала управления $u_y((k+1)T_d)$ в середине периода T_k . В обоих случаях, как при $f_d = f_k$, так и при $f_d = 2f_k$, начало интервала $t_{c,n}$ совпадает с началом периода T_k , а начало интервала $t_{\phi,n}$ совпадает с серединой периода T_k .

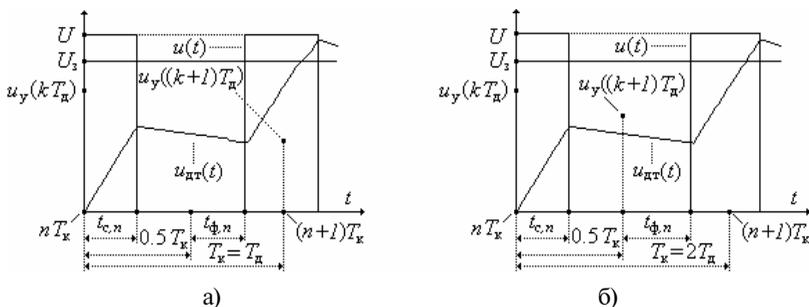


Рис. 2. Временные диаграммы работы цифровой САР:
а — при $f_d = f_k$; б — при $f_d = 2f_k$

Задачей данного исследования является определение в пространстве параметров рассматриваемой САР областей ее устойчивости при $f_d = f_k$ и $f_d = 2f_k$. Для решения поставленной задачи требуется наличие расчетных соотношений, задающих границы указанных областей. Для получения требуемых расчетных соотношений необходимо располагать математическими моделями исследуемой САР.

С точки зрения теории автоматического управления САР с ШИП представляют собой нелинейные дискретные системы. Для анализа устойчивости таких САР широко применяются различные методы линеаризации нелинейных математических моделей САР с дальнейшим применением теории линейных дискретных или непрерывных систем. Но эти методы имеют ряд существенных ограничений и пригодны лишь при решении локальных задач на различных этапах нелинейного анализа. Перспективны в этом отношении методы теории бифуркаций и метод точечных отображений [2]. Поставленная задача решается на основе этих методов и сводится к анализу математических моделей исследуемой САР, заданных в виде точечных отображений.

На этапе формирования математических моделей САР приняты следующие допущения. При рассмотрении процессов в ее энергетических каналах каждый СК представлен последовательным соединением идеального ключа и резистивного элемента, учитывающего дифференциальное сопротивление включенного СК. При этом принято, что сопротивления всех СК равны друг другу. Не учитываются индуктивности и емкости СК, поскольку время затухания переходных процессов, возбуждаемых этими параметрами в моменты переключений СК, составляет незначительную часть периода коммутации СК. Не учитываются нелинейности сглаживающего дросселя и источника напряжения питания U , а их схемы замещения приняты последовательными.

При рассмотрении процессов в информационных каналах САР принято, что сигнал задания U_3 изменяется в начале периода коммутации СК, а АЦП1 преобразует его в сигнал $U_3(kT_d)$, а также АЦП2 преобразует сигнал ДТ $u_{дт}(t)$ в сигнал $u_{дт}(kT_d)$, мгновенно. Разрядности АЦП1, АЦП2 и ШИМ1 приняты бесконечно большими. Не учитывается также нелинейность ДТ и принято, что он безынерционный.

Формирование математических моделей исследуемой САР тока основывается на рассмотрении процессов в ее линейной непрерывной части (ЛНЧ), на вход которой подается сигнал ШИП $u(t)$, а также процессов в РТ и ШИМ1. На каждом n -ом периоде

T_k в нормальном режиме работы САР можно выделить три следующих интервала времени, внутри которых ее структура остается постоянной:

1. $nT_k \leq t \leq nT_k + t_{c,n}$, где $u(t) = U$;
2. $nT_k + t_{c,n} < t < (n + 0.5)T_k + t_{\phi,n}$, где $u(t) = 0$;
3. $(n + 0.5)T_k + t_{\phi,n} \leq t \leq (n + 1)T_k$, где $u(t) = U$.

На каждом из этих интервалов времени процессы в ЛНЧ, состоящей в данном случае из дросселя с индуктивностью L и резистивного элемента с сопротивлением R , описываются следующим дифференциальным уравнением состояния ЛНЧ

$$L \frac{di(t)}{dt} + Ri(t) = u(t). \quad (2)$$

Применяя метод припасовывания к решениям уравнения (2) на каждом из этих интервалов, получаем следующее разностное уравнение состояния ЛНЧ

$$i((n + 1)T_k) = d(T_k)i(nT_k) + (1 - d(T_k) + d(T_k - t_{c,n}) - d(0.5T_k - t_{\phi,n}))I, \quad (3)$$

где $d(t) = e^{-tR/L}$; $I = U/R$ – максимально возможное значение тока нагрузки $i(t)$.

Аналогичным образом, рассматривая процессы в РТ на каждом из указанных интервалов и применяя метод припасовывания к уравнениям ПИ-алгоритма управления (1) с учетом уравнения сигнала ошибки $e(kT_d) = U_3(kT_d) - u_{дт}(kT_d)$, получаем следующие разностные уравнения:

$$u_n((n + 1)T_k) = u_n(nT_k) + K_n(U_3 - K_{дт}i(nT_k));$$

$$u_y(nT_k) = u_n(nT_k) + K_n(U_3 - K_{дт}i(nT_k)); \quad (4)$$

$$u_y((n + 0.5)T_k) = u_n(nT_k) + K_n(U_3 - K_{дт}i(nT_k)); \quad (5)$$

$$u_n((n + 1)T_k) = u_n(nT_k) + 2K_nU_3 - K_nK_{дт}((1 + d(0.5T_k))i(nT_k) + (d(0.5T_k - t_{c,n}) - d(0.5T_k))I); \quad (6)$$

$$u_y(nT_k) = u_n(nT_k) + K_n(U_3 - K_{дт}i(nT_k));$$

$$u_y((n + 0.5)T_k) = u_n(nT_k) + (K_n + K_n)U_3K_{дт} \times \quad (7)$$

$$\times ((K_n + K_n d(0.5T_k))i(nT_k) + K_n(d(0.5T_k - t_{c,n}) - d(0.5T_k))I),$$

где (4) и (5) – уравнение интегральной составляющей $u_n(kT_d)$ сигнала управления $u_y(kT_d)$ (уравнение состояния РТ) и уравнения самого

сигнала управления $u_y(kT_d)$ на выходе РТ в начале и в середине n -ого периода T_k при $f_d = f_k$, когда $k = n$ и $T_d = T_k$ (рис. 2, а), а (6) и (7) – соответственно при $f_d = 2f_k$, когда $k = 2n$ и $T_d = 0.5T_k$ (рис. 2, б).

Исходя из принципа действия ШИМ1, получаем следующие уравнения замыкания САР (уравнения длительностей интервалов $t_{c,n}$ и $t_{\phi,n}$):

$$t_{c,n} = K_{ш} u_y(nT_k); \quad t_{\phi,n} = 0.5T_k - K_{ш} u_y((n+0.5)T_k), \quad (8)$$

где $K_{ш} = 0.5T_k / U_{y,max}$ – коэффициент передачи ШИМ1; $U_{y,max}$ – максимальное значение сигнала управления $u_y(kT_d)$, соответствующее насыщению ШИП.

Подставляя уравнения (5) в уравнения (8), получаем уравнения замыкания САР при $f_d = f_k$:

$$\begin{aligned} t_{c,n} &= K_{ш} (u_n(nT_k) + K_n (U_3 - K_{дт} i(nT_k))); \\ t_{\phi,n} &= 0.5T_k - K_{ш} (u_n(nT_k) + K_n (U_3 - K_{дт} i(nT_k))). \end{aligned} \quad (9)$$

Аналогично, подставляя уравнения (7) в уравнения (8), получаем уравнения замыкания САР при $f_d = 2f_k$:

$$\begin{aligned} t_{c,n} &= K_{ш} (u_n(nT_k) + K_n (U_3 - K_{дт} i(nT_k))); \quad t_{\phi,n} = 0.5T_k - K_{ш} \times \\ &\times (u_n(nT_k) + (K_n + K_n) U_3 K_{дт} ((K_n + K_n d(0.5T_k)) i(nT_k) + \\ &+ K_n (d(0.5T_k - t_{c,n}) - d(0.5T_k)) i)). \end{aligned} \quad (10)$$

Здесь необходимо отметить, что длительности интервалов $t_{c,n}$ и $t_{\phi,n}$ ограничены «снизу», так как они не могут быть отрицательными, и «сверху», в силу возможности насыщения ШИП. Данное обстоятельство учитывается следующими неравенствами:

$$0 \leq t_{c,n} \leq 0.5T_k; \quad 0 \leq t_{\phi,n} \leq 0.5T_k. \quad (11)$$

Итак, совокупности выражений (3), (4), (9) и (11) и выражений (3), (6), (10) и (11) являются математическими моделями исследуемой САР соответственно при $f_d = f_k$ и $f_d = 2f_k$ и представляют собой нелинейные двумерные отображения первого порядка.

Дальнейший анализ устойчивости рассматриваемой САР сводится к анализу устойчивости однократной неподвижной точки ее отображения, которая соответствует нормальному режиму ее работы. Для этого необходимы уравнения координат i_N , $u_{i,N}$, $t_{c,N}$ и $t_{\phi,N}$ этой точки, а также уравнения матрицы Якоби отображения САР. Матрица Якоби J отображения является

некоторой функцией расширенного вектора состояния САР $X(nT_k) = [i(nT_k); u_n(nT_k); t_{c,n}; t_{\phi,n}]^T$ и представляет собой следующую матрицу частных производных

$$J = f(X(nT_k)) = \begin{bmatrix} j_{1,1} & j_{1,2} \\ j_{2,1} & j_{2,2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \partial i((n+1)T_k) / \partial i(nT_k) & \partial i((n+1)T_k) / \partial u_n(nT_k) \\ \partial u_n((n+1)T_k) / \partial i(nT_k) & \partial u_n((n+1)T_k) / \partial u_n(nT_k) \end{bmatrix}, \quad (12)$$

причем уравнения элементов $j_{1,1}$, $j_{1,2}$, $j_{2,1}$ и $j_{2,2}$ этой матрицы могут быть получены путем дифференцирования, сначала по $\partial i(nT_k)$, затем по $\partial u_n(nT_k)$, уравнений (3), (4) и (9) при $f_d = f_k$ и уравнений (3), (6) и (10) при $f_d = 2f_k$, соответственно. Этими же уравнениями можно воспользоваться и для вычисления координат неподвижной точки. Для этого в них необходимо произвести следующую замену:

$$\begin{aligned} i((n+1)T_k) &= i(nT_k) = i_N; \quad u_n((n+1)T_k) = u_n(nT_k) = u_{n,N}; \\ t_{c,n} &= t_{c,N}; \quad t_{\phi,n} = t_{\phi,N} \end{aligned} \quad (13)$$

и далее решить их совместно относительно искомым координат i_N , $u_{n,N}$, $t_{c,N}$ и $t_{\phi,N}$.

Условия устойчивости неподвижной точки отображения САР заключаются в том, чтобы собственные числа λ_1 и λ_2 матрицы J , вычисленные в этой точке, т. е. при $i(nT_k) = i_N$, $u_n(nT_k) = u_{n,N}$, $t_{c,n} = t_{c,N}$ и $t_{\phi,n} = t_{\phi,N}$, были по модулю меньше единицы. Представим эти условия в виде следующих неравенств [6]:

$$\left| \lambda_1|_{x=x_N} \right| < 1; \quad \left| \lambda_2|_{x=x_N} \right| < 1, \quad (14)$$

где $X_N = [i_N; u_{n,N}; t_{c,N}; t_{\phi,N}]^T$ – вектор координат неподвижной точки.

Перед построением границ областей устойчивости САР необходимо провести предварительный ее синтез. Методика синтеза рассматриваемой САР, исходящая из условия обеспечения ее предельного быстродействия при ограниченной частоте f_k , приведена в работе [5]. В результате синтеза по данной методике получены следующие значения параметров САР: $T_k = 1$ мс, $R = 0.25$ Ом, $L = 1.33$ мГн, $U = 50$ В, $U_3 = 10$ В, $U_{y,\max} = 10$ В, $K_{\Pi} = 1$, $K_{\Pi} = 0.158$ и $K_{дт} = 0.2$.

Рассмотрим границы областей устойчивости САР в пространстве ее параметров U_3 , R и $K_{п}$. В качестве бифуркационного параметра примем $K_{п}$. Расчет его граничного значения $K_{п,гр}$, при котором происходит нарушение устойчивости САР, организован следующим образом. При фиксированных значениях параметров U_3 и R и изменении параметра $K_{п}$ с определенным шагом на каждом шаге вычисляются координаты неподвижной точки i_N , $u_{и,N}$, $t_{с,N}$ и $t_{ф,N}$, элементы матрицы J и ее собственные числа в этой точке до тех пор, пока не нарушится какое-либо из неравенств (14). После этого фиксируется номер l наибольшего по модулю собственного числа и находится граничное значение $K_{п,гр}$ как корень (функция root) относительно $K_{п}$ следующего нелинейного уравнения

$$K_{п,гр} = \text{root} \left(\left| \lambda_l \Big|_{x=x_N} \right| = 1 \right). \quad (15)$$

Граничные поверхности областей устойчивости САР, рассчитанные при $f_d = f_k$ и $f_d = 2f_k$ по уравнению (15) в диапазонах значений параметра U_3 от 1 В до 15 В и параметра R от 0.05 Ом до 0.35 Ом, приведены на рис. 3. Области устойчивости САР располагаются ниже соответствующих поверхностей. Здесь необходимо отметить, что при значениях $K_{п}$, больших его граничного значения $K_{п,гр}$, в указанных диапазонах значений U_3 и R наблюдается классический механизм потери устойчивости САР, а именно бифуркация удвоения периода колебаний, причем только за счет нарушения второго из неравенств (14).

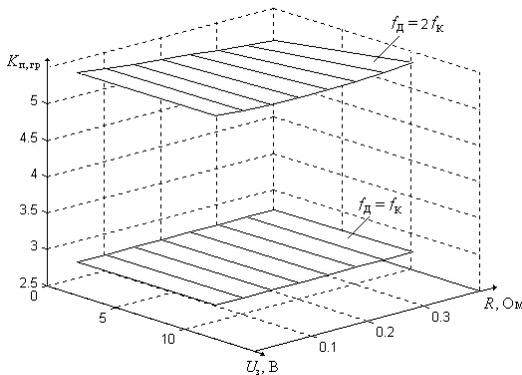


Рис. 3. Граничные поверхности областей устойчивости цифровой САР

Исследование микроструктуры полученных граничных поверхностей показывает, что при $f_d = f_k$ граничное значение $K_{п,гр}$ параметра $K_{п}$ практически не изменяется, а при $f_d = 2f_k$ – претерпевает незначительные изменения при изменении параметров U_3 и R относительно их расчетных значений $R = 0.25$ Ом и $U_3 = 10$ В. Исследование макроструктуры этих поверхностей показывает, что при $f_d = 2f_k$ граничное значение $K_{п,гр}$ параметра $K_{п}$ примерно в два раза больше, чем при $f_d = f_k$. При этом, как видно из рис. 3, расчетное значение $K_{п} = 1$ параметра $K_{п}$, полученное в результате синтеза, располагается значительно ниже граничной поверхности при $f_d = f_k$, а, следовательно, и ниже граничной поверхности при $f_d = 2f_k$.

Таким образом, на основе полученных результатов можно сделать следующие выводы:

1. выбор значения коэффициента передачи пропорционального канала регулятора, большего, чем его расчетное значение, получаемое в результате синтеза по методике, приведенной в работе [5], и меньшего, чем его граничное значение, получаемое в результате анализа, позволяет повысить ее быстродействие, не приводя при этом к возникновению в ней автоколебаний на субгармонических частотах в широких диапазонах возможных изменений сопротивления нагрузки и сигнала задания тока нагрузки относительно их расчетных значений;

2. увеличение частоты дискретизации аналого-цифровых преобразователей микроконтроллера вдвое по отношению к частоте коммутации силовых ключей широтно-импульсного преобразователя приводит к значительному расширению областей устойчивости системы, что позволяет еще более повысить быстродействие системы.

Литература

1. Белов Г. А. Динамика импульсных преобразователей. — Чебоксары: Изд-во Чуваш. ун-та, 2001. — 528 с.
2. Глазенко Т. А., Сеницын В. А., Толмачев В. А. Сравнительный анализ динамических характеристик транзисторных широтно-импульсных преобразователей // Электротехника. — 1988. — № 3. — С. 70–75.
3. Гурьянов В. А., Кротенко В. В. Цифровая система управления источника тока, построенного на основе транзисторного ШИП // Научно-технический вестник СПбГИТМО. Вып. 3. — СПб.: Изд-во СПбГИТМО (ТУ), 2001. — С. 120–125.

4. *Охоткин Г. П.* Анализ и синтез САР тока с ПИ-регулятором и ШИМ-1 // Информационные технологии в электротехнике и электроэнергетике / Материалы III Всерос. науч.-техн. конф. – Чебоксары: Изд-во Чуваш. ун-та, 2000. – С. 153–159.

5. A DMOS 3A, 55V, H-Bridge: The LMD18200. Data Sheet. National Semiconductor Corporation. – 1999.

6. Micro Converter ADuC831, 12-Bit ADCs and DACs With Embedded 62 kBytes Flash MCU. Data Sheet. Analog Devices. 2002.

// Информация и управление в технических системах: [Сб. ст.] / Гл. ред. Ю. А. Гачин. – СПб.: СПбГИТМО(ТУ), 2003. – (Научно-технический вестник / С.-Петерб. гос. ин-т точ. механики и оптики (техн.ун-т (ТУ)); Вып. 10). – С. 205–211.

Дмитрий Владимирович Осипов
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ АНАЛИЗА УСТОЙЧИВОСТИ СИСТЕМ АВТОМАТИЧЕСКОГО РЕГУЛИРОВАНИЯ ТОКА С ШИРОТНО-ИМПУЛЬСНЫМИ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯМИ

Приведено описание программного комплекса, разработанного в среде MATLAB, для анализа устойчивости систем автоматического регулирования тока, построенных на базе широтно-импульсных преобразователей, с различными типами регуляторов тока и сглаживающих фильтров. Комплекс позволяет автоматически на основе минимума исходных данных формировать ряд m-файлов среды MATLAB, задающих программные модели рассматриваемых систем и необходимых для анализа их устойчивости, что значительно упрощает написание программ и их отладку, особенно в случае систем высокого порядка.

Введение

В системах силовой электроники, в частности в импульсных системах автоматического регулирования (САР) тока малой и средней мощности, находят широкое применение импульсные преобразователи постоянного напряжения (ИППН). При этом, как показывает практика, предпочтение отдается ИППН, построенным на базе транзисторных широтно-импульсных преобразователей (ШИП).

Одной из перспективных областей применения ШИП являются мощные САР тока программируемой формы для установок нестационарного электролиза, способные формировать в нагрузке импульсы тока произвольной формы. Принципы построения таких САР и технические требования к ним рассмотрены в работе [1].

Для анализа устойчивости САР с ШИП широко применяются методы теории линейных импульсных систем. Но они имеют ряд существенных ограничений и пригодны только при решении локальных задач на различных этапах нелинейного анализа. Перспективны в этом отношении методы теории бифуркаций и метод точечных отображений [2]. Применение этих методов ориентировано на ПЭВМ и требует наличия программных моделей САР.

В настоящее время существует множество программных моделей САР [3, 4], и все они формируются по одной общей схеме, состоящей из двух этапов. Первый этап представляет собой вывод расчетных соотношений, задающих математическую модель САР в виде точечного отображения. На втором этапе на основе этих соотношений пишутся программы, как правило, на языках программирования высокого уровня.

Для САР невысокого порядка N , например $N = 2$, необходимые расчетные соотношения могут быть легко получены в виде компактных обозримых формул [5, 6]. В случае САР высокого порядка некоторые из этих формул становятся громоздкими и трудно воспринимаемыми, что значительно затрудняет написание программ и их отладку.

Задачей данной работы является разработка программного комплекса для анализа устойчивости САР любого порядка. Программный комплекс разрабатывается в среде MATLAB.

В качестве примера рассматривается одномодульная САР тока, состоящая из одноконтурной системы управления с регулятором тока (РТ), формирующим пропорционально-интегрально-дифференциальный (ПИД) закон управления, реверсивного ШИП, осуществляющего коммутацию цепи фильтра с нагрузкой по несимметричному закону, и однозвенного индуктивно-емкостного сглаживающего фильтра (LC -фильтра).

Структурная схема САР

Структурная схема рассматриваемой САР приведена на рис. 1, а временные диаграммы ее работы в установившемся режиме – на рис. 2.

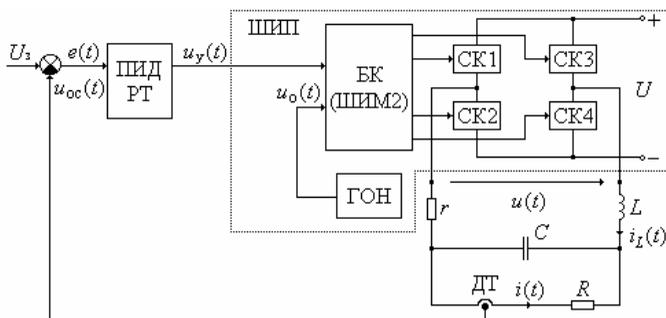


Рис. 1. Структурная схема САР

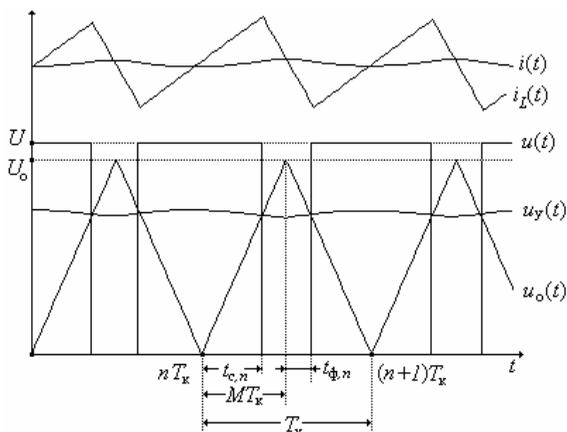


Рис. 2. Временные диаграммы работы САР

САР содержит сумматор, РТ, реализующий ПИД закон управления, ШИП, построенный на основе генератора опорного напряжения (ГОН), блока компараторов (БК) и силового каскада мостового типа на четырех транзисторных силовых ключах (СК1-СК4) с напряжением питания U , LC – фильтр с индуктивностью дросселя L и емкостью конденсатора C , нагрузку R и датчик тока нагрузки (ДТ) с коэффициентом передачи $K_{дт}$.

Сумматор формирует сигнал ошибки $e(t) = U_3 - u_{oc}(t)$, где U_3 – сигнал задания тока нагрузки $i(t)$, а $u_{oc}(t) = K_{дт} i(t)$ – сигнал обратной связи, поступающий с ДТ и пропорциональный истинному значению тока нагрузки $i(t)$. РТ преобразует сигнал ошибки $e(t)$ в

сигнал управления $u_y(t)$. ГОН формирует опорный сигнал $u_o(t)$ пилообразной формы с амплитудой U_o , периодом T_k и глубиной модуляции M ($0 \leq M \leq 1$):

$$u_o(t) = \begin{cases} \frac{t U_o}{M T_k}, & \text{если } t' < M T_k; \\ \frac{(T_k - t) U_o}{(1 - M) T_k}, & \text{если } t' \geq M T_k, \end{cases} \quad (1)$$

где $t' = \text{mod}(t/T_k)$, mod – функция остатка от деления. БК осуществляет сравнение сигнала управления $u_y(t)$ с опорным сигналом $u_o(t)$, реализуя широтно-импульсную модуляцию второго рода (ШИМ-2) и обеспечивая совместно с СК1-СК4 несимметричный закон коммутации. Таким образом, выходной сигнал ШИП $u(t)$ представляет собой последовательность прямоугольных импульсов с амплитудой U , срез и фронт которых на n -м периоде T_k формируются в моменты времени $t_{c,n}$ и $t_{ф,n}$ соответственно.

Линейная математическая модель САР

Линейная математическая модель рассматриваемой САР приведена на рис. 3, где $I_{cp}(p)$ и $U_{cp}(p)$ – изображения усредненных гладких составляющих тока нагрузки $i(t)$ и выходного напряжения ШИП $u(t)$ соответственно [7].

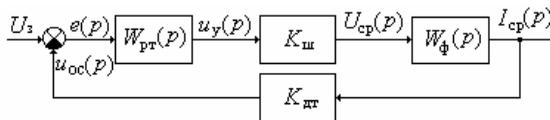


Рис. 3. Линейная модель САР

Передаточная функция LC -фильтра с нагрузкой имеет вид

$$W_{\phi}(p) = \frac{I_{cp}(p)}{U_{cp}(p)} = \frac{K_{\phi}}{a_2 p^2 + a_1 p + 1}, \quad (2)$$

где $K_{\phi} = 1/(R+r)$ – коэффициент передачи фильтра с нагрузкой на постоянном токе; r – суммарное омическое сопротивление, включающее в себя внутреннее сопротивление источника питания си-

лового каскада, выходное сопротивление силового каскада и сопротивление обмотки дросселя фильтра; $a_1 = (T_L + T_C)rK_\Phi$; $a_2 = T_L T_C r K_\Phi$; $T_L = L/r$ и $T_C = RC$ – индуктивная и емкостная постоянные времени LC -фильтра с нагрузкой.

ШИП представлен пропорциональным звеном с коэффициентом передачи $K_{ш} = U/U_0$.

Передаточная функция РТ имеет вид

$$W_{\text{рт}}(p) = \frac{u_y(p)}{e(p)} = K_{\text{н}} \frac{T_{\text{и}} T_{\text{д}} p^2 + T_{\text{и}} p + 1}{T_{\text{и}} p (T_{\text{д}} p + 1)}, \quad (3)$$

где $K_{\text{н}}$ – коэффициент передачи РТ; $T_{\text{и}}$ – постоянная времени интегрирования РТ; $T_{\text{д}}$ – постоянная времени дифференцирования РТ; T – постоянная времени дополнительного инерционного звена [7].

Согласно [7] параметры передаточной функции РТ рассчитываются по следующим формулам, полученным из условия настройки ки САР на технический оптимум,

$$K_{\text{н}} = a_1 / (2T_{\text{д}} K_{\text{ш}} K_{\Phi}); T_{\text{и}} = a_1; T_{\text{д}} = a_2 / a_1. \quad (4)$$

Нелинейная математическая модель САР

Алгоритм формирования нелинейной математической модели в виде точечного отображения изложен в работе [5]. Отправным пунктом этого алгоритма является модель линейной непрерывной части (ЛНЧ) САР, заданная в виде векторно-матричных уравнений с помощью четверки матриц **A**, **B**, **C** и **D**

$$\frac{dX}{dt} = AX(t) + BU(t); \quad (5)$$

$$Y(t) = CX(t) + DU(t), \quad (6)$$

где (5) – уравнение состояния ЛНЧ; (6) – уравнение выхода ЛНЧ; $X(t)$ – вектор внутренних сигналов (вектор состояния) ЛНЧ; $U(t)$ – вектор входных сигналов (вектор входа) ЛНЧ; $Y(t)$ – вектор выходных сигналов (вектор выхода) ЛНЧ; **A** и **C** – матрицы коэффициентов при внутренних сигналах ЛНЧ; **B** и **D** – матрицы коэффициентов при входных сигналах ЛНЧ.

ЛНЧ рассматриваемой САР состоит из LC -фильтра с нагрузкой и РТ. На входе ЛНЧ действуют сигнал задания тока нагрузки U_3 и выходной сигнал ШИП $u(t)$. Внутренними сигналами ЛНЧ являются

ток дросселя фильтра $i_L(t)$, ток нагрузки $i(t)$, сигнал управления $u_y(t)$ и его интегральная составляющая $u_u(t)$. В тоже время сигнал управления $u_y(t)$ является выходным сигналом ЛНЧ. В этом случае векторы $X(t)$, $Y(t)$ и $U(t)$, а также матрицы \mathbf{A} , \mathbf{B} , \mathbf{C} и \mathbf{D} имеют вид

$$X(t) = [i_L(t); i(t); u_y(t); u_u(t)]^T; Y(t) = [u_y(t)]^T; U(t) = [u(t); U_3]^T;$$

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} -\frac{r}{L} & -\frac{R}{L} & 0 & 0 \\ \frac{1}{RC} & -\frac{1}{RC} & 0 & 0 \\ -\frac{K_{дт}K_n T_d}{T_\mu RC} & \frac{K_{дт}K_n}{T_\mu} \left(\frac{T_d}{RC} - 1 \right) & -\frac{1}{T_\mu} & \frac{1}{T_\mu} \\ 0 & -\frac{K_{дт}K_n}{T_\mu} & 0 & 0 \end{bmatrix}; \mathbf{B} = \begin{bmatrix} \frac{1}{L} & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & \frac{K_n}{T_\mu} \\ 0 & \frac{K_n}{T_\mu} \end{bmatrix}; \quad (7)$$

$$\mathbf{C} = [0 \quad 0 \quad 1 \quad 0]; \mathbf{D} = [0 \quad 0],$$

где K_n , T_μ и T_d определяются по формулам (4).

Следуя этому алгоритму получаем векторно-матричное разностное уравнение состояния ЛНЧ, связывающее значение вектора состояния $X(t)$ в момент времени $(n+1)T_k$ со значением вектора состояния $X(t)$ в момент времени nT_k ,

$$X((n+1)T_k) = f(X(nT_k)) = F(T_k)X(nT_k) + V(T_k)U(nT_k) + V((1-M)T_k - t_{\phi,n}) (U(nT_k + MT_k + t_{\phi,n}) - U(nT_k - t_{c,n})) - V(T_k - t_{c,n}) (U(nT_k) - U(nT_k - t_{c,n})), \quad (8)$$

где $U(nT_k) = U(nT_k + MT_k + t_{\phi,n}) = [U, U_3]^T$; $U(nT_k - t_{c,n}) = [0, U_3]^T$, а также два нелинейных уравнения

$$f_c(t_{c,n}, X(nT_k)) = C(F(t_{c,n})X(nT_k) + V(t_{c,n})U(nT_k)) + DU(nT_k + t_{c,n}) - \frac{U_o t_{c,n}}{MT_k} = 0; \quad (9)$$

$$f_\phi(t_{c,n}, t_{\phi,n}, X(nT_k)) = C(F(MT_k + t_{\phi,n})X(nT_k) + V(MT_k + t_{\phi,n})U(nT_k) + V(MT_k - t_{c,n} + t_{\phi,n}) (U(nT_k + t_{c,n}) - U(nT_k))) + DU(nT_k + MT_k + t_{\phi,n}) - \frac{U_o ((1-M)T_k - t_{\phi,n})}{(1-M)T_k} = 0, \quad (10)$$

необходимых для вычисления моментов времени $t_{c, n}$ и $t_{\phi, n}$ соответственно.

Совокупность уравнений (8)–(10) представляет собой нелинейное N -мерное отображение первого порядка, заданное неявно, и является нелинейной математической моделью рассматриваемой САР ($N = 4$).

Особый интерес в этих уравнениях представляют фундаментальная матрица ЛНЧ $F(t)$ и матрица $V(t)$, учитывающая влияние вектора входных сигналов $U(t)$. Аналитические выражения для вычисления значений элементов матриц $F(t)$ и $V(t)$ могут быть получены по формулам

$$F(t) = L^{-1} \left[\frac{\text{adj}(pI - A)}{\det(pI - A)} \right]; \quad (11)$$

$$V(t) = \int_{t_0}^t F(t - \theta) d\theta B. \quad (12)$$

Для рассматриваемой САР

$$\det(pI - A) = p(p + 1/T) (p^2 + 2\alpha p + 1/T_{\phi}^2), \quad (13)$$

где $\alpha = (1/RC + r/L)/2$, $T_{\phi} = \sqrt{RLC/(R+r)}$.

Вид требуемых выражений зависит от характера корней характеристического уравнения $\det(pI - A) = 0$ матрицы A . Первые два корня соответственно равны $p_1 = 0$ и $p_2 = -1/T$, а вторые два определяются по формуле

$$p_{3,4} = -\alpha \pm \sqrt{\alpha^2 - 1/T_{\phi}^2}. \quad (14)$$

Здесь возможны два случая. В первом случае, если $\alpha^2 \geq 1/T_{\phi}^2$, то корни p_3 и p_4 являются действительными. В этом случае

$$\det(pI - A) = p(p + 1/T) (p - p_3)(p - p_4). \quad (15)$$

Во втором случае, если $\alpha^2 < 1/T_{\phi}^2$, то корни $p_{3,4} = -\alpha \pm j\omega_0$ являются комплексно-сопряженными, где $\omega_0 = \sqrt{1/T_{\phi}^2 - \alpha^2}$. В этом случае

$$\det(pI - A) = p(p + 1/T_{\mu}) [(p + \alpha)^2 + \omega_0^2]. \quad (16)$$

На основе формул (11)–(16) с помощью пакета прикладных программ SYMBOLIC MATHEMATICS TOOLBOX среды MATLAB реал-

лизованы вспомогательные процедуры разрабатываемого программного комплекса, позволяющие автоматически формировать m-файлы среды MATLAB, необходимые для вычисления значений элементов матриц $F(t)$ и $V(t)$. Исходными данными для этих процедур являются матрицы \mathbf{A} и \mathbf{B} , записанные в символьном виде.

Область устойчивости САР

Для построения области устойчивости рассматриваемой САР необходимы расчетные соотношения для вычисления значений элементов матрицы Якоби отображения (8)–(10), ее собственных чисел и координат неподвижной точки этого отображения.

Матрица Якоби отображения представляет собой производную

$$\mathbf{J} = \frac{d\mathbf{X}[(n+1)\mathcal{T}_k]}{d\mathbf{X}(n\mathcal{T}_k)}. \quad (17)$$

Подставляя (8) в (17) с учетом (9) и (10) получаем требуемые соотношения для матрицы Якоби в виде

$$\begin{aligned} \mathbf{J} = & \mathbf{F}(\mathcal{T}_k) - \mathbf{F}((1-M)\mathcal{T}_k - t_{\phi,n})\mathbf{B}(\mathbf{U}_n - \mathbf{U}_n) \frac{\partial t_{\phi,n}}{\partial \mathbf{X}} + \\ & + \mathbf{F}(\mathcal{T}_k - t_{c,n})\mathbf{B}(\mathbf{U}_n - \mathbf{U}_n) \frac{\partial t_{c,n}}{\partial \mathbf{X}}; \end{aligned} \quad (18)$$

где $\mathbf{U}_n = \mathbf{U}(n\mathcal{T}_k) = \mathbf{U}(n\mathcal{T}_k + M\mathcal{T}_k + t_{\phi,n}) = [U, U_3]^T$; $\mathbf{U}_n = \mathbf{U}(n\mathcal{T}_k - t_{c,n}) = [0, U_3]^T$;

$$\frac{dt_{\phi,n}}{d\mathbf{X}} = - \frac{\frac{\partial f_{\phi}}{\partial \mathbf{X}}}{\frac{\partial f_{\phi}}{\partial t_{\phi,n}}};$$

$$\frac{\partial f_{\phi}}{\partial \mathbf{X}} = \mathbf{C} \left(\mathbf{F}(M\mathcal{T}_k + t_{\phi,n}) + \mathbf{F}(M\mathcal{T}_k - t_{c,n} + t_{\phi,n})\mathbf{B}(\mathbf{U}_n - \mathbf{U}_n) \frac{\partial t_{c,n}}{\partial \mathbf{X}} \right);$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial f_{\phi}}{\partial t_{\phi,n}} = & \mathbf{C}(\mathbf{F}(M\mathcal{T}_k + t_{\phi,n})\mathbf{A}\mathbf{X} + \mathbf{F}(M\mathcal{T}_k + t_{\phi,n})\mathbf{B}\mathbf{U}_n - \\ & - \mathbf{F}(M\mathcal{T}_k - t_{c,n} + t_{\phi,n})\mathbf{B}(\mathbf{U}_n - \mathbf{U}_n)) + \frac{U_o}{(1-M)\mathcal{T}_k}; \end{aligned}$$

$$\frac{dt_{c,n}}{d\mathbf{X}} = - \frac{\frac{\partial f_c}{\partial \mathbf{X}}}{\frac{\partial f_c}{\partial t_{c,n}}}; \quad \frac{\partial f_c}{\partial \mathbf{X}} = \mathbf{C}\mathbf{F}(t_{c,n}); \quad \frac{\partial f_c}{\partial t_{c,n}} = \mathbf{C}(\mathbf{F}(t_{c,n})\mathbf{A}\mathbf{X} + \mathbf{F}(t_{c,n})\mathbf{B}\mathbf{U}_n) - \frac{U_o}{M\mathcal{T}_k}.$$

Собственные числа матрицы Якоби λ_i ($i = 1, 2, 3, 4$) находят-ся как корни ее характеристического уравнения $\det(\lambda I - J) = 0$.

Координаты простой неподвижной точки X_* , t_{c*} и $t_{\phi*}$ нахо-дятся в результате решения системы нелинейных алгебраических уравнений

$$\begin{cases} F(T_K)X_* - X_* + V(T_K)U_{II} + (V((1-M)T_K - t_{\phi*}) - V(T_K - t_{c*}))(U_{II} - U_{II}) = 0; \\ C(F(t_{c*})X_* + V(t_{c*})U_{II}) + DU_{II} - \frac{U_o t_{c*}}{MT_K} = 0; \\ C(F(MT_K + t_{\phi*})X_* + V(MT_K + t_{\phi*})U_{II} - V(MT_K - t_{c*} + t_{\phi*})(U_{II} - U_{II})) + \\ + DU_{II} - \frac{U_o((1-M)T_K - t_{\phi*})}{(1-M)T_K} = 0, \end{cases} \quad (19)$$

полученной подстановкой $X(nT_K) = X((n+1)T_K) = X_*$, $t_{c,n} = t_{c*}$, $t_{\phi,n} = t_{\phi*}$ в уравнения (8)–(10).

Согласно [6] однократная неподвижная точка отображения устойчива, если все собственные числа матрицы Якоби отображе-ния в этой точке по модулю меньше единицы

$$\left| \lambda_i \Big|_{t_{c,n}=t_{c*}, t_{\phi,n}=t_{\phi*}, X(nT_K)=X((n+1)T_K)=X_*} \right| < 1, \quad (i = 1, 2, 3, 4). \quad (20)$$

В качестве бифуркационного параметра выбран сигнал зада-ния тока нагрузки U_3 . Расчет его критического значения $U_{3, \text{кр}}$, при котором происходит нарушение устойчивости, организован следующим образом. При фиксированных значениях остальных параметров и изменении U_3 с определенным шагом на каждом ша-ге вычисляются значения координат простой неподвижной точки отображения X_* , t_{c*} , $t_{\phi*}$ по выражениям (19), значения элементов матрицы Якоби в этой точке по выражениям (18) и ее собственные числа до тех пор, пока не нарушится условие (20). После чего фик-сируется номер i наибольшего по модулю собственного числа и средствами среды MATLAB уточняется решение соответствующего уравнения

$$|\lambda_i| = f(U_{3, \text{кр}}) = 1. \quad (21)$$

Так, например при $R = 0.5 \text{ Ом}$, $r = 0.03 \text{ Ом}$, $L = 17.21 \text{ мкГн}$, $C = 81.7 \text{ мкФ}$, $U = 36 \text{ В}$, $U_o = 10 \text{ В}$, $T_K = 250 \text{ мкс}$, $T_{II} = 34.8 \text{ мкс}$, $T_{II} = 38.1 \text{ мкс}$ и $M = 0.9999$ область устойчивости имеет вид, пред-ставленный на рис. 4. Она заключена между кривыми 1-4. Кривая 1

соответствует $U_{3, \max} = UK_{\phi} K_{\text{дт}}$, а кривая 2 – $U_{3, \min} = 0$. Кривые 3 и 4 получены в результате решения уравнения (21).

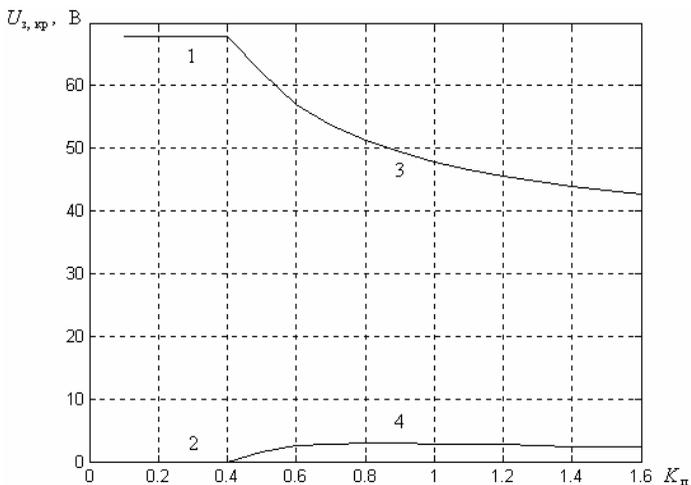


Рис. 4. Область устойчивости САР

Работа выполнена при финансовой поддержке Конкурсного Центра Фундаментального Естествознания (грант М02-3.2К-296).

Литература

1. Белов Г. А. Динамика импульсных преобразователей. – Чебоксары: Изд-во Чуваш. ун-та, 2001. – 528 с.
2. Белов Г. А., Мочалов М. Ю. Исследование на ЭВМ динамики преобразовательного устройства с произвольной структурой силовой части // Технические науки: сегодня и завтра / Тез. докл. юбил. итог. науч. конф. – Чебоксары: Изд-во Чуваш. ун-та, 1997. – С. 51–53.
3. Мочалов М. Ю. Моделирование схем силового электроники с использованием языков программирования высокого уровня // Динамика нелинейных дискретных электротехнических и электронных систем: Материалы IV Всерос. науч.-техн. конф. – Чебоксары: Изд-во Чуваш. ун-та, 2001. – С. 128–130.
4. Охоткин Г. П. Анализ и синтез САР тока с ПИ-регулятором и ШИМ-1 // Информационные технологии в электротехнике и электроэнергетике / Материалы III Всерос. науч.-техн. конф. – Чебоксары: Изд-во Чуваш. ун-та, 2000. – С. 153–159.
5. Синецкин В. А., Толмачев В. А., Томасов В. С. Принципы построения и пути совершенствования технических характеристик мощных источни-

ков электропитания с произвольной формой выходного параметра // Изв. вузов. Приборостроение. – 1996. – Т. 39. – № 4. – С. 47–54.

6. *Толмачев В. А., Осипов Д. В.* Анализ устойчивости к автоколебаниям на субгармонических частотах импульсных источников тока программируемой формы. // Научно-технический вестник СПбГИТМО (ТУ). Вып. 3. Физические процессы, системы и технологии точной механики. – СПб.: Изд-во СПбГИТМО (ТУ), 2001. – С. 132–136.

7. *Толмачев В. А.* Синтез системы управления регулируемого источника тока с индуктивно-емкостным фильтром // Изв. вузов. Приборостроение. – 2001. – Т. 44. – № 5. – С. 32–38.

// Современные технологии: Сборник научных статей / Под ред. С. А. Козлова и В. О. Никифорова. – СПб.: СПб ГИТМО (ТУ), 2002. – С. 267–276.

Валерий Александрович Толмачев

Санкт-Петербургский государственный
университет информационных технологий, механики
и оптики (СПбГУ ИТМО), кафедра ЭТиПЭМС

Дмитрий Владимирович Осипов

ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

К АНАЛИЗУ ОСОБЫХ РЕЖИМОВ РАБОТЫ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ МНОГОМОДУЛЬНОГО ИМПУЛЬСНОГО ИСТОЧНИКА ТОКА С ИНДУКТИВНЫМ ФИЛЬТРОМ

Разработан, основанный на методе точечных отображений, подход к анализу устойчивости САР тока с двухмодульным УПУ на базе индуктивного сглаживающего фильтра и транзисторного ШИП с многофазным принципом синхронизации ее модулей.

Актуальность исследования

Системы автоматического регулирования (САР), построенные на основе транзисторных широтно-импульсных преобразователей (ШИП) постоянного напряжения, находят широкое применение в современной преобразовательной технике. Одной из перспективных областей применения САР с ШИП являются мощные источники тока для установок нестационарного электролиза (УНЭ) [1]. Непрерывное повышение требований [2] к статическим и динамическим характеристикам таких источников ставит перед теорией САР новые, все усложняющиеся задачи. К ним в первую очередь относятся задачи синтеза и анализа САР.

Основной задачей синтеза САР тока для УНЭ является обеспечение в нагрузке (гальванической ванне) импульсов тока требуемой формы и поддержание ее в широких диапазонах возможных изменений параметров САР, в частности, самой нагрузки САР. Перспективны в этом отношении САР с N -модульными, где N – число модулей, усилительно-преобразовательными устройствами (УПУ) на базе транзисторных ШИП, построенные на основе одинаковых по структуре, соединенных параллельно друг другу и работающих на общую нагрузку модулей, каждый из которых состоит, в общем случае, из системы управления (СУ), ШИП и сглаживающего фильтра.

Существует большое множество структур САР с N -модульными УПУ, и все они могут быть классифицированы в зависимости от принципа синхронизации их модулей и от взаимного соотношения частот коммутации f_k силовых ключей (СК) ШИП каждого из модулей следующим образом [3]: 1) модули САР работают синхронно, т. е. без сдвига фаз опорных напряжений их ШИП и на одной и той же частоте f_k (синфазный принцип синхронизации модулей); 2) модули САР работают независимо друг от друга и на разных частотах f_k ; 3) модули САР работают с перемежением во времени, т. е. с некоторым сдвигом фаз опорных напряжений их ШИП и на одинаковых частотах f_k (многофазный принцип синхронизации модулей).

В первом случае N -модульная САР работает как одна «большая» одномодульная и характеризуется высоким уровнем амплитуды Δ пульсаций своего выходного параметра, например тока нагрузки, в квазиустановившемся режиме ее работы. Ярким примером подобных систем являются САР, построенные по принципу «ведущий – ведомый» или так называемые «master – slave» системы [4].

Во втором случае, как показано в работе [3], независимая работа N модулей позволяет снизить среднеквадратичную амплитуду пульсаций выходного параметра САР примерно в $N^{0.5}$ раз относительно Δ . Но наибольший эффект в этом отношении достигается в третьем случае, когда начальная фаза опорного сигнала ШИП каждого модуля САР сдвинута относительно начальной фазы соседнего модуля на величину $1/(Nf_k)$ [5], что позволяет снизить амплитуду пульсаций выходного параметра САР в N раз относительно Δ .

Необходимо отметить, что выбор конкретной структуры САР, а также значений ее параметров связан с решением ряда задач анализа САР, в частности, с задачей анализа ее устойчивости. Эта задача заключается в определении в пространстве параметров САР границ областей, в пределах которых обеспечивается нормальный

режим (НР) ее работы. Нормальным для САР с ШИП является режим, в котором частота установившихся в ней колебаний равна f_k .

При эксплуатации или настройке САР возможны как незначительные, так и значительные изменения ее параметров, которые могут привести к нарушению ее устойчивости, в результате чего в ней возникают так называемые особые или ненормальные режимы ее работы. Характерными для САР с ШИП особыми режимами работы, в которых частота установившихся в ней колебаний не равна f_k , являются режим субгармонических автоколебаний и скользящий режим [6, 7]. Применительно к САР тока для УНЭ такие режимы относятся к нежелательным или даже опасным режимам работы САР. Таким образом, задача анализа устойчивости САР с ШИП является весьма актуальной и представляет собой как практический, так и теоретический интерес.

Если данная задача более или менее решена применительно к САР с одномодульными УПУ, то в отношении САР с N -модульными УПУ, как показывает обзор литературы, она остается открытой. Трудности здесь в первую очередь связаны с тем, что САР с ШИП вообще представляют собой нелинейные импульсные системы, где основными нелинейностями являются ограниченность длительностей импульсов на выходе ШИП, обусловленная возможностью насыщения ШИП, и нелинейность, свойственная самому принципу управления в системе с ШИП. Что же касается САР с N -модульными УПУ, то здесь возникает еще одна трудность, связанная с тем, что такие САР являются многосвязными системами, поскольку электромагнитные процессы в их модулях взаимосвязаны через нагрузку САР.

Отмеченные динамические особенности САР с N -модульными УПУ, а именно нелинейность, импульсность и многосвязность, не дают возможности представить их элементарными динамическими звеньями, что значительно затрудняет математическое описание процессов, протекающих в них. Разработка более или менее адекватных математических моделей таких САР, учитывающих все указанные их особенности и пригодных для анализа их устойчивости, также является актуальной задачей.

Методы исследования

К решению задачи анализа устойчивости САР с ШИП существует подход, основанный на их линеаризации (гармоническая линеаризация, усреднение переменных состояния, статистическая линеаризация) с последующим применением методов теории линейных САР и различных критериев их устойчивости (геометриче-

ский критерий Михайлова, алгебраические критерии Рауса и Гурвица, частотный критерий Найквиста). Но линеаризация имеет ряд существенных ограничений, связанных в первую очередь с тем, что получаемые математические модели САР с ШИП являются приближенными (методическая ошибка), что позволяет анализировать их устойчивость лишь «в малом». Более перспективен в этом отношении метод точеных отображений (МТО), разработанный академиком А. А. Андроновым [8]. МТО применительно к САР с ШИП позволяет учесть практически все их динамические особенности, в силу чего получаемые их математические модели в виде точечных отображений являются точными, что дает возможность анализировать их устойчивость как «в малом», так и «в большом».

Подход к решению задачи анализа устойчивости САР с ШИП, опирающийся на МТО, стал развиваться сравнительно недавно. К настоящему моменту времени в литературе приведено множество разработанных на его основе алгоритмов анализа устойчивости САР с ШИП, рассмотрены различные их структуры. Но все эти алгоритмы, как правило, ориентированы на САР лишь с одномодульными УПУ, а среди указанных структур САР с N -модульными УПУ рассмотрена только «master – slave» [4], которая, как уже отмечено выше, работает как одна «большая» одномодульная.

Целью данной работы является разработка основанного на МТО подхода к анализу устойчивости САР с N -модульными УПУ на базе транзисторных ШИП с многофазным принципом их синхронизации. Поставленная цель потребовала решения задачи, связанной с формированием математических моделей таких САР в виде точечных отображений.

В качестве примера в данной работе рассматривается САР тока с двухмодульным УПУ, структурная схема и временные диаграммы работы которой в НР приведены на рис. 1 и 2 соответственно. САР содержит два модуля, работающих на общую нагрузку R резистивного характера, и одноконтурную СУ, состоящую из датчика тока (ДТ) с коэффициентом передачи $K_{дт}$, источника напряжения задания (ИНЗ) U_3 тока нагрузки и пропорционально-интегрального (ПИ) регулятора тока (РТ) с коэффициентом передачи K_p и постоянной времени интегрирования T_i . Каждый модуль содержит ШИП и индуктивный сглаживающий фильтр с индуктивностью L и активным сопротивлением r . ШИП каждого модуля состоит из блока транзисторных СК (БСК) мостового типа с напряжением питания U , формирователя управляющих импульсов (ФУИ), обеспечивающего несимметричный закон коммутации СК, компаратора (К), обеспечивающего широтно-импульсную модуляцию второго рода (ШИМ-2) с глубиной модуляции $M = 0.5$, и гене-

ратора опорного напряжения (ГОН) $u_o(t)$ треугольной формы с амплитудой U_o , периодом $T_k = 1/f_k$ и длительностями прямого и обратного ходов $T_n = MT_k$. Все структурные элементы и сигналы (рис. 1) первого и второго модулей, а также временные интервалы в пределах периода T_k (рис. 2), соответствующие каждому из этих модулей, обозначены соответственно индексами «1» и «2».

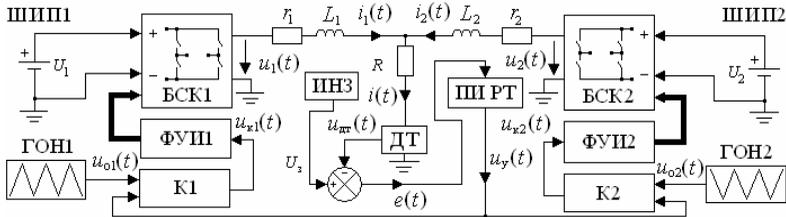


Рис. 1. Структурная схема САР

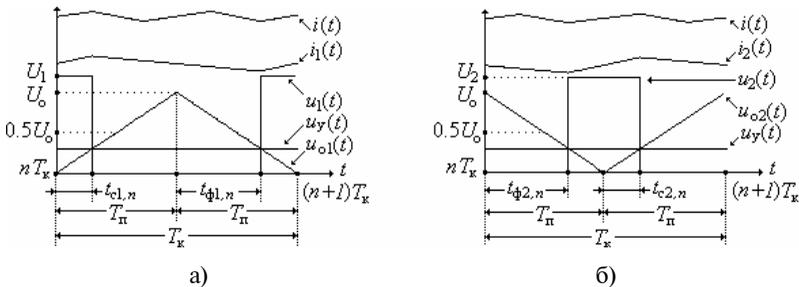


Рис. 2. Временные диаграммы работы первого (а) и второго (б) модулей САР в нормальном режиме

РТ преобразует сигнал ошибки регулирования $e(t) = U_3 - u_{\text{РТ}}(t)$, где $u_{\text{РТ}}(t) = K_{\text{РТ}}i(t)$ – сигнал ДТ; $i(t) = i_1(t) + i_2(t)$ – ток нагрузки; $i_1(t)$ – ток первого, а $i_2(t)$ – ток второго модуля, в сигнал управления $u_y(t) = K_n e(t) + u_n(t)$, где $u_n(t)$ – интегральная его составляющая; $du_n(t)/dt = K_n e(t)/T_n$. Сформированный сигнал $u_y(t)$ сравнивается компараторами К1 и К2 с опорными сигналами $u_{o1}(t)$ и $u_{o2}(t)$, описываемыми соотношениями

$$u_{o1}(t) = t' U_o / T_n; u_{o2}(t) = (T_n - t') U_o / T_n \quad \text{при } (nT_k) \leq t \leq (nT_k + T_n);$$

$$u_{o1}(t) = (T_n - t') U_o / T_n; u_{o2}(t) = t' U_o / T_n \quad \text{при } (nT_k + T_n) \leq t \leq ((n+1)T_k),$$

где $t' = \text{mod}(t/T_k)$; mod – функция остатка от деления, в результате чего на выходах К1 и К2 формируются сигналы $u_{k1}(t)$ и $u_{k2}(t)$

соответственно в виде последовательностей однополярных импульсов с частотой следования f_k и амплитудой, равной напряжению питания компараторов, обычно +5В. Затем ФУИ1 и ФУИ2 преобразуют сигналы $u_{k1}(t)$ и $u_{k2}(t)$ в импульсы, необходимые для управления БСК1 и БСК2, соответственно, и обеспечения несимметричного закона коммутации СК таким образом, что выходные импульсы ШИП1 $u_1(t)$ и ШИП2 $u_2(t)$ есть копии сигналов $u_{k1}(t)$ и $u_{k2}(t)$, но с амплитудами U_1 и U_2 , соответственно, при этом срезы и фронты на n -ом периоде T_k импульсов $u_1(t)$ формируются в конце интервалов времени $t_{c1,n}$ и $t_{\phi1,n}$ (рис. 2, а), а импульсов $u_2(t)$ – в конце интервалов времени $t_{c2,n}$ и $t_{\phi2,n}$ (рис. 2, б) соответственно.

Математическая модель САР в виде точечного отображения

Формирование модели САР основывается на рассмотрении процессов, протекающих в ней на каждом из интервалов n -ого периода T_k , в пределах которых ее структура остается постоянной. В зависимости от значений сигнала $u_y(t)$ в моменты равенства сигналов $u_{o1}(t)$ и $u_{o2}(t)$ друг другу можно выделить две последовательности таких интервалов. Первая из них, когда $u_y(nT_k + 0.5T_n) \leq 0.5U_o$ и $u_y(nT_k + 1.5T_n) \leq 0.5U_o$, состоит из интервалов:

$$(nT_k) \leq t \leq (nT_k + t_{c1,n}), \text{ где } u_1(t) = U_1; u_2(t) = 0; \quad (1.1)$$

$$(nT_k + t_{c1,n}) \leq t \leq (nT_k + t_{\phi2,n}), \text{ где } u_1(t) = 0; u_2(t) = 0; \quad (1.2)$$

$$(nT_k + t_{\phi2,n}) \leq t \leq (nT_k + T_n), \text{ где } u_1(t) = 0; u_2(t) = U_2; \quad (1.3)$$

$$(nT_k + T_n) \leq t \leq (nT_k + T_n + t_{c2,n}), \text{ где } u_1(t) = 0; u_2(t) = U_2; \quad (1.4)$$

$$(nT_k + T_n + t_{c2,n}) \leq t \leq (nT_k + T_n + t_{\phi1,n}), \text{ где } u_1(t) = 0; u_2(t) = 0; \quad (1.5)$$

$$(nT_k + T_n + t_{\phi1,n}) \leq t \leq ((n+1)T_k), \text{ где } u_1(t) = U_1; u_2(t) = 0; \quad (1.6)$$

а вторая, когда $u_y(nT_k + 0.5T_n) \geq 0.5U_o$ и $u_y(nT_k + 1.5T_n) \geq 0.5U_o$, – из интервалов:

$$(nT_k) \leq t \leq (nT_k + t_{\phi2,n}), \text{ где } u_1(t) = U_1; u_2(t) = 0; \quad (2.1)$$

$$(nT_k + t_{\phi2,n}) \leq t \leq (nT_k + t_{c1,n}), \text{ где } u_1(t) = U_1; u_2(t) = U_2; \quad (2.2)$$

$$(nT_k + t_{c1,n}) \leq t \leq (nT_k + T_n), \text{ где } u_1(t) = 0; u_2(t) = U_2; \quad (2.3)$$

$$(nT_k + T_n) \leq t \leq (nT_k + T_n + t_{\phi1,n}), \text{ где } u_1(t) = 0; u_2(t) = U_2; \quad (2.4)$$

$$(nT_k + T_n + t_{\phi1,n}) \leq t \leq (nT_k + T_n + t_{c2,n}), \text{ где } u_1(t) = U_1; u_2(t) = U_2; \quad (2.5)$$

$$(nT_k + T_n + t_{c2,n}) \leq t \leq ((n+1)T_k), \text{ где } u_1(t) = U_1; u_2(t) = 0. \quad (2.6)$$

В пределах каждого из интервалов последовательностей (1) и (2) процессы, протекающие в САР, описываются следующими векторно-матричными уравнениями:

$$dX(t)/dt = AX(t) + BU(t); u_y(t) = CX(t) + DU(t), \quad (3)$$

где векторы и матрицы имеют вид:

$$X(t) = [i_1(t); i_2(t); u_n(t)]^T; U(t) = [u_1(t); u_2(t); U_3]^T;$$

$$A = - \begin{bmatrix} (R+r_1)/L_1 & R/L_1 & 0 \\ R/L_2 & (R+r_2)/L_2 & 0 \\ K_n K_{дт}/T_n & K_n K_{дт}/T_n & 0 \end{bmatrix}; B = \begin{bmatrix} 1/L_1 & 0 & 0 \\ 0 & 1/L_2 & 0 \\ 0 & 0 & K_n/T_n \end{bmatrix};$$

$$\begin{cases} C = [-K_n K_{дт}; -K_n K_{дт}; 1] \\ D = [0; 0; K_n]. \end{cases}$$

Рассмотрим последовательность (1). Формируя решения уравнений (3) на каждом из интервалов этой последовательности, а затем связывая их методом припасовывания, получаем промежуточное отображение на интервале $(nT_k) \leq t \leq (nT_k + T_n)$:

$$\bar{X} = F(T_n)X + F(T_n - t_{c1})V(t_{c1})U_{mn} + F(T_n - t_{\phi2})V(t_{\phi2} - t_{c1})U_{mn} + V(T_n - t_{\phi2})U_{mn}; \quad (4.1)$$

$$t_{c1} = \text{fzero}(f_{c1}),$$

$$\text{где } f_{c1} = C(F(t_{c1})X + V(t_{c1})U_{mn}) + DU_{mn} - t_{c1}U_o/T_n; \quad (4.2)$$

$$t_{\phi2} = \text{fzero}(f_{\phi2}),$$

$$\text{где } f_{\phi2} = C(F(t_{\phi2})X + F(t_{\phi2} - t_{c1})V(t_{c1})U_{mn} + V(t_{\phi2} - t_{c1})U_{mn}) + DU_{mn} - (T_n - t_{\phi2})U_o/T_n; \quad (4.3)$$

и промежуточное отображение на интервале $(nT_k + T_n) \leq t \leq ((n+1)T_k)$:

$$\bar{\bar{X}} = F(T_n)\bar{X} + F(T_n - t_{c2})V(t_{c2})U_{mn} + F(T_n - t_{\phi1})V(t_{\phi1} - t_{c2})U_{mn} + V(T_n - t_{\phi1})U_{mn}; \quad (5.1)$$

$$t_{c2} = \text{fzero}(f_{c2}),$$

$$\text{где } f_{c2} = C(F(t_{c2})\bar{X} + V(t_{c2})U_{mn}) + DU_{mn} - t_{c2}U_o/T_n; \quad (5.2)$$

$$t_{\phi1} = \text{fzero}(f_{\phi1}),$$

$$\text{где } f_{\phi1} = C(F(t_{\phi1})\bar{\bar{X}} + F(t_{\phi1} - t_{c2})V(t_{c2})U_{mn} + V(t_{\phi1} - t_{c2})U_{mn}) + DU_{mn} - (T_n - t_{\phi1})U_o/T_n, \quad (5.3)$$

где $f_{\text{zero}}(y)$ – функция нуля некоторой нелинейной функции y ; f_{c_1} , f_{c_2} , f_{ϕ_1} и f_{ϕ_2} – коммутационные функции; $\mathbf{F}(t) = \exp(\mathbf{A}t)$; $d\mathbf{V}(t)/dt = \mathbf{F}(t)\mathbf{B}$, а также приняты обозначения:

$$\begin{aligned} \mathbf{X} &= \mathbf{X}(nT_k); \quad \overline{\mathbf{X}} = \mathbf{X}(nT_k + T_n); \quad \overline{\overline{\mathbf{X}}} = \mathbf{X}((n+1)T_k); \\ t_{c_1} &= t_{c_1, n}; \quad t_{c_2} = t_{c_2, n}; \quad t_{\phi_1} = t_{\phi_1, n}; \end{aligned} \quad (6.1)$$

$$\begin{aligned} t_{\phi_2} &= t_{\phi_2, n}; \quad \mathbf{U}_{\text{ин}} = \mathbf{U}(nT_k) = \mathbf{U}(nT_k + T_n + t_{\phi_1, n}) = [\mathbf{U}_1; \mathbf{0}; \mathbf{U}_3]^T; \\ \mathbf{U}_{\text{ин}} &= \mathbf{U}(nT_k + t_{c_1, n}) = \mathbf{U}(nT_k + T_n + t_{c_2, n}) = [\mathbf{0}; \mathbf{0}; \mathbf{U}_3]^T; \end{aligned} \quad (6.2)$$

$$\mathbf{U}_{\text{ин}} = \mathbf{U}(nT_k + t_{\phi_2, n}) = \mathbf{U}(nT_k + T_n) = [\mathbf{0}; \mathbf{U}_2; \mathbf{U}_3]^T.$$

Следующим действием предполагается формирование модели САР в виде отображения $\overline{\mathbf{X}} = h(\mathbf{X})$ путем подстановки (4) в (5). Но анализ процессов, протекающих в САР на n -ом периоде T_k , показал, что с качественной точки зрения при идентичности ее модулей, когда $r_1 = r_2 = r$, $L_1 = L_2 = L$ и $U_1 = U_2 = U$, на интервале $(nT_k) \leq t \leq (nT_k + T_n)$ она ведет себя точно также, как и на интервале $(nT_k + T_n) \leq t \leq ((n+1)T_k)$, если в пределах последнего условно переставить местами (знак \leftrightarrow) и произвести замену (знак \rightarrow):

$$\begin{aligned} i_1(t) &\leftrightarrow i_2(t); \quad u_1(t) \leftrightarrow u_2(t); \quad t_{c_2} \rightarrow t_{c_1} \rightarrow t_c; \quad t_{\phi_1} \rightarrow t_{\phi_2} \rightarrow t_{\phi}; \\ f_{c_2} &\rightarrow f_{c_1} \rightarrow f_c; \quad f_{\phi_1} \rightarrow f_{\phi_2} \rightarrow f_{\phi}. \end{aligned} \quad (7)$$

Данное обстоятельство позволяет рассматривать в качестве НР работы САР режим, в котором частота установившихся в ней колебаний равна $1/T_n$, и, следовательно, в качестве ее модели при $u_y(nT_k + 0.5T_n) \leq 0.5U_o$ и $u_y(nT_k + 1.5T_n) \leq 0.5U_o$ использовать (4) и (5), которые с учетом (7) примут вид:

$$\begin{aligned} \overline{\mathbf{X}} &= f_1(\mathbf{X}) = \mathbf{F}(T_n)\mathbf{E}\mathbf{X} + \mathbf{F}(T_n - t_c)\mathbf{V}(t_c)\mathbf{U}_{\text{ин}} + \\ &+ \mathbf{F}(T_n - t_{\phi})\mathbf{V}(t_{\phi} - t_c)\mathbf{U}_{\text{ин}} + \mathbf{V}(T_n - t_{\phi})\mathbf{U}_{\text{ин}}; \end{aligned} \quad (8.1)$$

$$t_c = f_{\text{zero}}(f_c),$$

$$\text{где } f_c = \mathbf{C}(\mathbf{F}(t_c)\mathbf{E}\mathbf{X} + \mathbf{V}(t_c)\mathbf{U}_{\text{ин}}) + \mathbf{D}\mathbf{U}_{\text{ин}} - t_c U_o / T_n; \quad (8.2)$$

$$t_{\phi} = f_{\text{zero}}(f_{\phi}),$$

$$\begin{aligned} \text{где } f_{\phi} &= \mathbf{C}(\mathbf{F}(t_{\phi})\mathbf{E}\mathbf{X} + \mathbf{F}(t_{\phi} - t_c)\mathbf{V}(t_c)\mathbf{U}_{\text{ин}} + \\ &+ \mathbf{V}(t_{\phi} - t_c)\mathbf{U}_{\text{ин}}) + \mathbf{D}\mathbf{U}_{\text{ин}} - (T_n - t_{\phi})U_o / T_n, \end{aligned} \quad (8.3)$$

где

$$\mathbf{E} = \left\{ \begin{array}{l} \mathbf{1} \text{ на интервале } (nT_k) \leq t \leq (nT_k + T_n) \\ \mathbf{1}'' \text{ на интервале } (nT_k + T_n) \leq t \leq ((n+1)T_k) \end{array} \right\};$$

$$\mathbf{1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; \mathbf{1}'' = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix};$$

f_1 – функция отображения; $\mathbf{1}$ – единичная матрица; \mathbf{E} – матрица перехода между интервалами $(nT_k) \leq t \leq (nT_k + T_n)$ и $(nT_k + T_n) \leq t \leq ((n+1)T_k)$; $\mathbf{1}''$ – матрица перестановки координат $i_1(t)$ и $i_2(t)$ вектора состояния САР $\mathbf{X}(t)$.

Рассуждая аналогичным образом при рассмотрении последовательности (2), получаем с учетом (6) отображение при $u_y(nT_k + 0.5T_n) \geq 0.5U_o$ и $u_y(nT_k + 1.5T_n) \geq 0.5U_o$:

$$\begin{aligned} \bar{\mathbf{X}} = f_2(\mathbf{X}) = & F(T_n)\mathbf{E}\mathbf{X} + F(T_n - t_\phi)\mathbf{V}(t_\phi)\mathbf{U}_{ин} + \\ & + F(T_n - t_c)\mathbf{V}(t_c - t_\phi)\mathbf{U}_{ин} + \mathbf{V}(T_n - t_c)\mathbf{U}_{ин}; \end{aligned} \quad (9.1)$$

$$t_\phi = \text{fzero}(f_\phi),$$

$$\text{где } f_\phi = C(F(t_\phi)\mathbf{E}\mathbf{X} + \mathbf{V}(t_\phi)\mathbf{U}_{ин}) + D\mathbf{U}_{ин} - (T_n - t_\phi)U_o / T_n; \quad (9.2)$$

$$t_c = \text{fzero}(f_c),$$

$$\begin{aligned} \text{где } f_c = C(F(t_c)\mathbf{E}\mathbf{X} + F(t_c - t_\phi)\mathbf{V}(t_\phi)\mathbf{U}_{ин} + \\ + \mathbf{V}(t_c - t_\phi)\mathbf{U}_{ин}) + D\mathbf{U}_{ин} - t_c U_o / T_n, \end{aligned} \quad (9.3)$$

где $\mathbf{U}_{ин} = \mathbf{U}(nT_k + t_{\phi 2, n}) = \mathbf{U}(nT_k + T_n + t_{\phi 1, n}) = [U_1; U_2; U_3]^T$; f_2 – функция отображения.

Исходя из принципа управления в системах с ШИП, длительности интервалов t_c и t_ϕ не могут быть отрицательными и ограничены «сверху» из-за возможности насыщения ШИП. Учтем это обстоятельство в (8) и (9) следующими неравенствами:

$$0 \leq t_c \leq T_n; \quad 0 \leq t_\phi \leq T_n. \quad (10)$$

Итак, математическая модель рассматриваемой САР в виде соотношений (8), (9) и (10) при абсолютной идентичности ее модулей представляет собой нелинейное, трехмерное и неоднозначное отображение вида $\bar{\mathbf{X}} = f(\mathbf{X})$. Неоднозначность проявляется в том, что, во-первых, функция отображения f может принимать два значения, f_1 или f_2 , и, во-вторых, матрица перехода \mathbf{E} также может принимать два значения, $\mathbf{1}$ или $\mathbf{1}''$.

Подход к анализу устойчивости САР

Как было отмечено выше, задача анализа устойчивости заключается в определении в пространстве V параметров САР границ

Γ областей, где обеспечивается нормальный режим ее работы. Он соответствует с позиций МТО однократной неподвижной точке отображения САР с координатами X_* , t_{c*} и $t_{\phi*}$. В общем случае эти координаты находятся в результате решения системы уравнений S , получаемой подстановкой $\bar{X} = X = X_*$, $t_{\phi} = t_{\phi*}$ и $t_c = t_{c*}$ в уравнения, задающие отображение САР. Применительно к рассматриваемой САР такая подстановка в (8) и (9) из-за неоднозначности функции f приведет к двум системам уравнений:

$$S_1: \{X_* = f_1(X_*, t_{c*}, t_{\phi*}); f_c(X_*, t_{c*}) = 0; f_{\phi}(X_*, t_{c*}, t_{\phi*}) = 0\}; \quad (11.1)$$

$$S_2: \{X_* = f_2(X_*, t_{c*}, t_{\phi*}); f_{\phi}(X_*, t_{\phi*}) = 0; f_c(X_*, t_{c*}, t_{\phi*}) = 0\}. \quad (11.2)$$

Поверхности Γ представляют собой совокупности точек в пространстве V , одной из координат которых является граничное значение $P_{гр}$ бифуркационного параметра САР P , вычисляемое как ноль некоторой нелинейной функции g , зависящей от P , т. е.:

$$P_{гр} = \text{fzero}(g, P_{гр0}); \quad y = g(X_*(P), t_{c*}(P), t_{\phi*}(P), P), \quad (12)$$

где $P_{гр0}$ – начальное значение параметра P в окрестности $P_{гр}$.

Известный подход к построению поверхностей Γ для САР с одномодульными УПУ [9] основан на «сканировании» пространства V вдоль его координатной оси P и фиксации значения $P_{гр0}$ в момент изменения знака функции g . Применение этого подхода к анализу устойчивости рассматриваемой САР приводит к неопределенности в выборе подлежащей решению системы уравнений (S_1 или S_2) при расчете координат $X_*(P)$, $t_{c*}(P)$ и $t_{\phi*}(P)$.

Предлагаемый подход позволяет разрешить эту неопределенность путем предварительного разбиения пространства V на области V_1 существования решений системы уравнений S_1 и области V_2 существования решений системы уравнений S_2 посредством некоторых граничных поверхностей Γ_f .

Реализация подхода требует наличия расчетных соотношений, задающих координаты точек в пространстве V , образующих поверхности Γ_f . В качестве одной из этих координат принято значение P_f бифуркационного параметра P , соответствующее равенству решений систем S_1 и S_2 . При этом условии после ряда преобразований из (11) получаем требуемое соотношение в виде:

$$P_f = \text{fzero}(g_f, P_{f0}); \quad y = g_f(t_{c*}(P), t_{\phi*}(P), P) = |t_{c*}(P)| - |t_{\phi*}(P)|,$$

где P_{f0} – начальное значение параметра P в окрестности P_f , а координаты $t_{c*}(P)$ и $t_{\phi*}(P)$ могут быть найдены в результате решения любой из систем уравнений, S_1 или S_2 .

Результаты исследования и выводы

На рис. 3 приведена граничная поверхность Γ_f в пространстве параметров R , U_3 и $K_{\text{п}}$ для САР со следующими значениями остальных ее параметров: $L_1 = L_2 = L = 33$ мкГн; $r_1 = r_2 = r = 0.03$ Ом; $U_1 = U_2 = U = 24$ В; $K_{\text{дт}} = 0.2$ В/А; $T_{\text{и}} = 0.1$ мс; $U_0 = 10$ В; $f_{\text{к}} = 30$ кГц. В качестве бифуркационного параметра принято напряжение U_3 .

Анализ поверхности Γ_f показывает, что параметр $K_{\text{п}}$ практически не влияет на ее кривизну, значит, при анализе устойчивости САР значение этого параметра можно задавать любым из диапазона $0.2 < K_{\text{п}} < 0.8$, в котором строилась эта поверхность, не опасаясь перехода значения бифуркационного параметра U_3 из области V_1 в область V_2 или обратно.

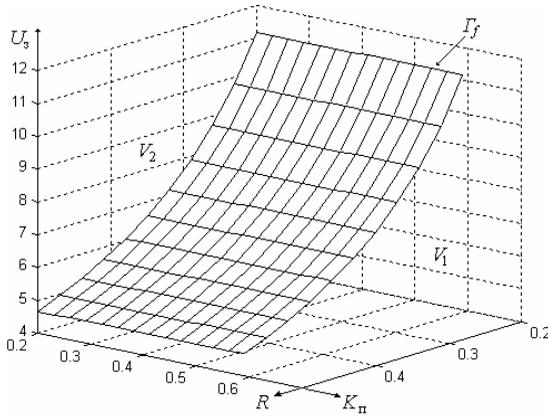


Рис. 3. Граничная поверхность Γ_f

Далее проводится анализ устойчивости рассматриваемой САР по алгоритму, приведенному, например, в той же работе [9], но уже не в пространстве V , а отдельно в его областях V_1 и V_2 .

Литература

1. Глазенко Т. А., Синицын В. А., Толмачев В. А. Сравнительный анализ динамических характеристик транзисторных широтно-импульсных преобразователей // Электротехника. – 1988. – № 3. – С. 70–75.
2. Костин Н. А., Кублановский В. С. Импульсный электролиз сплавов. – Киев: Наукова думка, 1996. – 207 с.
3. Осипов Д. В. Программный комплекс для анализа устойчивости систем автоматического регулирования тока с широтно-импульсными преобразователями // Современные технологии: Сборник научных статей /

Под ред. С. А. Козлова и В. О. Никифорова. – СПб.: Издательство СПбГИТМО (ТУ), 2002. – С. 267–276.

4. *Синицын В. А., Толмачев В. А., Томасов В. С.* Принципы построения и пути совершенствования технических характеристик мощных источников электропитания с произвольной формой выходного параметра // Известия вузов. Приборостроение. – 1996. – № 4. – С. 47–54.

5. Справочник по преобразовательной технике / Под ред. И. М. Чиженко. – Киев: Техника, 1978. – 447 с.

6. Теория бифуркаций динамических систем на плоскости / Андронов А. А., Леонтович Е. А., Гордон И. И., Майер А. Г. – М.: Наука, 1967. – 488 с.

7. *Толмачев В. А.* Синтез системы управления многомодульного источника тока с индуктивным фильтром // Известия вузов. Приборостроение. – 2001. – № 3. – С. 16–22.

8. *David J. Perreault, John G. Kassakian.* Distributed Interleaving of Parallel Power Converters. IEEE Transactions on Circuits and Systems – August 1997. – Part I. – Vol. 44. – № 8 – P. 728–734.

9. *H. H. C. Ju, C. K. Tse.* Bifurcation Behavior in Parallel-Connected Buck Converters. IEEE Transactions on Circuits and Systems – February 2001. – Part I. – Vol. 48. – № 2 – P. 233–240.

// Толмачев В. А., Осипов Д. В. К Анализу особых режимов работы системы управления многомодульного импульсного источника тока с индуктивным фильтром // Научно-технический вестник СПбГУ ИТМО. Вып. 15. Теория и практика современных технологий / Гл. ред. В. Н. Васильев. – СПб.: СПбГУ ИТМО, 2004. – С. 345–352.

Валерий Александрович Толмачев

Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики (СПбГУ ИТМО), кафедра ЭТиПЭМС

Дмитрий Владимирович Осипов

ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

АЛГОРИТМ АНАЛИЗА УСТОЙЧИВОСТИ СИСТЕМЫ АВТОМАТИЧЕСКОГО РЕГУЛИРОВАНИЯ ТОКА С ШИРОТНО-ИМПУЛЬСНЫМ МОДУЛЯТОРОМ ПЕРВОГО РОДА

Приведено описание алгоритма анализа устойчивости к автоколебаниям на субгармонических частотах системы автоматического регулирования тока с пропорционально-интегральным регулятором тока, однозвенным индуктивным сглаживающим фильтром и широтно-импульсным модулятором первого рода.

Одна из перспективных областей применения систем автоматического регулирования (САР) тока с широтно-импульсными преобразователями (ШИП) постоянного напряжения – мощные источники тока для установок импульсного электролиза (УИЭ), способные формировать в нагрузке импульсы тока произвольной формы [1]. Непрерывное повышение требований к статическим и динамическим характеристикам таких источников ставит перед теорией новые, все усложняющиеся задачи. К ним в первую очередь относятся задачи синтеза и анализа САР.

Основная задача синтеза САР тока для УИЭ – обеспечение в нагрузке импульса тока с заданными амплитудой, уровнем пульсаций и длительностями фронта и среза. Методики параметрического синтеза САР с ШИП и различными структурами силовых цепей и систем управления изложены в работах [2, 3].

Выбор конкретной структуры САР и значений ее параметров с целью обеспечения заданных технических требований связан также с решением ряда задач анализа САР, в частности, с задачей анализа устойчивости САР к автоколебаниям на субгармонических частотах. Эта задача заключается в определении границ областей в пространстве параметров САР, где такие колебания не возникают. Наиболее эффективным методом решения задачи анализа устойчивости является метод точечных отображений [4]. В работе [5] изложен основанный на этом методе алгоритм анализа устойчивости САР с пропорционально-интегральным регулятором тока (ПИРТ), однозвенным индуктивным сглаживающим фильтром и ШИП с двухсторонним широтно-импульсным модулятором (ШИМ) второго рода (ШИМ2).

Современный этап развития преобразовательной техники характеризуется широким внедрением микроконтроллеров в структуры САР, при этом наиболее широкое распространение получили микроконтроллеры семейства DSP (Digital Signal Processor) со встроенным ШИМ первого рода (ШИМ1) [6].

В настоящей статье рассматривается модификация описанного в работе [5] алгоритма анализа устойчивости САР с ШИМ2 применительно к САР с ШИМ1. Структурная схема исследуемой САР приведена на рис. 1, а временные диаграммы ее работы – на рис. 2.

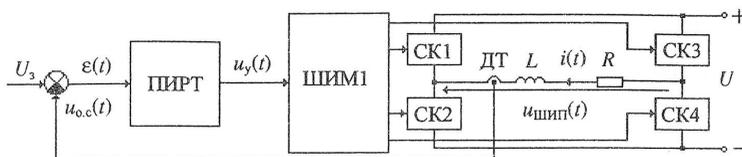


Рис. 1. Структурная схема САР

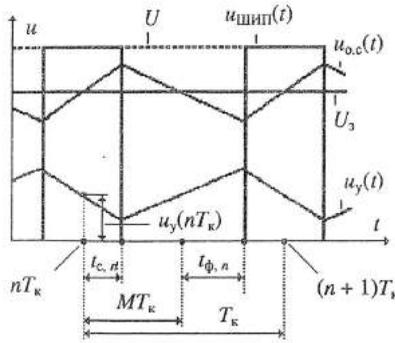


Рис. 2. Временные диаграммы работы САР

Система автоматического регулирования содержит ПИРТ с коэффициентом передачи K_n и постоянной времени интегрирования T_n , ШИП с ШИМ1 и силовым каскадом мостового типа на четырех транзисторных силовых ключах СК1—СК4 с напряжением питания U . В выходную диагональ моста включен сглаживающий дроссель с индуктивностью L , резистивный элемент с сопротивлением R , учитывающий сопротивление нагрузки и обмотки дросселя, выходное и внутреннее сопротивление источника питания силового каскада, а также датчик тока (ДТ) с коэффициентом передачи $K_{дт}$.

Пропорционально-интегральный регулятор тока преобразует сигнал ошибки $e(t) = U_3 - u_{oc}(t)$, где U_3 — сигнал задания тока нагрузки $i(t)$, $u_{oc}(t) = K_{дт} i(t)$ — сигнал обратной связи, поступающий с ДТ, в сигнал управления $u_y(t) = K_n(e(t) + u_n(t))$, здесь $u_n(t)$ — его интегральная составляющая. ШИМ1 реализует несимметричный закон коммутации силовых ключей и формирует на периоде коммутации T_k паузу с длительностью, пропорциональной значению сигнала управления $u_y(nT_k)$ в начале периода T_k . Положение временного интервала, соответствующего паузе, на периоде T_k относительно его начала задается параметром M . Далее рассматриваются случаи, когда этот интервал (пауза) расположен в начале ($M = 0$), в середине ($M = 0,5$) или в конце ($M = 1$) периода T_k . Таким образом, выходной сигнал ШИП $u_{шпип}(t)$ представляет собой последовательность прямоугольных импульсов с амплитудой U ,

срез и фронт которых на n -ом периоде T_k формируются в моменты времени $t_{c,n}$ и $t_{\phi,n}$ соответственно.

Предлагаемый алгоритм анализа устойчивости исследуемой системы включает в себя формирование математической модели САР в виде точечного отображения, вычисление координат однократной неподвижной точки отображения, вычисление собственных чисел матрицы Якоби отображения и построение границ области устойчивости.

Алгоритм формирования математической модели САР с ШИМ2 в виде точечного отображения изложен в работе [5]. Следуя этому алгоритму и используя принятые обозначения, получаем следующие соотношения, задающие точечное отображение исследуемой САР:

$$\begin{aligned} X((n+1)T_k) = & F(T_k)X(nT_k) + V(T_k)U_n + \\ & + (V((1-M)T_k - t_{\phi,n}) - V(T_k - t_{c,n}))(U_n - U_n); \end{aligned} \quad (1)$$

$$u_y(nT_k) = CX(nT_k) + DU_n; \quad (2)$$

$$t_{\phi,n} = (1-M)T_k \left(1 - \frac{u_y(nT_k)}{U_{y,\max}} \right); \quad t_{c,n} = \frac{MT_k u_y(nT_k)}{U_{y,\max}}; \quad (3)$$

$$0 \leq t_{c,n} \leq MT_k; \quad 0 \leq t_{\phi,n} \leq (1-M)T_k, \quad (4)$$

где $X(t) = [i(t); u_n(t)]^T$; $U_n = [U, U_3]^T$; $U_n = [0, U_3]^T$; $C = [-K_n K_{дт} \quad 1]$;
 $D = [0 \quad K_n]$;

$$F(t) = e^{At} = \begin{bmatrix} e^{\frac{tR}{L}} & 0 \\ \frac{LK_n K_{дт}}{RT_n} \left(e^{\frac{tR}{L}} - 1 \right) & 1 \end{bmatrix}; \quad A = \begin{bmatrix} -\frac{R}{L} & 0 \\ -\frac{K_n K_{дт}}{T_n} & 0 \end{bmatrix};$$

$$V(t) = \begin{bmatrix} \frac{1}{R} \left(1 - e^{\frac{tR}{L}} \right) & 0 \\ \frac{K_n K_{дт}}{T_n R} \left(\frac{L}{R} \left(1 - e^{\frac{tR}{L}} \right) - t \right) & \frac{K_n}{T_n} t \end{bmatrix};$$

$U_{y,\max}$ – максимальное значение сигнала управления $u_y(t)$, соответствующее паузе с нулевой длительностью.

Подставляя $t_{\phi,n} = t_{\phi,T}$, $t_{c,n} = t_{c,T}$, $X((n+1)T_k) = X(nT_k) = X_T$ и $u_y(nT_k) = u_{y,T}$ в выражения (1)–(3), получаем соотношения для вы-

числения координат X_T , $t_{\phi,T}$ и $t_{c,T}$ однократной неподвижной точки отображения:

$$X_T = (E(1-F(T_k)) + [O \ C]^T)^{-1} \left[(EV(T_k) + [O \ -D]^T)U_{и} + \right. \\ \left. + E(V((1-M)T_k - t_{\phi,T}) - V(T_k - t_{c,T})) (U_{и} - U_{п}) + [0 \ u_{y,T}]^T \right]; \\ t_{\phi,T} = (1-M)T_k \left(1 - \frac{u_{y,T}}{U_{y,\max}} \right); t_{c,T} = \frac{MT_k u_{y,T}}{U_{y,\max}}, \quad (5)$$

где $E = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}$; $O = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix}$.

Для вычисления координаты $u_{y,T}$ воспользуемся соотношением для вычисления длительности импульса $t_{и,T}$, полученным в работе [2]:

$$t_{и,T} = \frac{T_k U_3 R}{UK_{дт}}. \quad (6)$$

С другой стороны $t_{и,T} = t_{c,T} - t_{\phi,T} + (1-M)T_k$ или с учетом выражения (5)

$$t_{и,T} = \frac{T_k u_{y,T}}{U_{y,\max}}. \quad (7)$$

Подставляя уравнение (6) в (7), получаем следующее соотношение для вычисления $u_{y,T}$:

$$u_{y,T} = \frac{U_{y,\max} U_3 R}{UK_{дт}}.$$

Дифференцируя выражения (1)–(3) по $dX(nT_k)$, получаем соотношение, задающее матрицу Якоби отображения:

$$J = F(T_k) - F((1-M)T_k - t_{\phi,n})B(U_{и} - U_{п}) \frac{(M-1)T_k C}{U_{y,\max}} + \\ + F(T_k - t_{c,n})B(U_{и} - U_{п}) \frac{MT_k C}{U_{y,\max}},$$

где $B = \begin{bmatrix} \frac{1}{L} & 0 \\ 0 & \frac{K_{п}}{T_{и}} \end{bmatrix}$.

Для вычисления собственных чисел матрицы Якоби воспользуемся соотношением, приведенным в работе [7],

$$\lambda_{1,2} = \left(\text{tr}J \pm \sqrt{(\text{tr}J)^2 - 4 \det J} \right) / 2,$$

где $\text{tr}J$ и $\det J$ – след и определитель матрицы Якоби соответственно.

Если модули собственных чисел матрицы Якоби отображения в ее однократной неподвижной точке меньше единицы, т. е.

$$\begin{aligned} |\lambda_1| &= f(X_T, t_{\phi,T}, t_{c,T}, u_{y,T}) < 1; \\ |\lambda_2| &= g(X_T, t_{\phi,T}, t_{c,T}, u_{y,T}) < 1, \end{aligned} \quad (8)$$

то однократная неподвижная точка отображения устойчива, иными словами, стационарное состояние САР асимптотически устойчиво [7].

Рассмотрим границы области устойчивости в пространстве параметров U_3 , R и K_n , а в качестве бифуркационного параметра примем коэффициент передачи K_n . На рис. 3 приведены графики функций $|\lambda_1| = f(X_T, t_{\phi,T}, t_{c,T}, u_{y,T}, K_n)$ и $|\lambda_2| = g(X_T, t_{\phi,T}, t_{c,T}, u_{y,T}, K_n)$ (кривые 1 и 2 соответственно), а на рис. 4 – годографы собственных чисел λ_1 и λ_2 матрицы Якоби на комплексной плоскости (кривые 4 и 5 соответственно). Графики и годографы построены при следующих значениях параметров САР: $R = 0,13$ Ом, $L = 78$ мкГн, $U = 24$ В, $U_3 = 10$ В, $U_{y,\max} = 10$ В, $T_k = 33$ мкс, $T_n = 0,6$ мс, $K_{дт} = 1$ и $M = 0,5$. Из рис. 3 видно, что при увеличении K_n в диапазоне от 0.1 до 2.1 происходит нарушение только неравенства (8) в точке A пересечения кривой 2 с прямой 3, соответствующей единичным значениям модулей собственных чисел матрицы Якоби. Точка A соответствует точке B (с координатами $(0; -1)$ – см. рис. 4) пересечения годографа собственного числа λ_2 (кривой 5) с окружностью единичного радиуса (кривая 6). При этом годограф собственного числа λ_1 (кривая 4) остается внутри окружности единичного радиуса, а непосредственно само собственное число λ_1 сохраняет практически одно и то же значение.

Нарушение устойчивости при других значениях параметров U_3 и R происходит аналогичным образом. Как показано в работе [4], подобный механизм нарушения устойчивости приводит к мягкому возбуждению автоколебаний на основной субгармонике с

периодом $2T_k$. Таким образом, преобразуя выражение (8) в равенство, получаем нелинейное уравнение, корень которого (функция «root») относительно $K_{п}$ есть граничное значение коэффициента передачи $K_{п,гр}$, при котором происходит нарушение устойчивости:

$$K_{п,гр} = \text{root}(|\lambda_2| = g(X_T, t_{ф,т}, t_{с,т}, u_{у,т}, K_{п}) = 1). \quad (9)$$

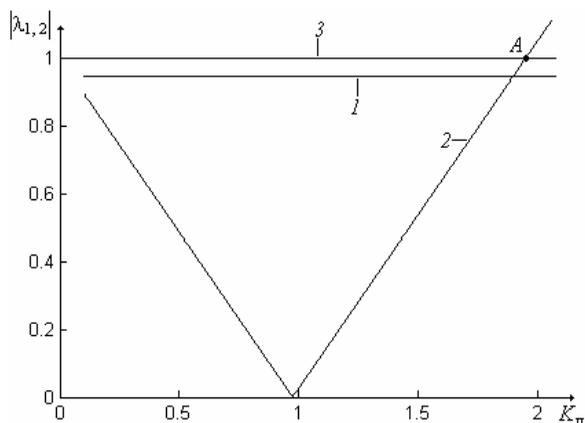


Рис. 3. Модули собственных чисел матрицы Якоби

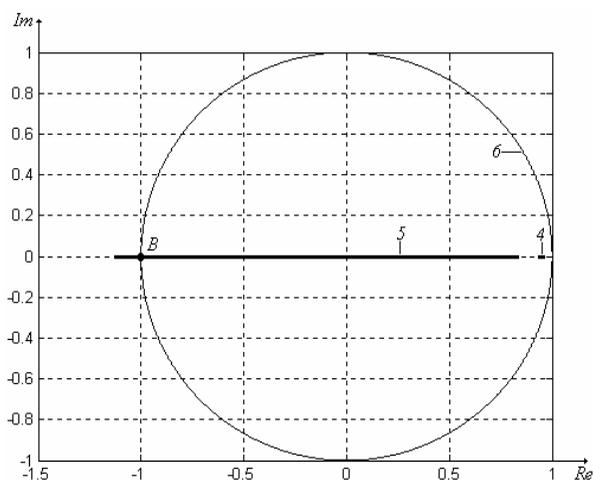


Рис. 4. Годографы собственных чисел матрицы Якоби

Граничные поверхности областей устойчивости САР в пространстве параметров U_3 , R и $K_{п,гр}$, рассчитанные по формуле (9) при $M = 0$, $M = 0.5$ и $M = 1$ в диапазонах значений U_3 от 0.1 В до 40 В и R от 0.001 Ом до 0.271 Ом, приведены на рис. 5, а граничные кривые, представляющие собой линии пересечения граничных поверхностей с плоскостями, соответствующими $U_3 = 0.1$ В, $U_3 = 20$ В и $U_3 = 40$ В, – на рис. 6. Область устойчивости располагается ниже соответствующих поверхностей и кривых.

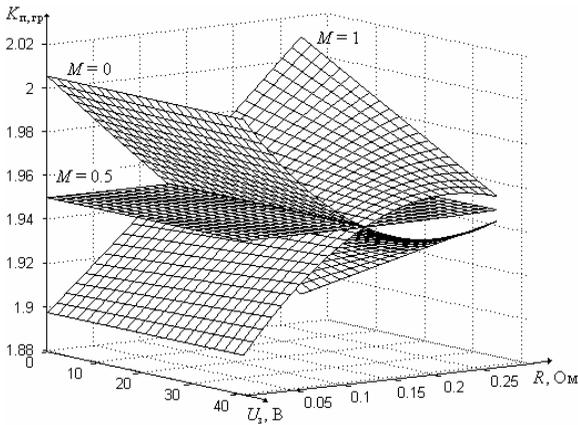


Рис. 5. Граничные поверхности области устойчивости САР

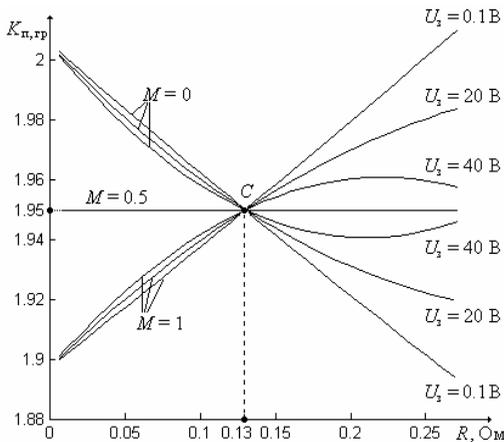


Рис. 6. Граничные кривые области устойчивости САР

Как показывает анализ, граничные кривые, соответствующие $M = 0$, $M = 0.5$ и $M = 1$, пересекаются в некоторой точке C с координатами $K_{п,гр} = 1.95$ и $R = 0.13$ Ом. Это означает, что при расчетном значении R граничное значение $K_{п,гр}$ не зависит от параметра M и сигнала задания тока нагрузки U_3 . При $M = 0.5$ и любом значении R в диапазоне от 0.001 Ом до 0.271 Ом граничное значение $K_{п,гр}$ остается неизменным. При $M \neq 0.5$ отклонение R от расчетного приводит к изменению граничного значения $K_{п,гр}$ с изменением сигнала задания тока нагрузки U_3 .

Таким образом, в системе автоматического регулирования с ШИМ1 и $M = 0.5$ выбор $K_{п} < K_{п,гр}$ гарантирует отсутствие автоколебаний на субгармонических частотах в широком диапазоне возможных изменений сопротивления нагрузки и сигнала задания тока нагрузки.

Предлагаемый алгоритм положен в основу программного комплекса, реализованного в среде MATLAB, и позволяющего строить границы области устойчивости исследуемой САР. Для расчета переходных и установившихся процессов в исследуемой системе в состав комплекса включена также программная модель, основанная на выражениях (1)–(4). Результатами моделирования процессов во временной области подтверждается корректность предлагаемого алгоритма.

Работа выполнена при финансовой поддержке Конкурсного Центра Фундаментального Естествознания (грант М02-3.2К-296).

Литература

1. Белов Г. А. Динамика импульсных преобразователей. – Чебоксары: Изд-во Чуваш. ун-та, 2001. – 528 с.
2. Денисов К. М., Толмачев В. А. Проблемы реализации микропроцессорных систем управления источников тока программируемой формы // Изв. вузов. Приборостроение. – 2000. – Т. 43. – № 1–2. – С. 75–80.
3. Охоткин Г. П. Анализ и синтез САР тока с ПИ-регулятором и ШИМ-1 // Информационные технологии в электротехнике и электроэнергетике / Материалы III Всерос. науч.-техн. конф. – Чебоксары: Изд-во Чуваш. ун-та, 2000. – С. 153–159.
4. Сеницын В. А., Толмачев В. А., Томасов В. С. Принципы построения и пути совершенствования технических характеристик мощных источников электропитания с произвольной формой выходного параметра // Изв. вузов. Приборостроение. – 1996. – Т. 39 – № 4. – С. 47–54.

5. *Толмачев В. А., Осипов Д. В.* Анализ устойчивости к автоколебаниям на субгармонических частотах импульсных источников тока программируемой формы. // Научно-технический вестник СПбГИТМО (ТУ). Вып. 3. Физические процессы, системы и технологии точной механики. — СПб.: Изд-во СПбГИТМО (ТУ), 2001. — С. 132–136.

6. *Толмачев В. А., Кротенко В. В.* Параметрический синтез системы управления программируемого источника тока, построенного на основе транзисторного ШИП // Изв. вузов. Приборостроение. — 1999. — Т. 42. — № 9. — С. 49–54.

7. *Толмачев В. А.* Синтез системы управления регулируемого источника тока с индуктивно-емкостным фильтром // Изв. вузов. Приборостроение. — 2001. — Т. 44. — № 5. — С. 32–38.

// Известия ВУЗов. Приборостроение. — 2002. — Т. 45. — № 8. — С. 57–62.

Евгений Юрьевич Шиманский
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ РАБОТЫ АЛГОРИТМОВ АНАЛИЗА И КОМПЕНСАЦИИ ДВИЖЕНИЯ В ФОРМАТЕ MPEG-2

На базе исследования эффективности кодирования при помощи векторов движения рассмотрены вопросы оптимизации стандартных алгоритмов анализа и компенсации движения. Даны рекомендации по построению адаптивных устройств кодирования динамических изображений для цифровых телевизионных систем.

Верность воспроизведения изображения, кодирование, парные меры качества изображения, нормированная среднеквадратичная ошибка.

Задачей кодирования изображения для хранения и передачи является максимальное сжатие информационного потока при обеспечении качества воспроизводимого изображения, соответствующего требованиям отображения. В настоящее время известно множество алгоритмов нахождения векторов смещения фрагментов изображения — одной из основных операций MPEG-кодирования. В большинстве случаев их суть сводится к нахождению в некоторой зоне поиска последующего кадра блока, наиболее похожего на блок предыдущего кадра. Как правило, мерой корреляции

блоков служит квадратичная или абсолютная мера. Эти алгоритмы хорошо работают, если действительно имеет место движение в пределах зоны поиска. Однако при резкой смене сюжета или при быстром движении полученное значение вектора оказывается не связанным с реальными изменениями, а его использование для кодирования приведет к искажению изображения. Анализ и компенсация движения используются для сокращения избыточности, но, как было показано в [1], абсолютная мера корреляции (Displayed Frame Difference – DFD) и размер выходного кода слабо коррелированы между собой.

В настоящей статье анализируется эффективность работы алгоритма, использующего абсолютную меру корреляции блоков для нахождения векторов движения. Эффективность оценивается качеством декодированного изображения.

Оценка качества дискретных изображений. Качество изображения можно оценивать двумя путями: оценивать либо его верность, либо дешифрируемость [2]. Эти два способа относятся к количественным (объективным) оценкам и во многом помогают избавиться от трудоемкой и подчас неточной современной методики оценки качества изображения посредством субъективной экспертизы. Однако известно, что иногда при плохих показателях количественных мер субъективная оценка дает хороший результат. Поэтому для оценки качества оцифрованного изображения следует пользоваться комплексной оценкой. Проблема состоит в том, что при сжатии изображения часть информации теряется и декодированное изображение отличается от исходного, однако эти различия, по крайней мере частично, не обнаруживаются зрительным анализатором. Объективные же оценки фиксируют эти различия без учета чувствительности к ним анализатора.

Парные меры качества изображения. Для оценки качества декодированного изображения предлагается использовать парные меры качества. Парная мера является числовым результатом сравнения двух изображений [2]. Для рассматриваемой процедуры наиболее приемлема парная мера сравнения восстановленных изображений с входным изображением.

Одной из мер близости двух изображений является их взаимная корреляционная функция, равная, по определению,

$$K = \int_{-L_x}^{L_x} \int_{-L_y}^{L_y} F(x, y) \bar{F}(x, y) dx dy$$

где $F(x, y)$ и $\bar{F}(x, y)$ – исходное и преобразованное изображения соответственно.

Обычно взаимную корреляционную функцию нормируют относительно энергии эталонного изображения так, чтобы ее максимальное значение равнялось единице:

$$K = \frac{\int_{-L_x}^{L_x} \int_{-L_y}^{L_y} F(x, y) \overline{F}(x, y) \partial x \partial y}{\int_{-L_x}^{L_x} \int_{-L_y}^{L_y} [F(x, y)]^2 \partial x \partial y}$$

При восприятии изображений важную роль играют контуры предметов. Поэтому в [2] предложено пользоваться коэффициентом корреляции лапласианов изображения, который, с использованием теоремы о свертке и переходом в спектральную область, определяется как

$$K = \frac{\int_{-L_x}^{L_x} \int_{-\infty_y}^{\infty_y} (\omega_x^2 + \omega_y^2) F(\omega_x, \omega_y) F^*(\omega_x, \omega_y) \partial \omega_x \partial \omega_y}{\int_{-\infty_x}^{\infty_x} \int_{-\infty_y}^{\infty_y} (\omega_x^2 + \omega_y^2) [F(\omega_x, \omega_y)]^2 \partial \omega_x \partial \omega_y}$$

В системах цифровой обработки изображений для определения критерия верности удобнее использовать дискретизированное, а не аналоговое изображение. При этом в выражениях для значений критериев верности интегралы заменяются на суммы.

В рассматриваемой процедуре использовались критерии верности для дискретных изображений, основанные на оценках нормированной среднеквадратичной ошибки (НСКО),

$$\sigma = \frac{\sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^K [F(j, k) - \overline{F}(j, k)]^2}{\sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^K [F(j, k)]^2} \quad (1)$$

Для сближения результатов объективной и субъективной оценок возможно применение к изображениям поэлементных преобразований. В настоящее время отсутствует однозначно определенное преобразование, дающее оптимальный результат. В описываемом случае применено квадратичное поэлементное преобразование, для которого $G(j, k) = [F(x, y)]^2$. Тогда НСКО определяется как

$$\sigma_2 = \frac{\sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^K [G(j, k) - \overline{G}(j, k)]^2}{\sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^K [G(j, k)]^2} \quad (2)$$

В силу того, что

$$\Theta_F \left\{ \frac{\partial^2 F(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 F(x, y)}{\partial y^2} \right\} = -(\omega_x^2 - \omega_y^2) F(\omega_x, \omega_y),$$

где $\Theta_F\{\}$ — преобразование Фурье, можно на изображении выделить контуры во временной области и в соответствии с (1) и (2) оценить НСКО между двумя контурными изображениями, одно из которых — исходное, а второе прошло через тракт кодирования и декодирования. Для выделения контуров на дискретном изображении нужно взять двойную производную отсчетов изображения по осям x и y .

На реальных изображениях с увеличением DFD корреляционные связи между фрагментами изображений существенно снижаются, поэтому гарантировать снижение объема кода практически невозможно [1]. Из-за этого НСКО определялось комбинированно: до некоторого значения DFD, называемого пороговым, восстановление фрагментов производилось с учетом векторов движения, а при его превышении — без учета.

Оценка верности воспроизведения изображения для тестовых сюжетов. В данной статье оценивается верность воспроизведения изображения для тестовой последовательности, включающей два кадра изображения типа «портрет», мало отличающиеся друг от друга, т. е. все перемещения происходят в пределах зоны поиска. Оценка проводилась для различных факторов квантования спектральных коэффициентов F . Верность изображения рассчитывалась в соответствии с (1) и (2) для изображений, восстановленных при помощи векторов движения и без них. В силу того, что на визуальное восприятие влияет точность воспроизведения контуров, в тестовом изображении выделялись контуры, и верность изображения оценивалась по тем же самым выражениям.

Для описанного тестового сюжета зависимости значений НСКО от пороговых величин DFD изображены на рис. 1–4. Зависимости на рис. 1, 2 построены при отсутствии компрессии спектральных коэффициентов ($F = 1$), а на рис. 3, 4 — для $F = 10, 15, 20$, применяемых при реальном MPEG-кодировании. Рис. 1, 3 отражают результаты оценки по самим изображениям, а рис. 2, 4 — по выделенным контурам.

На графиках видно, что НСКО уменьшается с увеличением значения DFD, причем существенно — до порогового значения $DFD = 4096$ для всех критериев и для всех факторов квантования, кроме $F = 1$. После этого значения НСКО либо слабо меняется, либо не изменяется совсем. Для фактора квантования $F = 1$ график становится практически не изменяющимся после порогового значения $DFD = 2048$. Поведение графиков после значения $DFD = 4096$ объясняется малыми смещениями объектов в тестовом изображении: нет таких ситуаций, когда смещение объекта превышает

зону поиска векторов движения, т. е. всегда находится смещенный макроблок. Значений $DFD > 16384$ для данного тестового изображения не существует. Можно сказать, что использование векторов движения для статических видеопоследовательностей и видеопоследовательностей, претерпевающих незначительные изменения, приводит к улучшению визуального восприятия декодированного изображения. Это подтверждается как полученными значениями критериев верности, причем при различных факторах квантования, так и визуальными оценками.

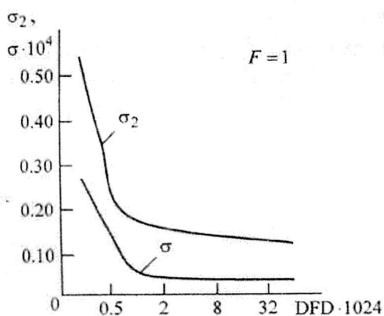


Рис. 1

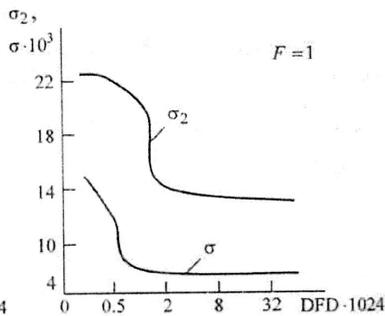


Рис. 2

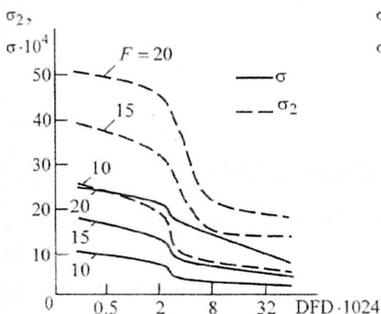


Рис. 3

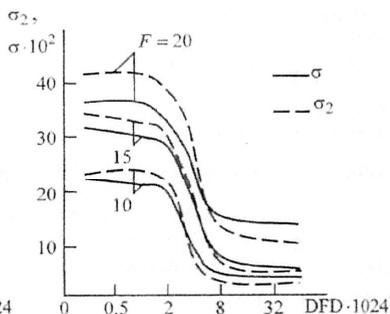


Рис. 4

При визуальной оценке тестовых сюжетов наблюдалось улучшение качества восстановленного изображения с ростом порогового значения до 4096. При дальнейшем его увеличении видимого улучшения качества не наблюдалось.

Для ситуации, когда тестовая последовательность состояла из двух разнородных кадров: один кадр — изображение типа «портрет» (большой объект на плавно изменяющемся фоне); другой кадр — изображение, насыщенное мелкими деталями, — визуальное качество восстановленного изображения улучшалось на тех фрагментах, где DFD не превышала порогового значения 4096. При превышении этой величины наблюдаются явные искажения на участках с неизменной или плавно изменяющейся яркостью. При этом также наблюдалось резкое увеличение НСКО.

Таким образом, в результате проведенного исследования установлено следующее:

1. Введение порога значений для DFD позволяет получить все преимущества от использования векторов движения при кодировании изображений с крупными объектами и резкими контурами, с медленным движением, а также не ухудшает (мало искажает) декодированное изображение с большими значениями DFD. Напротив, кодирование без использования порога приводит к искажениям объектов, обладающих существенным динамизмом, а также при смене сюжета.

2. Алгоритмы анализа и компенсации движения, использующие в качестве оценки схожести блоков абсолютную меру разности, будут эффективно работать лишь при $DFD < 4096$. В этом диапазоне высока корреляция между DFD и размером выходного кода, иными словами, меньшее значение DFD обеспечивает меньшую длину кода [1].

3. Результаты, даваемые объективными критериями верности, совпали с результатами визуальной оценки. В частности, визуальная оценка качества показала, что ограничение DFD пороговым значением позволяет существенно снизить искажения при резкой смене сюжета и в то же время сохраняет эффект применения векторов движения при кодировании.

Литература

1. *Прэтт У.* Цифровая обработка изображений: В 2 кн. — М.: Мир, 1982. — Кн. 2. — 480 с.

2. *Шиманский Е. Ю.* Оптимизация алгоритма поиска векторов движения в формате MPEG-2 // Матер. междунар. коиф. «Телевидение: передача и обработка изображений», 21–22 мая 2002 г., Санкт-Петербург. — СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2002. — С. 13–14.

// Известия вузов России. Радиоэлектроника. — 2002. — Вып. 2. — С. 57–62.

Роберт Евгеньевич Быков
Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет, Санкт-Петербург
Евгений Юрьевич Шиманский
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

СОКРАЩЕНИЕ ВРЕМЕННОЙ ИЗБЫТОЧНОСТИ ЦИФРОВЫХ СИГНАЛОВ В СИСТЕМАХ ВЕЩАТЕЛЬНОГО ТЕЛЕВИДЕНИЯ

На базе исследования межкадровых корреляционных связей в типичных для вещательного телевидения сюжетах рассмотрены вопросы сокращения временной избыточности цифровых телевизионных сигналов. Даны рекомендации по построению адаптивных устройств кодирования динамических изображений для цифровых телевизионных систем.

Телевидение вещательное, сокращение избыточности, цифровые сигналы, кодирование, качество изображения.

Изучение статистики последовательности изображений, передаваемых по телевидению в видеотелефонии и для видеоконференц-связи, показывает, что данные изображения обладают высоким уровнем межкадровой корреляции. При этом коэффициенты корреляции часто оказываются большими, чем для соседних элементов в кадре. Отсюда появляется возможность сократить цифровой поток за счет применения кодирования на основе преобразований, обеспечивающих декорреляцию по отношению к последовательностям кадров [1]–[3]. Среди множества способов сокращения временной избыточности сигналов изображения одним из наиболее эффективных является устранение избыточности использованием информации о движении фрагментов изображения, в частности применением алгоритмов поиска и компенсации движения, используемых в формате цифрового телевидения MPEG-2. Этот формат наряду с процедурами сокращения временной избыточности цифрового потока предусматривает компрессию сигналов изображения. В основу преобразования видеоданных в формате MPEG-2 положены три основных принципа:

- кодирование с предсказанием, обеспечивающее временную декорреляцию, осуществляемое вычислением межкадровой разности и передачей информации о векторах смещения фрагментов изображения, минимизирующих эту разность;

- кодирование с преобразованием, позволяющее осуществить пространственную декорреляцию исходных отсчетов сигнала изображения и обеспечить физиологически обоснованное частотно-зависимое квантование спектральных отсчетов;

- статистически согласованное кодирование, использующее принципы RLC (run-length coding один из видов группового кодирования) и VLC (variable length coding – кодирование переменной длины).

Принципы компенсации движения. В процессе развития сюжета отдельные объекты передаваемой сцены перемещаются в плоскости кадра вследствие собственного движения, перемещения камеры или масштабирования [4]. Рассматривая динамику изображения, следует учитывать, что время от времени происходит смена сюжета. При этом изменения могут быть глобальными, т. е. во всем кадре (например, при переключении сюжета передачи с одной камеры на другую), или локальными, охватывающими лишь несколько ограниченных участков раstra, что может быть связано со скачкообразными перемещениями объектов в сюжете, резкими изменениями их яркости или другими причинами.

Значительное распространение в настоящее время получил метод гибридной обработки динамических изображений, базирующийся на использовании анализа движения внутри трехмерного блока (с учетом оси времени) и на двухмерном групповом кодировании в пространстве [5]. Данный метод позволяет осуществлять так называемую компенсацию движения – ставить в соответствие предыдущему по времени двумерному блоку блок, смещенный в следующем кадре на величину, определяемую вектором, компонентами которого являются смещения $\Delta i, \Delta j$ (i, j – порядковые номера элементов изображения). Этот вектор принято называть вектором движения. Таким образом, удастся учесть перемещение объекта в изображении за время Δt кадра. При этом если Δi и Δj – целые числа, то $b(i + \Delta i, j + \Delta j, t + \Delta t) = b(i, j, t)$, где b – яркость. Точное равенство, естественно возможно лишь при условии, что движение объекта исчерпывается плоскопараллельным смещением, его освещенность неизменна, градиент яркости фона за время Δt отсутствует и все объекты в блоке перемещаются с одной и той же скоростью. Компоненты вектора движения могут быть нецелочисленными, т. е. в общем случае приходится решать задачу минимизации меры различия анализируемых блоков:

$$\min_{\Delta i, \Delta j} = \sum_{i, j \in \text{block}} D[b(i + \Delta i, j + \Delta j, t + \Delta t) - b(i, j, t)] \quad (1)$$

где мера корреляции блоков (displayed frame difference – DFD) $D(\Delta b)$ может быть произвольной.

Как правило, используют DFD квадратичную $D(\Delta b) = (\Delta b)^2$ или абсолютную $D(\Delta b) = |(\Delta b)|$.

В соответствии с форматом MPEG-2 изображение разбивается на блоки размером 16 x 16 элементов – макроблоки. Каждый элемент изображения макроблока в кадре k сравнивается с соответствующими элементами изображения макроблоков кадра $(k + 1)$, принадлежащих некоторой зоне поиска. Согласно алгоритму формата MPEG-2, эта зона выбирается вокруг анализируемого макроблока, но в кадре $(k + 1)$. Размер зоны поиска обычно ограничивается аппаратными затратами. Как правило, он составляет 48 x 48 элементов изображения.

С точки зрения уменьшения аппаратных затрат, выбирают абсолютную DFD. Значения Δi , Δj , удовлетворяющие (1), принимаются за величины межкадрового смещения блока. С учетом этих смещений вычисляется разность блоков между соответствующими элементами изображения, и разностный блок кодируется в соответствии с форматом MPEG-2.

Мера корреляции блоков DFD и длина выходного кода. Анализ литературы показывает, что длина выходного кода зависит от содержания изображения [6]. Нами использовались изображения, которые по характеру яркостной картины условно можно отнести к следующим:

- крупный план;
- изображения с множеством мелких деталей;
- изображения, содержащие области со значительными градиентами яркости (условно-контурные).

По характеру движения использовались видеопоследовательности, содержащие различные виды динамики (случайные перемещения, масштабирование, панорамирование) Примеры измерений и результаты статистической обработки приведены далее.

Рассмотрена зависимость размера выходного кода от абсолютной меры DFD. Моделирование производилось с использованием статических тестовых изображений. Для этого каждый макроблок сравнивался со всеми блоками изображения, поэтому можно было считать, что он сравнивался с набором случайных макроблоков. Задача состояла в определении корреляционной связи между DFD и размером выходного кода.

Алгоритм обработки видеопоследовательности в соответствии с форматом MPEG-2 предусматривал перенос этой процедуры из временной области в частотную. Деление спектральных коэффициентов на фактор квантования F , принимающий значения 1... 62 или 1... 112, производилось в соответствии с выбранной шкалой

квантования и установленным округлением результатов [1]. Зигзагообразное считывание коэффициентов и статистическое кодирование реализовывались при помощи алгоритма RLC-VLC, т. е. наиболее вероятные символы кодировались короткими кодовыми словами, а наименее вероятные – длинными.

Для исследования длины выходного кода при кодировании разностного макроблока, полученного вычитанием сигналов соответствующих элементов изображения макроблока в кадре k и макроблока в кадре $(k + 1)$, строилась программная модель. При моделировании алгоритм обработки изображения полностью соответствовал алгоритму обработки в кодере MPEG-2. Каждый макроблок сравнивался со всеми макроблоками изображения, вычислялись $|\Delta|$ – DFD и L – длина кода (code length – CL) для каждой пары макроблоков. Анализ производился для различных значения фактора квантования: $F = 1 \dots 62$.

Графики, отражающие указанные процессы, представлены в виде двумерных гистограмм (рис. 1 а, б), на которых N – количество событий с данным значением длины кода L и DFD – $|\Delta|$. Максимальное значение для одного элемента гистограммы ограничено числом $N = 255$. Графики для изображения крупного плана (портрет) (рис. 1 а) и мелкоструктурного изображения (рис. 1 б) построены для фактора квантования $F = 1$, дающего коэффициент деления $Q = 2$, на который делятся трансформанты [1]*.

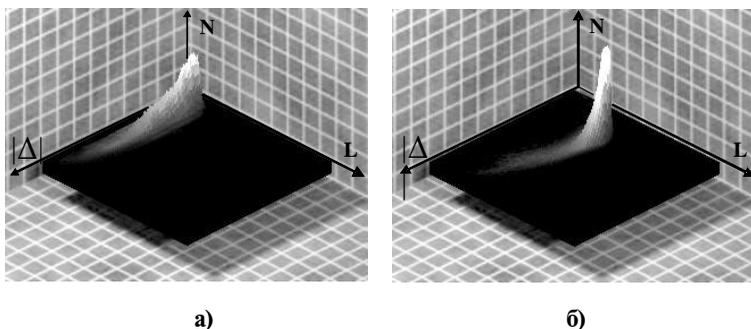


Рис. 1 а, б

Обработка и анализ полученных результатов показывают:

- что наблюдается положительная корреляция между DFD и CL, имеющая нелинейный характер;
- корреляция между значениями DFD $|\Delta|$ и размером выходного кода L мала, причем как при больших значениях $|\Delta|$, так и при

малых: это видно по ширине разброса значений L при фиксированном значении $|\Delta|$;

- для изображения с множеством мелких деталей размер выходного кода увеличивается, о чем свидетельствует смещение максимума L в сторону больших значений;

Для оценки коэффициента корреляции между значениями длины кода и разности суммы модулей использовали методику, изложенную в [6]. Коэффициент корреляции между двумя случайными величинами $R_{|\Delta|,L}$ рассчитывался по формуле для простой нелинейной корреляции при сгруппированных данных. Переменная $|\Delta|$ являлась зависимой переменной, а L — объясняющей; при этом учитывалось, что $R_{|\Delta|,L} \neq R_{L,|\Delta|}$. Верхний предел для $|\Delta|$ ограничивался значением 4096. Полученные результаты иллюстрируются рис. 2.

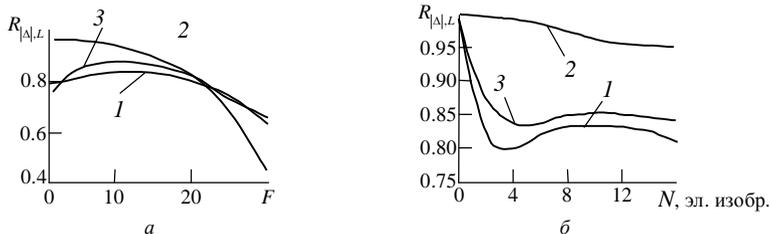


Рис. 2. Зависимость коэффициента корреляции от:
а) фактора квантования; б) размера зоны поиска.

Коэффициент корреляции рассчитывался для трех типов изображений: изображение крупного плана — «портрет» (рис. 2 а и б, кривые 1); мелкий план — «высокочастотное изображение» (рис. 2 а и б, кривые 2); средний план — изображение с ярко выраженными контурами (рис. 2 а и б, кривые 3).

Кривые на рис. 2 а отображают зависимость коэффициента корреляции от фактора квантования, принимающего значения $F = 1 \dots 30$ при фиксированном радиусе зоны поиска, равном 16 элементам изображения. Кривые на рис. 2 б отображают зависимость коэффициента корреляции от радиуса зоны поиска, принимающего значения $0 \dots 16$ элементов изображения при фиксированном факторе квантования $F = 5$.

Анализ полученных экспериментальных данных показывает:

- что коэффициент корреляции имеет значение, близкое к единице, только для изображения, насыщенного мелкими деталя-

ми, но при этом средняя длина кода выходного потока довольно высока, т. е. можно отметить, что в данной ситуации сжатие будет минимальным. Иными словами, хотя коэффициент корреляции и высок, выигрыш от использования векторов движения для такого рода изображения будет мал;

- для мелкоструктурного изображения (рис. 2 а, кривая 2) коэффициент корреляции резко падает при увеличении F . Это обусловлено тем, что при увеличении фактора квантования высокочастотные коэффициенты обнуляются, и длина кода резко падает независимо от того, имеют ли высокую или малую корреляцию два сравниваемых блока;

- для контурного изображения (рис. 2 б, кривая 3) и изображения типа «портрет», включающего значительное число фрагментов с большими градиентами яркости (рис. 2 б, кривая 1), зависимости имеют одинаковый характер. Они свидетельствуют о довольно низком коэффициенте корреляции даже при минимальной зоне поиска (1 элемент изображения). При факторе квантования $F = 1... 10$ коэффициент корреляции имеет приемлемое значение $0.8... 0.9$, т. е. с довольно большой вероятностью по значению DFD можно прогнозировать размер выходного кода. Но следует учесть, что графики построены при ограниченном значении DFD $|\Delta| = 4096$. Как видно из рис. 1, при малых значениях $|\Delta|$ разброс длины кода L незначителен. При $|\Delta| = 4096$ разброс резко увеличивается, и количество событий N возрастает, что приводит к уменьшению коэффициента корреляции. Спад кривых при факторах квантования $15... 30$ объясняется слабой зависимостью значения DFD $|\Delta|$ исследуемых блоков от длины кода L , так как она при таких значениях фактора квантования минимальна и при $F = 25... 30$ приблизительно одинакова для всех трех сюжетов (т. е. фактически не зависит от типа сюжета).

На основании приведенных результатов исследования можно сделать следующие выводы.

1. Степень «похожести» блоков и длина выходного кода в формате MPEG-2 – слабокоррелированные величины, и если при ограничении значения $|\Delta|$ порогом 4096 коэффициент корреляции для всех типов изображений имеет приемлемое значение (порядка 0.8), то при увеличении порога он уменьшается. Поэтому в кодирующем устройстве в формате MPEG-2 целесообразно предусмотреть возможность выбора: включать ли блок, содержащий поэлементную разность блоков с данными о векторе движения, в выходной поток или кодировать непосредственно основной блок (без использования данных о векторе движения). Проводить такой выбор можно по длине кода.

2. Эффект от использования векторов движения будет максимальным на крупно-структурных сюжетах — с наличием контрастных границ, контуров, переходов и т. д.

3. При проектировании аппаратуры целесообразно включать схему выделения контуров и поиск движения производить только для макроблоков, в которых присутствуют контура. В этом случае можно существенно увеличить зону поиска векторов движения.

Литература

1. *Быков Р. Е.* О временной декорреляции телевизионных сигналов // Радиоэлектроника. Изв. вузов России, 2000. — Вып. 2. — С. 80–36.

2. *Быков Р. Е.* Теоретические основы телевидения. — СПб.: Лань, 1998. — 282 с.

3. Статистический анализ качества изображений MPEG-2 для телевизионного вещания / Е. Накасу, К. Аски, Р. Яджима и др. // Техника кино и телевидения. — 1997. — № 3. — С. 24–27.

4. *Ферстер Э., Ренц Б.* Методы корреляционного и регрессионного анализа М: Финансы и статистика, 1983. — 302 с.

5. Цифровая обработка телевизионных и компьютерных изображений / Под ред. Ю. Б. Зубарева и В. П. Дворковича: МНЦТИ. — М., 1997. — 256 с.

6. ISO/IEC 1.3818. Information Technology — Generic coding of moving pictures and associated audio information. Pt. 2: Video / ITU-T, 1996.

// Известия вузов России. Радиоэлектроника. — 2002. — Вып. 1. — С. 62–67.

Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

УСИЛИТЕЛИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

В этом году, 8 ноября, исполняется 100 лет со дня открытия Вильгельмом Конрадом Рентгеном X-лучей, которые в честь первооткрывателя были названы рентгеновскими. Это открытие знаменовало новый этап в развитии медицинской диагностики: стало возможным анализировать функции и морфологию внутренних органов пациента по теньвым рентгеновским изображениям.

С момента открытия и до настоящего времени, несмотря на появление новых методов визуализации внутренних структур в различных физических полях, рентгенодиагностика традиционно сохраняет первое место и ей пока нет альтернативы. Это стало возможным благодаря изобретению и разработке усилителя рентгеновских изображений (УРИ) с телевизионным каналом воспроизведения, позволившего существенно снизить лучевую нагрузку при рентгенодиагностических исследованиях и значительно расширить диагностические возможности метода.

До появления УРИ рентгеновское изображение наблюдалось на флюоресцирующем экране либо регистрировалось на пленку. При мощностях дозы рентгеновского излучения, которые допустимы в медицинской рентгенокопии, яркость флюоресцирующего экрана чрезвычайно мала и глаз рентгенолога работает в режиме сумеречного зрения, при котором плохо различаются мелкие детали и слабые перепады контраста. Остается загадкой, как при такой яркости вообще можно ставить диагноз. Вероятно, рентгенологу помогает «Зоркость разума» и адаптация к темноте в течение 15–20 минут. С помощью УРИ только за счет усиления яркости рентгеновского изображения повышается информативность рентгенокопического исследования в несколько раз при мощности дозы в 3–5 раз мень-

шей, чем на рентгеновском экране. Кроме того, УРИ дает целый ряд других преимуществ.

Дистанционное наблюдение на экране монитора позволяет в случае необходимости осуществлять анализ изображения группой рентгенологов и существенно облегчает обучение студентов искусству расшифровки рентгенограмм. Цифровая рентгенография позволяет мгновенно получить снимок на мониторе или в памяти компьютера и, в ряде случаев позволяет исключить необходимость рентгеновского снимка. Цифровая обработка позволяет препарировать изображения, убирая из него мешающие структуры, и улучшать качество изображения по четкости и контрастности, и подавить шумы.

В основе современных УРИ лежит передовая технология преобразования, обработки и воспроизведения рентгеновского изображения.

Необходимость в УРИ остро ощущается практически во всех медицинских учреждениях России. Достаточно сказать, что в России в настоящее время находится в эксплуатации не менее 30 тысяч стационарных рентгеновских аппаратов, из которых только около 10% оснащены УРИ, остальные нуждаются в дооснащении.

В настоящее время УРИ для стационарных рентгеновских аппаратов выпускают три предприятия: Загорский оптико-механический завод (г. Загорск Московской обл.), малое предприятие при НИИ Телевидения (Санкт-Петербург) и «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург).

УРИ-М2, выпускаемые Загорским оптико-механическим заводом, разработаны более 10 лет назад и производятся в данное время на устаревшей элементной базе с применением в телевизионном канале передающих телевизионных трубок класса видикон (плюмбикон).

УРИ-27 малого предприятия при НИИ Телевидения, выпускаемые с 1994 года, также разработаны на передающих телевизионных трубках.

УРИ-612 выпускаются «НИПК «Электрон» с июня 1994 года. УРИ-612 разработано на современной элементной базе. В качестве датчика телевизионного сигнала применена ПЗС-матрица фирмы «Филипс».

Все три предприятия в качестве преобразователя рентгеновского сигнала используют преобразователь РЭП-1, выпускаемый Московским электроламповым заводом.

Основным элементом, определяющим различное качество УРИ, является датчик телевизионного сигнала.

УРИ, которые в качестве датчика телевизионного сигнала имеют передающие телевизионные трубки, обладают целым рядом недостатков: малый срок службы, малый динамический диапазон, инерционность (смаз изображения движущихся органов), координатные искажения, неравномерный фон.

УРИ, имеющие в качестве датчика телевизионного сигнала ПЗС-матрицы, свободны от этих недостатков, поэтому ведущие зарубежные фирмы в области производства рентгеновской техники («Филипс», «Сименс») перешли в своих современных разработках на твердотельные преобразователи свет-сигнал (ПЗС-матрицы). Это же сделал «НИПК «Электрон».

Если вы желаете повысить эффективность работы рентгеновского отделения (кабинета), приобретайте усилители рентгеновского изображения, например типа УРИ-612 или УРИ-612П.

Эти усилители предназначены для оснащения новых и модернизации действующих стационарных рентгеновских аппаратов отечественного или импортного производства всех модификаций: РУМ-20, РУМ-20М, Рентген-30, Рентген-40, Рентген-50, Т-800, Е-750 и др.

Конструкция УРИ позволяет произвести модернизацию с минимальными техническими доработками. Малые габариты и вес электронно-оптического блока позволяют без потолочного уравновешивателя установить его вместо экрана в рентгеновский аппарат.

Изделие УРИ-612 (612П) рекомендовано Минздравом РФ к серийному производству и широкому применению в медицинской практике.

// Мед. информ. – 1995. – № 5. – С. 11.

**Юрий Арнольдович Вейц,
Анатолий Иванович Мазуров,
Михаил Борисович Элинсон**
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

УСИЛИТЕЛИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ С ЦИФРОВЫМ ВЫХОДОМ

Открытие в 1895 году Вильгельмом Конрадом Рентгеном X-лучей, которые в честь первооткрывателя были названы рентгеновскими, положило начало развитию систем визуализации внутреннего строения человеческого организма. Это знаменовало новый этап в развитии медицинской диагностики.

С тех пор и до настоящего времени, несмотря на вредное биологическое действие рентгеновского излучения и появление менее инвазивных методов визуализации внутренних структур, рентгенодиагностика традиционно сохраняет первое место и ей пока нет альтернативы. Это объясняется, во-первых, высокой информативностью метода и, во-вторых, непрерывным совершенствованием технических средств визуализации рентгеновских изображений.

До появления усилителей яркости рентгеновского изображения (УРИ) последнее наблюдалось непосредственно на флюоресцирующем экране или регистрировалось на специальную (рентгеновскую) пленку. Метод визуализации рентгеновского изображения с помощью флюоресцирующего экрана крайне несовершенен. Учитывая вредное влияние рентгеновских лучей на человеческий организм, просвечивание осуществляют при мощностях дозы в плоскости экрана не более 200 мкР/с. При таких дозах яркость экрана не может быть более $3 \cdot 10^{-3}$ кд/м², и глаз рентгенолога работает в режиме сумеречного зрения, при котором плохо различаются мелкие детали и слабые перепады контраста. Рентгенолог не способен извлечь из такого изображения всю информацию, которая в нем содержится. Чтобы зрение не ограничивало возможности рентгеноскопии, яркость изображения должна быть не менее 100 кд/м², поэтому до появления УРИ высококачественная диагностика осуществлялась только с помощью регистрации изображения на рентгеновскую пленку. Рентгеноскопия использовалась в ограниченном количестве методик при функциональных исследованиях и для поиска области интереса при прицельной рентгенографии.

Изобретение в 50-х годах УРИ послужило началом внедрения в рентгенологическую практику рентгенотелевизионных систем, которые фактически осуществили революцию в рентгенодиагностике. В первую очередь это относится к оснащению первых рабочих мест рентгенолога (поворотных столов-штативов рентгеновских аппаратов) УРИ вместо рентгеновского экрана.

В мировой практике УРИ на первом рабочем месте рентгенолога стало рутинным прибором благодаря тому, что с помощью УРИ только за счет усиления яркости рентгеновского изображения повышается информативность рентгенологического исследования в несколько раз при мощности дозы в 3–5 раз меньшей, чем на рентгеновском экране. Кроме того, УРИ дает целый ряд других преимуществ. Рентгенологу нет надобности адаптироваться в полной темноте, он может работать в полутемном помещении. Наблюдение на экране монитора позволяет в случае необходимости анализировать изображения группой рентгенологов, что суще-

ственно облегчает обучение студентов и молодых рентгенологов искусству расшифровки рентгенограмм.

Внедрение в УРИ достижений цифрового телевидения расширило список этих преимуществ. Появилась возможность проведения цифровой обработки изображения, которая позволяет препарировать изображения, убирая из него мешающие структуры, и улучшить качество изображения по четкости, контрастности и зашумленности, а также прицельной цифровой рентгенографии, которая в рентгеновских кабинетах ведущих зарубежных стран равноправно существует с традиционной пленочной рентгенографией и во все большей степени заменяет ее вследствие целого ряда преимуществ.

Цифровая рентгенография позволяет немедленно получить высококачественную рентгенограмму при меньшей дозе, экономит дорогостоящую рентгеновскую пленку и проявочные материалы. Цифровое хранение снимков позволяет экономить место в архиве. Появляется возможность передачи рентгенограмм по компьютерным сетям для дистанционных консультаций. Увеличивается пропускная способность рентгеновских кабинетов и уменьшается время обслуживания одного пациента. Процесс получения рентгенограмм становится экологически чистым (исключается фотолаборатория).

В основе УРИ лежит передовая технология преобразования, обработки и воспроизведения рентгеновского изображения. Современные УРИ состоят из электронно-оптического блока, телевизионного канала, монитора и канала цифровой рентгенографии. В электронно-оптическом блоке, который устанавливается на рентгеновском аппарате вместо рентгеновского экрана, происходит преобразование невидимого рентгеновского изображения в видеосигнал. Это «сердце» УРИ. Его производит ограниченное количество фирм, ведущими из которых являются «Siemens» (Германия), «Philips» (Голландия), «Thomson» (Франция), «Toshiba» (Япония), «Chirana» (Чехия), «НИПК «Электрон» (Россия). Другие фирмы, поставляющие на рынок медицинского оборудования УРИ, как правило, используют электронно-оптические блоки этих фирм.

Видеосигнал с телевизионной камеры электронно-оптического блока поступает в блок телевизионного канала, в котором после необходимых электронных обработок формируется видеосигнал для монитора и канала цифровой рентгенографии.

Сравнительные параметры и характеристики УРИ ряда фирм приведены в таблице.

Сравнительные параметры и характеристики УРИ

Характеристики УРИ	УРИ-612П, «НИПК «Электрон» (Россия)	УРИ-612Т1, «НИПК «Электрон» (Россия)	УРИ-612Т3, «НИПК «Электрон» (Россия)	ТН59429, «Thomson» (Франция)	ТН59428, «Thomson» (Франция)	ZOX-274, «Chigana» (Чехия)
Тип РЭОП	РЭП-1 МЭЛЗ	ТН 9429 («Thomson»)	ТН 9428 («Thomson»)	ТН 9429 («Thomson»)	ТН 9428 («Thomson»)	013QA4 1G (TESP)
Количество рабочих полей	2	1	3	1	3	2
Диаметры рабочих полей, не менее, мм:						
1-е поле (основное)	212	215	215	215	215	250
2-е поле	150	–	160		160	175
3-е поле	–	–	120		120	
Разрешающая способность не менее, мм:						
1-е поле (основное)	1,2	1,6	1,6	1,6	1,6	1,0
2-е поле	1,6	–	2,0		1,8	1,4
3-е поле	–	–	2,0		2,0	
Интегральная дисторсия, не более, %	8	4	4	4	4	10
Пороговый контраст, не более, %	2	1,5	1,5	2	2	2
Динамический диапазон, не менее, раз	50	100	100	60	60	50
Неравномерность яркости (Шейдинг-коррекция)	15	< 10	< 10	10	10	15
Чистота выходного изображения (суммарное кол-во пятен), не более, шт.	13	Не более ≤ 5	Не более ≤ 5	5	5	7
Отношение сигнал/шум, не менее дБ	34	36	36	36	36	34
Выход на стабилизатор	+	+	+	–	–	+
Масса электронно-оптического блока, не более кг	25	20	20	22	22	44,5
Гамма-коррекция	–	1–0,45	1–0,45	1–0,6	1–0,6	–
Цифровая память изображений	1	1000	1000	1	1	–
ТВ-датчик	ПЗС	ПЗС	ПЗС	ПЗС	ПЗС	ПЗС
Шумоподавитель	–	+	+	+	+	–
Круглый гасящий	–	+	+	+	+	+
Поворот изображения верх-низ, лево-право	–	+	+	+	+	–
Позитив-негатив	–	+	+	–	–	–

Характеристики УРИ	УРИ-612П, «НИПК «Электрон» (Россия)	УРИ-612Г1, «НИПК «Электрон» (Россия)	УРИ-612ТЗ, «НИПК «Электрон» (Россия)	ТН59429, «Thomson» (Франция)	ТН59428, «Thomson» (Франция)	ZOX-274, «Chigana» (Чехия)
Габариты электронно-оптического блока:						
максимальный диаметр, мм	380	300	300	300	300	390
длина, мм	560	490	490	485	485	688
Варианты исполнения:						
без потолочного уравнивателя	–	+	+	+	+	–
с потолочным уравнивателем	+	+	+	+	+	+

Явные преимущества УРИ перед традиционными приемниками рентгеновских изображений (экран, пленка) побудили развитые страны законодательно запретить просвечивание без УРИ и разработать научные программы перехода от рентгенографии на пленку на цифровую рентгенографию. В странах Западной Европы запретительные законодательные акты действуют уже не менее 10 лет, в то время как в Российской Федерации большинство действующих рентгеновских аппаратов не имеют УРИ.

В связи с принятием в декабре 1995 года Закона о радиационной безопасности населения России и вступлением в силу новых норм радиационной безопасности (НРБ–96) в России вопросу оснащения рентгеновских аппаратов УРИ также стали уделять большое внимание. Минздрав России запретил выпуск новых моделей поворотных столов-штативов без УРИ. В Москве Департамент здравоохранения приказом № 180 от 27.03.96 просвечивание без УРИ запретил повсеместно. По мнению авторов, в таких приказах нуждаются все регионы России, а решение проблемы дооснащения действующих рентгеновских аппаратов УРИ должно быть первоочередным в программах технического оснащения отделений лучевой диагностики.

Анализ приведенной выше таблицы показывает, что «НИПК «Электрон» производит УРИ серии 612, которые не уступают зарубежным аналогам и могут быть использованы для оснащения новых и модернизации действующих поворотных столов-штативов всех модификаций как отечественного, так и импортного производства.

Малые габариты и масса электронно-оптического блока (20–25 кг) (рис. 1) позволяют без потолочного уравнивателя устанавливать отечественные усилители УРИ-612П, УРИ-612ПТ1 и УРИ-612ПТ3 вместо экрана в рентгеновские аппараты с жесткой конструкцией экрано-снимочного устройства (рис. 2).



а)



б)

Рис. 1. Варианты (а и б) электронно-оптического блока УРИ-612



Рис. 2. Усилитель рентгеновского изображения серии УРИ-612 в составе рентгеновского аппарата

УРИ этой серии обеспечивают высококачественную рентгеноскопию с высоким контрастом, пространственным разрешением и низким уровнем шумов, а также мгновенную цифровую рентгенографию, заменяющую прицельные снимки. УРИ обеспечивает

высокое качество изображения при мощности дозы в плоскости приемника начиная с 30 мкР/с. Телевизионная камера на ПЗС-матрице (рис. 3), на которую изображение передается с помощью светосильного, корректирующего дисторсию РЭОП объектива (рис. 4), с разрешением более 450 000 элементов обеспечивает динамический диапазон, сравнимый с динамическим диапазоном рентгеновской пленки, не дает смаза движущихся объектов. Срок службы и надежность камеры во много раз превышают эти параметры у камер на телевизионных трубках. Встроенный видеопроцессор позволяет осуществлять цифровую обработку и улучшать качество изображения непосредственно в процессе рентгеноскопии. В УРИ применено эффективное шумоподавление с сохранением четкости движущихся органов. Цифровая обработка при повторном просмотре и архивировании запомненных изображений осуществляется в компьютере. УРИ снабжены удобной передвижной стойкой (рис. 5), на которой размещены монитор и блок телевизионного канала.

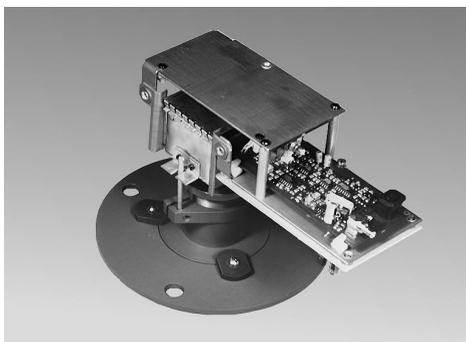


Рис. 3. Телевизионная камера на ПЗС-матрице, входящая в состав УРИ-612



Рис. 4. Объектив ОПР-1 переноса изображения с рентгеновского преобразователя на телевизионную камеру



Рис. 5. Стойка приборная с блоком телевизионного канала и монитором усилителя УРИ-612

Замена рентгеновских экранов на УРИ позволит перевести на современный технический уровень находящиеся в эксплуатации рентгеновские аппараты. УРИ с каналом цифровой прицельной рентгенографии дают возможность постепенного отказа от дорогостоящей рентгеновской пленки и перехода на создание архива цифровых рентгеновских снимков.

В заключение можно сказать, что повсеместное оснащение поворотных столов-штативов УРИ серии УРИ-612 повысит качество лучевой диагностики, уменьшит лучевую нагрузку на пациентов и персонал и будет способствовать постепенному переходу на цифровую рентгенографию.

X-RAY IMAGE INTENSIFIERS WITH DIGITAL OUTPUT

Yu. A. Veip, A. I. Mazurov, M. B. Elinson

Summary. The comparative parameters and characteristics of X-ray image intensifiers made by some Russian and foreign firms are given. It is noted that the 612 X-ray apparatus (Russia) are not inferior to its foreign analogues and they may be used for the equipping of rotating holding tables of all modifications, made both in Russia and foreign countries.

// Медицинская техника. – 1998. – № 6. – С. 10–13.

**Юрий Арнольдович Вейп,
Анатолий Иванович Мазуров,
Михаил Борисович Элинсон**
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург
Мария Михайловна Власова
Центр лучевой диагностики и терапии,
Санкт-Петербург

РЯД УСИЛИТЕЛЕЙ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ СЕРИИ УРИ-612

В настоящее время первое, а значит, главное рабочее место рентгенолога (поворотный стол-штатив) немислимо без усилителя рентгеновского изображения (УРИ).

Однако в медицинских учреждениях России находится в эксплуатации огромный парк рентгенодиагностических комплексов (РДК) без УРИ или с УРИ устаревших и отслуживших свой срок моделей.

Для решения технической стороны этой проблемы ЗАО «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург) разработало серию УРИ-612 на 9-, 12- и 16-дюймовых рентгеновских электронно-оптических преобразователях (РЭОП). Серия насчитывает несколько десятков модификаций УРИ-612 и имеет следующие функциональные и потребительские возможности.

Усилители серии УРИ-612 могут быть установлены на все типы поворотных столов-штативов как отечественного, так и импортного производства. На поворотные столы-штативы с жесткими экранно-снимочными устройствами (ЭСУ) УРИ-612 устанавливаются без потолочного уравнивателя. В этом отношении модификации УРИ-612 отличаются типом фланца стыковки с ЭСУ и наличием или отсутствием потолочного уравнивателя (рис. 1). Уже имеется опыт работы УРИ-612 в составе следующих РДК: РДК 50/6, «Медикс-Р», «Телемедикс-Р», «РУМ-20», «Ренекс», DMT-80К, ЕДР-750, «Undistat», «Viromatic 56», «Telestatix», TUR 800 и целого ряда других. Два идентичных пульта усилителей, дублирующих друг друга, позволяют устанавливать УРИ-612 как на обычные поворотные, так и телеуправляемые столы-штативы.

По функциональным возможностям серия УРИ-612 делится на два класса. К первому классу относятся усилители УРИ-612, предназначенные только для рентгеноскопии с возможностью запоминания последнего кадра при выключении просвечивания. Ко второму классу относятся усилители УРИ-612П, в которых, кроме режима рентгеноскопии, предусмотрен режим цифровой рентгено-

графии, в целом ряде случаев заменяющий прицельные снимки на пленку. Для осуществления второго режима УРИ-612 комплектуется аппаратно-программным комплексом «Эльф» (рис. 2), который позволяет записать изображение в память компьютера и при необходимости получить его твердую копию. Необходимо отметить, что класс УРИ-612П с аппаратно-программным комплексом «Эльф» является наиболее перспективным. «Эльф» позволяет внедрить на первое рабочее место РДК беспленочную технологию получения прицельных рентгеновских снимков, которая имеет ряд преимуществ перед пленочной технологией. Цифровые УРИ-612П резко сокращают эксплуатационные расходы за счет отказа от пленки, фотореактивов, фотолаборатории и пленочного архива. В несколько раз увеличивается пропускная способность первого рабочего места и производительность рентгенологов, уменьшается трудоемкость получения рентгеновских снимков, так как цифровые рентгеновские снимки получаются в считанные секунды даже после компьютерной коррекции, препарирования и согласования качества снимка со свойствами зрения. Цифровые УРИ-612П хорошо вписываются в общую тенденцию по созданию компьютерных сетей и цифровых архивов.



**Рис. 1. УРИ-612
с потолочным
уравнивателем**



**Рис. 2. Аппаратно-программный
комплекс «Эльф»**

Технические параметры и характеристики УРИ-612 и УРИ-612П, входящих в рассматриваемый ряд, во многом зависят от типа используемого рентгеновского электронно-оптического преобразователя и типа телевизионной системы. Ряд УРИ-612 предусматривает использование РЭОП Московского электролампового завода РЭП-1 (двухпольный с номинальным диаметром 230 мм); фирмы «Thomson» (Франция) с номинальными диаметрами 230, 320 и 400 мм и числом рабочих полей от 1 до 4; фирмы «Tesp» (Чехия) с номинальным диаметром 270 мм с двумя рабочими полями (рис. 3).



Рис. 3. Электронно-оптический блок УРИ-612 на РЭОП:
а – РЭП-1; б – 013QA41G; в – TH 9428; г – TH 9432

В УРИ-612 используются три модификации цифровых телевизионных систем. Телевизионными системами на полудюймовых ПЗС-матрицах с числом пикселей 776 x 582 оснащаются УРИ-612 на РЭОП с номинальным диаметром 230 мм. Эти системы имеют малощумящий усилительный тракт с регулируемым цифровым шумоподавителем. Подавление шума в изображении на 6 дБ происходит без смазывания движущихся органов. Степень подавления шума для неподвижных и малоподвижных органов может быть увеличена с пульта усилителя. В телевизионных системах предусмотрена компенсация неравномерности чувствительности УРИ по полю изображения, а также компенсация геометрических искажений и пятен РЭОП.

Параметры и характеристики УРИ-612 в зависимости от типа РЭОП

Характеристика УРИ-612	Тип РЭОП, производитель, страна				
	РЭП-1, МЭЛЗ, Россия	013QA41G, NTSP, Чехия	ТН 9428, «Thomson», Франция	ТН 9432, «Thomson», Франция	ТН 9437, «Thomson», Франция
Диаметр рабочих полей, мм	212/150	250/175	215/160/120	290/215/160	360/290/215/160
Чувствительность, мм Р/с	50	50	20	20	20
Число пикселей ТВ-камеры	776 x 582	776 x 582 или 1024 x 1024	776 x 582 или 1024 x 1024	1024 x 1024 или 2048 x 2048	2048 x 2048

С пульта УРИ (рис. 4) можно изменять полярность изображения (позитив-негатив), осуществлять инверсии изображения (верх-низ, лево-право), задавать уровень шумоподавления в зависимости от подвижности просвечиваемых органов.

Телевизионные системы на ПЗС-матрицах с числом пикселей 1024 x 1024 предназначены для УРИ-612 высокого разрешения, например для ангиографических комплексов или УРИ-612 с большими рабочими полями — диаметром 290 мм и более.

Телевизионные системы сверхвысокого разрешения (2048 x 2048 и 3072 x 2048 пикселей) используются в УРИ-612 для поворотных столов-штативов, которые могут не комплектоваться стандартными ЭСУ для прицельных снимков на пленку. Разрешающая способность УРИ-612 с этими телевизионными системами позволяет полностью заменить пленочную рентгенографию на цифровую. При рентгеноскопии УРИ-612 сверхвысокого разрешения работают в импульсном режиме (пульс-флюоро) с максимальной частотой смены кадров 20 кадров в секунду. Максимально возможная частота цифровых снимков — 4.

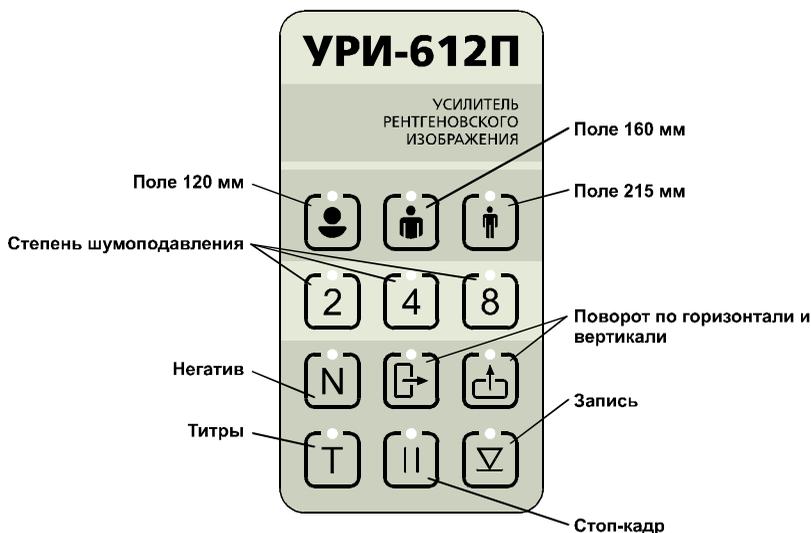


Рис. 4. Пример пульта управления УРИ-612

Использование в УРИ-612 цифровых телевизионных камер позволяет снизить лучевые нагрузки до 10 раз, улучшить качество изображений и резко сократить эксплуатационные расходы.

Все УРИ-612 оборудованы системами стабилизации мощности дозы во входной плоскости РЭОП, что автоматически оптимизирует качество изображения. Уровень установленной мощности дозы отображается на экране монитора. Система стабилизации легко адаптируется под конкретные типы питающих устройств.

Технические параметры и характеристики некоторых модификаций УРИ-612, которые зависят от типа используемого РЭОП, приведены в таблице.

Весь ряд УРИ-612 рассчитан на питание от однофазной сети переменного тока напряжением 220В с частотой 50Гц. УРИ-612 различают пороговый контраст не более 2% и имеют динамический диапазон не менее 50 раз.

Все нормируемые стандартом на УРИ (ГОСТ 26141-84) параметры УРИ-612 находятся на уровне лучших зарубежных аналогов. Все УРИ-612 могут работать в импульсном режиме, если на такой режим рассчитано рентгеновское питающее устройство.

Таким образом, можно констатировать, что техническая сторона проблемы переоснащения парка РДК усилителями ЗАО «НИПК «Электрон» решена. Использование ряда усилителей серии УРИ-612 в РДК будет содействовать внедрению в медицин-

скую практику современных технологий рентгенологических исследований. УРИ-612 позволяют снизить дозовые нагрузки на пациента и обслуживающий персонал в десятки раз; улучшить качество рентгеновских изображений и, как следствие, качество диагностики; сократить эксплуатационные расходы за счет отказа от пленки; фотолаборатории и пленочного архива, увеличить производительность рентгеновских кабинетов и уменьшить трудоемкость получения рентгеновских снимков.

Испытания и клиническая эксплуатация ряда УРИ-612 показали, что по параметрам качество/стоимость и надежность существенно выигрывают усилители на РЭОП фирмы «Thomson».

В заключение отметим, что производственные мощности ЗАО «НИПК «Электрон» позволяют выпускать усилители серии УРИ-612 до 500 штук в год.

A NUMBER OF X-RAY IMAGE INTENSIFIERS OF THE URI-612 TYPE

Yu. A. Veip, M. M. Vlasova, A. I. Mazurov, M. B. Elinson

Summary. The paper presents data on 9-, 12-, and 16-inch X-ray optical transducer X-ray image intensifiers commercially produced, their functional and consumers' capacities, as well as their advantages and technical data.

// Медицинская техника. —2000. —№ 5. —С. 28–31.

Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

РЕНТГЕН В ОПЕРАЦИОННОЙ

В последнее время появился целый ряд медицинских технологий, которые практически нельзя реализовать без непрерывного или периодического контроля проведения операции. К таким технологиям относятся: имплантация регулятора ритма сердца в кардиохирургии, дробление камней в почках человека с помощью ударных волн в урологии, стабилизация осколков и поиск (извлечение) инородных тел в хирургии несчастных случаев и ряд других. Выпускаемые палатные передвижные рентгеновские аппараты, например, 12П6, не приспособлены для таких технологий, так как имеют только снимочный режим, для этого необходимы специально разработанные мобильные хирургические рентгеновские аппараты, оборудованные усилителями рентгеновского изображения (УРИ) с телевизионной системой и цифровой памятью, которые позволяют осуществлять как «мгновенные» рентгеновские снимки, так и непрерывное просвечивание.

К таким хирургическим аппаратам предъявляется целый ряд специальных требований. Для удобства работы медицинского персонала, проводящего операцию, штатив аппарата выполняется в виде дуги, охватывающей операционное поле. На дуге располагаются источник рентгеновского излучения и УРИ с телевизионной камерой. Чтобы осуществить просвечивание оперируемого органа в нужной проекции без помехи хирургу, штатив имеет 5 степеней свободы: горизонтальное и вертикальное перемещения, орбитальное движение, поворот по вертикали на угол до $\pm 180^\circ$ вокруг горизонтальной оси, поворот по горизонтали на сектор до 40° вокруг вертикальной оси.

При проведении операции существенную лучевую нагрузку получает как пациент, так и обслуживающий персонал (вследствие

рассеяния излучения от пациента). Поэтому операционная должна быть оборудована всеми возможными средствами защиты. Радиальным методом уменьшения лучевой нагрузки на пациента и персонал является импульсный режим работы рентгеновской трубки с запоминанием изображения в цифровой памяти и воспроизведения изображения из памяти в период между импульсами. По сравнению с непрерывным просвечиванием, выигрыш в лучевой нагрузке пропорционален скважности импульсов рентгеновского излучения и может составлять сотни раз.

Для получения высокой четкости изображения, при значительном удалении операционного поля от приемника УРИ, в аппаратах используются рентгеновские трубки с фокусным пятном менее 0,7 x 0,7 мм и УРИ с высокой разрешающей способностью.

Хирургические рентгеновские аппараты имеют небольшие габариты и вес, что позволяет передвигать их по операционной одной медсестре.

Аппараты, удовлетворяющие перечисленным выше требованиям, серийно выпускаются уже много лет зарубежными фирмами PHILIPS (BV-25, BV-26, BV-27, BV-29), SIEMENS (SIREMOBIL 2, SIREMOBIL 4), CGR (STENOSCOPI D-6, STENOSCOPI D-9) и рядом других. Стоимость этих аппаратов находится в пределах от 100 000\$ до 300 000\$.

С 1994 года более дешевые отечественные аппараты начали выпускать две фирмы: аппарат РТС-612 производит «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург) и аппарат АПР-01 СП «Спектр-АП» (Москва).

По многим техническим параметрам эти аппараты равнозначны. Однако у них имеются и существенные различия. Так, РТС-612 выполнен полностью на отечественных функционально законченных узлах, в то время как в АПР-01 целиком использовано зарубежное УРИ французской фирмы «Апелем» с замкнутой телевизионной системой устаревшей модели. В РТС-612 использована современная телевизионная система на ПЗС-матрице, обеспечивающая существенно больший динамический диапазон и не дающая размазывания движущихся объектов. РТС-612 имеется два рабочих поля, одно из которых в 1,3 раза больше единственного поля аппарата АПР-01. Но в АПР-01 применено более мощное питающее устройство, позволяющее делать рентгеновские снимки на пленке. В РТС-612 эта задача решается с помощью видеопринтера или мультимедийной камеры. К настоящему времени продано более 30 аппаратов РТС-612, и спрос на них все более возрастает.

// Мед. информ. – 1995. – № 5. – С. 4.

**Юрий Арнольдович Вейп,
Анатолий Иванович Мазуров,
Михаил Борисович Элинсон**
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ХИРУРГИЧЕСКИЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ АППАРАТЫ СЕРИИ РТС-612

Эффективная рентгенодиагностика в условиях операционной возможна при наличии совершенных рентгенологических методик и хорошей оснащенности рентгеновской техникой. Рентгеновская техника должна позволять проводить оперативные полипозиционные и вместе с тем максимально щадящие исследования. Должна быть предусмотрена возможность получения анатомических структур и в статике, и в динамике. Рентгеновские изображения должны обладать высокой информативностью.

В настоящее время большинство рентгенооперационных травматологических пунктов, приемных покоев города оснащены устаревшими палатными передвижными рентгеновскими аппаратами, например 12П6, 9Л5 и др., которые не приспособлены для новых технологий в травматологии, ортопедии, реаниматологии, нейрохирургии, кардиохирургии, эндоскопии, урологии, литотрипсии, так как не имеют режима рентгеноскопии и режима мгновенного запоминания снимков. Качество получаемых с их помощью рентгенограмм недостаточно высокое, а производительность крайне низкая. В передовых странах мира, подобный контроль при проведении операций давно ушел в прошлое.

Во всем мире для реализации рентгеновского контроля в операционных используются мобильные хирургические аппараты, оборудованные усилителями рентгеновского изображения (УРИ) с телевизионной системой и цифровой памятью, которые позволяют осуществлять как «мгновенные» рентгеновские снимки, так и непрерывное просвечивание. Создание хирургических рентгеновских аппаратов было подготовлено новейшими технологиями в области рентгеновского аппаратостроения и цифрового телевидения. Хирургические рентгеновские аппараты выпускаются уже много лет более чем 10 зарубежными фирмами, ведущими среди которых являются «Philips», «Siemens» и «General electric medical systems».

В 1994 году в клиниках России появился первый отечественный хирургический рентгеновский аппарат РТС-612. Он разработан и производится «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург). В настоящее время «НИПК «Электрон» производит три модификации аппарата (см. таблицу).

Сравнительные характеристики РТС

Характеристики	РТС-612М	РТС-612МТ1	РТС-612МТ3
<i>Рентгеновский источник:</i>			
тип	Моноблок со среднечастотным преобразованием $f = 7,5$ кГц	Моноблок со среднечастотным преобразованием $f = 20$ кГц	Моноблок со среднечастотным преобразованием $f = 20$ кГц
мощность	300 Вт	2,5 кВт	2,5 кВт
<i>Режим просвечивания:</i>			
напряжение, кВ	45–120	40–105	40–105
ток, мА	0,2–2,4	0,1–3	0,1–3
фокус трубки, мм	0,7	0,6	0,6
<i>Режим снимка:</i>			
напряжение, кВ	–	40–105	40–105
ток, мА	–	25	25
фокус трубки, мм	–	1,6	1,6
<i>Штатив:</i>			
фокусное расстояние, мм	900	900	900
орбитальное перемещение	120°	-90 ± 30°	-90 ± 30°
вертикальный поворот	±180°	±180°	±180°
сектор горизонтального поворота	±10°	±10°	±10°
горизонтальное перемещение, мм	185	200	200
вертикальное перемещение, мм	380	400	400
масса штатива, кг	260	190	190
<i>УРИ:</i>			
тип рентгеновского преобразователя	РЭП-1 (ЗОМЗ)	ТН-9429 («Thomson»)	ТН-9428 («Thomson»)
ТВ-камера	ПЗС («Philips»)	ПЗС («Sony»)	ПЗС («Sony»)
размер рабочего поля, мм	212/150	215	215/160/120
разрешающая способность, мм ⁻¹	1,2/1,4	1,6	1,6/2,0/2,3
пороговый контраст, %	2	1,5	1,5
дисторсия, %	Менее 8	Менее 4	Менее 4
динамический диапазон	Более 50 раз	Более 60 раз	Более 60 раз
количество запоминаемых кадров	4	16	16
питание	Однофазная сеть 220 В/50 Гц	Однофазная сеть 220 В/50 Гц	Однофазная сеть 220 В/50 Гц
монитор, дюймы	17	17	17

Чтобы в полной мере удовлетворить потребности хирургии в рентгеновском контроле, в аппаратах серии РТС-612 был реализован целый ряд специальных требований.

Для удобства работы медицинского персонала, проводящего операцию, штатив аппарата выполнен в виде дуги, охватывающей операционное поле (см. рисунок). На дуге располагаются источник рентгеновского излучения и УРИ с телевизионной камерой.



Рис. Хирургический рентгеновский аппарат РТС-612М

Чтобы осуществить просвечивание оперируемого органа в нужной проекции без помехи хирургу, штатив имеет пять степеней свободы: горизонтальное и вертикальное перемещения, орбитальное движение, поворот по вертикали на 180° вокруг горизонтальной оси, поворот по горизонтали на сектор до 10° вокруг вертикальной оси.

С целью снижения лучевой нагрузки на пациента и персонал в аппарате предусмотрен импульсный режим работы рентгеновской трубки с запоминанием изображения в цифровой памяти и воспроизведением изображения из памяти в период между импульсами. По сравнению с непрерывным просвечиванием выигрыш в лучевой нагрузке пропорционален скважности импульсов рентгеновского излучения и может составлять сотни раз.

Для получения высокой четкости в режиме рентгеноскопии, при значительном удалении операционного поля от УРИ, в аппарате используется двухфокусная рентгеновская трубка с малым фокусным пятном $0,6 \times 0,6$ мм. При съемках рентгенограмм на пленку фокус трубки переключается на размер $1,6 \times 1,6$ мм.

Масса и габариты аппарата минимизированы, что позволяет его легко передвигать по операционной одной медсестре.

При проведении операции под рентгеновским контролем лучевую нагрузку получает как пациент, так и персонал операционной бригады вследствие рассеяния излучения пациентом. Поэтому комплект поставки РТС-612 предусматривает набор передвижных и индивидуальных средств защиты для персонала и пациентов рентгенооперационных в соответствии с номенклатурой, утвержденной заместителем председателя Государственного комитета санитарно-эпидемиологического надзора РФ в июле 1995 года. На пульте управления РТС сосредоточены кнопки и информационное табло, обеспечивающие централизованное переключение режимов и полную информацию о работе всей системы. Включение рентгеновского излучения производится с пульта управления или ножной педалью.

Многопрофильные передвижные рентгеновские аппараты серии РТС-612 имеют широкий диапазон клинического применения на рабочих местах, где осуществляются инструментальное вмешательство, позиционирование и терапия под рентгеновским контролем.

В настоящее время в рентгенооперационных России установлено несколько десятков аппаратов серии РТС-612. Под их рентгеновским контролем выполняются травматологические, ортопедические и лапароскопические операции, рентгеноэндоваскулярные и внутрисосудистые вмешательства. Под непрерывным или периодическим рентгеновским контролем этих аппаратов осуществляются имплантация регуляторов ритма сердца в кардиохирургии, дробление камней в почках человека с помощью ударных волн в урологии, стабилизация осколков и поиск (извлечение) инородных тел в хирургии несчастных случаев и ряд других хирургических вмешательств. Области их применения непрерывно расширяются. С ангиографической приставкой они позволяют успешно осуществлять даже цифровую субтракционную ангиографию.

Опыт эксплуатации РТС-612 показал, что на их основе можно создавать рентгенохирургические комплексы, удовлетворяющие требованиям практического здравоохранения в области травматологии, ортопедии, кардиохирургии, эндоскопии, урологии и других областях, где осуществляется рентгеновский контроль во время операции. Особое значение приобретают создаваемые на базе РТС-612 рентгенохирургические комплексы для внедрения в медицинскую практику технологий интервенционной рентгенологии.

В зависимости от области применения хирургический аппарат РТС-612 может дополнительно комплектоваться универсальным операционным столом, мультимедийными камерами, при-

ставкой для цифровой субтракционной ангиографии, программно-аппаратным комплексом автоматизированной лучевой диагностики.

SURGICAL PTC-612 X-RAY APPARATUSES

Yu. L. Veip, A. I. Mazurov, M. B. Elinson

Summary. Surgical PTC-612 X-ray apparatuses are considered, their comparative characteristics and features are presented.

// Медицинская техника. – 1998. – № 6. – С. 8–10.

Николай Николаевич Блинов

ВНИИИМТ, Москва,

Анатолий Иванович Мазуров

ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

АНАЛИЗ ПЕРСПЕКТИВ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИЧЕСКОГО ПЕРЕДВИЖНОГО АППАРАТА ТИПА «С-ДУГА»

В последние годы произошли существенные изменения в технологиях проведения рентгенодиагностических исследований. С одной стороны, традиционную рентгенодиагностику теснят новые методы ультразвуковой диагностики, эндоскопии, магнитно-резонансные томографические исследования. Одновременно наблюдается и противоположная тенденция: расширение областей применения рентгенодиагностики в связи с освоением широчайших возможностей ЭВМ для обработки и преобразования изображений [2].

Передвижные рентгеновские аппараты с полипозиционным С-образным штативом, оборудованные среднечастотным генератором и усилителем рентгеновского изображения (УРИ) с цифровым каналом и устройством получения твердой копии (типа «С-дуга»), в последние годы получают все более широкое применение в диагностической, хирургической и терапевтической медицинской практике. Последнее связано прежде всего с основными тенденциями развития медицинской радиологии в мире. За последние 25 лет родилась и, стремительными темпами развиваясь, утвердилась новая область медицины, названная «интервенционной рентгенологией» (прямой перевод с английского «interventional radiology»). В отечественной практике бытуют и другие определения: внутрисосуди-

стая хирургия, интраваскулярная хирургия, диапневтика. Основное содержание этой области: внутрисосудистые и лапароскопические вмешательства под рентгеновским контролем. Вмешательства могут быть как диагностического (все виды ангиографии), так и хирургического и терапевтического характера: от протезирования кровеносных сосудов до доставки по ним лекарств в зону патологии [8]. Для контроля всех этих процедур применяется рентгеновский передвижной аппарат типа «С-дуга» [5].

Многолетняя эксплуатация аппаратов этого класса в разных странах показала его многофункциональность и диагностическую эффективность в следующих областях клинического применения:

- в травматологии осуществляются диагностика поражения, разработка тактики лечения травмы и рентгеновский контроль в ходе всей операции;
- в ортопедии производится рентгеновский контроль при коррекции деформаций опорно-двигательного аппарата;
- в ангиографии контролируется катетеризация кровеносных сосудов и проводится их диагностика, в том числе и методами субтракционной цифровой ангиографии;
- в эндоскопии осуществляются рентгеновская диагностика и контроль эндоскопических и эндохирургических вмешательств;
- в литотрипсии производится контроль положения камня.

Помимо перечисленных областей, имеется опыт применения аппаратов «С-дуга» в педиатрии, пульмонологии, реаниматологии, приемных покоях, травматологических пунктах первой помощи.

Эта практика в нашей стране показала также, что российские рентгенологи плохо представляют себе огромные возможности аппаратов типа «С-дуга» и не умеют их использовать, что связано главным образом с отсутствием навыков работы с цифровыми изображениями и традиционной их приверженностью к умирающей пленочной рентгенографии.

Рентгеновские аппараты с С-образным штативом и цифровым каналом визуализации, помимо перечисленных выше возможностей, обеспечивают переход к беспленочной технологии получения рентгенограмм и помогают сократить текущие расходы медицинского учреждения за счет следующих факторов:

- осуществление рентгенодиагностики без фотолаборатории и расходных материалов (пленка, фотореактивы);
- сокращение времени проведения обследования;
- ведение цифрового архива рентгенограмм и работа с рентгенограммами по локальной компьютерной сети [3].

Цифровая обработка изображений обеспечивает высокое качество изображений при минимизации лучевой нагрузки.

Очевидно, что различные области применения аппаратов «С-дуга» требуют различного их оснащения.

Таким образом, возникает необходимость сформулировать основные требования, предъявляемые в различных сферах использования к аппаратам этого класса.

1. Травматология и ортопедия. Передвижной рентгеновский аппарат может использоваться в приемном покое больницы скорой помощи для первичной диагностики поражения и разработки плана дальнейших лечебно-диагностических мероприятий. Для этих целей достаточен УРИ с диаметром 230 мм на ПЗС-матрице, снабженный цифровым выходом с ограниченным набором программ обработки изображений и небольшой цифровой памятью (4–8 кадров). Мощность аппарата при инвертировании частоты может не превышать 3 кВт. Аппарат должен быть дополнительно оснащен маневренной каталкой для пациента с рентгенопрозрачной декой и комплектом индивидуальных средств радиационной защиты персонала и пациентов. При использовании аппарата «С-дуга» в операционных в ходе хирургических травматологических вмешательств требуются дополнительная радиационная защита хирургической бригады и наличие операционного стола с рентгенопрозрачными панелями.

В ортопедии под рентгеновским контролем предпочтительно применение штифтов, имплантантов и протезов с рентгеноконтрастными метками.

Следует иметь в виду, что при исследовании костных структур определяющим параметром изображения является суммарное пространственное разрешение рентгенопреобразующей системы, которая для обычного телевизионного стандарта (в зависимости от размеров используемого рабочего поля УРИ) составляет от 1 до $2,5 \text{ мм}^{-1}$ (при рабочем поле 150–230 мм), а для двойного стандарта – от 2 до 4 мм^{-1} .

2. Палатные исследования. Замена обычных снимочных палатных рентгенодиагностических аппаратов на цифровые типа «С-дуга» обеспечивает оперативное получение динамической информации на экране видеоконтрольного устройства, это несомненный плюс. Недостатком пока является значительная масса и плохая маневренность аппарата с дугой, что затрудняет его перемещение между постелями в палате. Еще одним ограничением в применении является отсутствие рентгенопрозрачных кроватей и необходимость в связи с этим довольно сложной ориентации пациента относительно системы излучатель-приемник. В связи с отмеченными недостатками здесь скорее всего целесообразна разработ-

ка специальной облегченной высокоманевренной модели с пониженной мощностью (500–800 Вт) и уменьшенными массогабаритными характеристиками моноблока с минимальными размерами УРИ (диаметром 160–170 мм).

3. Урология и гинекология. Наряду с применением специализированного рентгеноурологического телеуправляемого комплекса [3] появляется возможность вести исследование с помощью аппарата «С-дуга». Применение цифрового аппарата «С-дуга» при урологических либо гинекологических процедурах требует специализированного рентгенопрозрачного кресла. Крайне желательно осуществлять автоматическое управление шторками диафрагмы и всеми движениями аппарата с рабочего места врача. Видеоконтрольное устройство должно при этом располагаться в зоне прямого наблюдения экрана врачом. Размер входного поля УРИ 230–270 мм, мощность аппарата не менее 3 кВт, цифровая память не менее 16 кадров. Работа врача с рентгеновским аппаратом допускается только в рентгенозащитном фартуке.

4. Рентгеноэндоскопия. Рентгеновский контроль в наибольшей степени необходим при рентгеноэндоскопии легких и бронхов [7]. При гастродуоденоскопии необходимость в рентгеновском контроле возникает лишь в процессе использования эндоскопа при терапевтических и хирургических вмешательствах, а также при затруднениях проникновения инструмента в различные зоны желудочно-кишечного тракта.

В условиях гастродуоденоскопии или колоноскопии оснащение рентгеновского комплекса ограничивается самым простым аппаратом «С-дуга» с ограниченными возможностями цифровой обработки и запоминания, столом с рентгенопрозрачной декой и эндоскопическим инструментарием.

При бронхоэндоскопии, которая проводится в условиях хирургической операционной, оснащение существенно усложняется. Здесь для рентгеновского контроля необходимы операционный рентгенопрозрачный стол, импульсное просвечивание, оперативная фиксация серий кадров в цифровой форме, высокое качество изображения, средства радиационной защиты для операционной бригады.

В табл. 1 перечислены основные процедуры легочной эндоскопии и элементы их обеспечения.

Помимо вышеперечисленных элементов оснащения, при проведении эндоскопических процедур требуются манипуляционный и инструментальный столики и вертикальный стерилизатор [7].

Таблица 1

**Типичный перечень оснащения, необходимого
для проведения легочных эндоскопических процедур**

Эндоскопические процедуры	Элементы оснащения
Осмотр в условиях кабинета трахеи, крупных и мелких бронхов; определение возможности использования биопсийного инструмента того или иного типа и выбор области взятия материала	Бронхоскоп, фибробронхоскоп, термостат для оптики, аппарат «С-дуга»
Осмотр плевральной полости; определение возможности использования биопсийного инструмента того или иного типа и выбор области взятия материала	Торакоскоп, «С-дуга»
Взятие материала для микрохирургического исследования	Наборы для катетеризационной игольной, щеточной и эксклюзионной биопсии, «С-дуга»
Коагуляция раневого канала после игольной чрескожной биопсии	Игла в пластмассовой оболочке, электрокоагулятор, «С-дуга»
Аспирация содержимого из бронхов для восстановления их проходимости	Электроотсасыватель

5. Рентгенооперационный блок. Следует отметить, что в новых «Санитарных правилах и нормах» (СанПиН—99) впервые в нашей стране сформулированы требования к помещениям операционных под рентгеновским контролем [6]. В табл. 2 приведены рекомендуемые СанПиНом площади помещений рентгенооперационных блоков для различных органов и систем организма.

Таблица 2

Требования к помещениям рентгенооперационных блоков

Наименование	Площадь, м²
<i>Заблевание сердца и сосудов</i>	
рентгенооперационная	48
комната управления	8
предоперационная	6
стерилизационная*	8
комната временного пребывания больного после исследования*	8
фотолаборатория	8
кабинет врача	9

Наименование	Площадь, м ²
<i>Заболевания легких и средостения</i>	
рентгенооперационная	32
комната управления	8
предоперационная	6
стерилизационная*	6
цитологической диагностики*	6
фотолаборатория*	8
комната просмотра снимков*	6
кабинет врача	10
комната медсестер*	13
комната личной гигиены персонала*	4
комната хранения грязного белья*	4
<i>Заболевания урогенитальной системы</i>	
рентгенооперационная	26
комната управления	6
фотолаборатория	8
кабинет врача	8
комната приготовления контрастных средств*	5
туалет для пациентов	3
<i>Заболевания репродуктивных органов (молочной железы)**</i>	
рентгенооперационная	8
комната управления	4
фотолаборатория	6
кабинет врача	8

Хирургические операции под рентгеновским контролем требуют обязательного импульсного просвечивания со скважностью до нескольких кадров в секунду, цифрового запоминания 4–16 изображений, оснащения всей хирургической бригады рентгенозащитными средствами. Диаметр рабочего поля УРИ должен быть не менее 230 мм.

6. Интервенционная рентгенология. Эта область медицины развивается особенно интенсивно. Сферы ее применения в наибольшей степени определяются совершенствованием инструментария, используемого при внутрисосудистых, внутриполостных и перкутантных (чрескожных) вмешательствах. С каждым годом появляются все новые конструкции внутрисосудистых протезов и имплантатов: стентов и графтов, проводников, катетеров, баллонов-эмболизаторов и т. п. Это, как правило, устройства одноразового использования различных типоразмеров и конструкций. Их хранение требует порой специального помещения с возможностью оперативного поиска.

Для контроля за процедурами интервенционной рентгенологии необходим УРИ максимально большого диаметра (270–320 мм) с развитыми программами цифровой обработки, включающими субтракцию (вычитание) двух изображений и запоминание достаточно большого количества изображений (до 256 кадров). Здесь необходима также возможность импульсного просвечивания. Для укладки и ориентации пациента целесообразно использовать стол с плавающей рентгенопрозрачной декой.

Следует иметь в виду, что процедуры интервенционной рентгенологии, как правило, проводятся в условиях операционной.

7. Ангиография. Контрастные исследования кровеносной системы и сердца являются наиболее сложными рентгенодиагностическими процедурами. До недавнего времени для их осуществления использовались различные стационарные комплексы (в зависимости от вида ангиографического исследования), стоимость которых составляет от 500 тыс. долларов до нескольких миллионов. Расширение аппаратно-программных возможностей в современных передвижных аппаратах «С-дуга» позволяет успешно использовать их во многих ангиографических методиках. При этом необходимо обеспечить более высокие технические характеристики: цифровую память до 512 кадров в реальном масштабе времени, архивирование больших массивов данных, наличие специальных программ обработки изображений, таких, например, как субтракции, так называемые road mapping, возможность управления от компьютера всеми устройствами комплекса.

Ангиографический комплекс с передвижным аппаратом типа «С-дуга» должен работать в условиях специальной операционной, оснащенной автоматическим шприцем высокого давления для программного введения контрастного вещества, аппаратурой для постоянного измерения, обработки и регистрации физиологических параметров пациента, столом с рентгенопрозрачной (чаще всего углепластиковой) декой, снабженным электроприводом с возможностью программного ее перемещения.

Кроме этого, операционная должна быть обеспечена комплектом анестезиологического и реанимационного оборудования, бестеневой лампой, переговорным устройством и комплектом радиационно-защитных средств для пациента и персонала. Рентгеновское питающее устройство аппарата должно иметь возможность форсированного режима для повышения качества изображения, поэтому кратковременная мощность аппарата должна быть повышена до 10–30 кВт. В УРИ должны применяться ТВ-камеры на ПЗС-матрицах повышенной четкости.

В России наибольший опыт применения имеет отечественный хирургический передвижной аппарат РТС-612, разработанный и выпускаемый «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург) с 1997 года. В Москве поставляет аппарат РТС-612 и обеспечивает его гарантийное обслуживание ЗАО «Амико» (Web: www.amico.ru).

Модульный принцип построения аппарата позволяет обеспечить различные требования клиники (см. рис.) [4]. Штатив имеет пять степеней свободы: горизонтальное и вертикальное перемещения, орбитальное движение, поворот по вертикали на 180° вокруг горизонтальной оси, поворот по горизонтали на сектор до 10° вокруг вертикальной оси.



Рис. Передвижная рентгенодиагностическая установка РТС-612

С целью снижения лучевой нагрузки на пациента и персонал в аппарате предусмотрен импульсный режим работы рентгеновской трубки с запоминанием изображения в цифровой памяти и воспроизведением изображения из памяти в период между импульсами. По сравнению с непрерывным просвечиванием выигрыш в лучевой нагрузке пропорционален скважности импульсов рентгеновского излучения и может составлять сотни раз.

Для получения высокой четкости в режиме рентгеноскопии при значительном удалении операционного поля от УРИ в аппарате используется двухфокусная рентгеновская трубка с малым фокусным пятном 0,6 мм. При съемках рентгенограмм на пленку фокус трубки переключается на размер 1,6 мм. В табл. 3 приведены характеристики аппарата РТС-612.

Таблица 3

Характеристики рентгенодиагностических аппаратов серии РТС-612

Характеристика	РТС-612М	РТС-612МТ1	РТС-612МТ3
Рентгеновский источник:			
тип	Моноблок со среднечастотным преобразованием $f = 7,5$ кГц	Моноблок со среднечастотным преобразованием $f = 20$ кГц	Моноблок со среднечастотным преобразованием $f = 20$ кГц
мощность	300 Вт	2,5 кВт	2,5 кВт
Режим просвечивания:			
напряжение, кВ	Постоянный	Импульсный	Импульсный
ток, мА	45–120	40–105	40–105
фокус трубки, мм	0,2–2,4	0,1–3	0,1–3
фокус трубки, мм	0,7	0,6	0,6
Режим снимка:			
напряжение, кВ	—	40–105	40–105
ток, мА	—	25	25
фокус трубки, мм	—	1,6	1,6
Штатив:			
фокусное расстояние, мм	900	900	900
орбитальное перемещение	120°	120°	120°
вертикальный поворот	$\pm 180^\circ$	$\pm 180^\circ$	+ 180°
сектор горизонтального поворота	$\pm 10^\circ$	$\pm 10^\circ$	$\pm 10^\circ$
горизонтальное перемещение, мм	185	200	200
вертикальное перемещение, мм	380	400	400
масса штатива, кг	260	190	190
УРИ:			
тип рентгеновского преобразователя	РЭП-1 (МЭЛЗ)	ТН-9429 («Thomson»)	ТН-9428 («Thomson»)
ТВ-камера на ПЗС	«Philips»	«Sony»	«Sony»
размер рабочих полей, мм	212/150	215	215/160/120
разрешающая способность, мм ⁻¹	1,2/1,4	1,6	1,6/2,0/2,3
пороговый контраст, %	2	1,5	1,5
дисторсия, %	Менее 8	Менее 4	Менее 4
динамический диапазон	Более 50	Более 60	Более 60
количество запоминаемых кадров	4	16	16
питание	Однофазная сеть 220 В/50 Гц	Однофазная сеть 220 В/50 Гц	Однофазная сеть 220 В/50 Гц
монитор, дюймы	17	17	17
АРМ рентгенолога	—	По спецзаказу	По спецзаказу

Масса и габариты аппарата минимизированы, что позволяет легко передвигать его силами одним медсестры.

Многопрофильные передвижные рентгеновские аппараты серии РТС-612 имеют широкий диапазон клинического применения на рабочих местах, где осуществляются инструментальное вмешательство, позиционирование и терапия под рентгеновский контролем.

В настоящее время в рентгенооперационных России установлено несколько десятков аппаратов серии РТС-612. Под их рентгеновским контролем выполняются травматологические, ортопедические и лапароскопические операции, рентгеноэндоваскулярные и внутрисосудистые вмешательства. Под непрерывным или периодическим рентгеновским контролем этих аппаратов осуществляются имплантация регуляторов ритма сердца в кардиохирургии, дробление камней в почках человека с помощью ударных волн или чрескожно в урологии, стабилизация осколков и поиск (извлечение) инородных тел в хирургии несчастных случаев и ряд других хирургических вмешательств. Области их применения непрерывно расширяются. С ангиографической приставкой, комплектация которой предполагается в ближайшем будущем, аппараты серии РТС-612 позволяют успешно осуществлять цифровую субтракционную ангиографию.

Опыт эксплуатации аппарата РТС-612 показал, что на его основе можно создавать рентгенохирургические комплексы, удовлетворяющие требованиям современного здравоохранения в области травматологии, ортопедии, кардиохирургии, эндоскопии, урологии и других областях, где осуществляется рентгеновский контроль во время операции. Особое значение приобретают создаваемые на базе РТС-612 рентгенохирургические комплексы для внедрения в медицинскую практику технологий интервенционной рентгенологии.

Дальнейшее расширение областей применения произойдет при замене вакуумного УРИ на плоский полномасштабный детектор на аморфном кремнии [1].

Литература

1. Блинов Н. Н., Варшавский Ю. В., Зеликман М. И. // Компьютер. технол. в мед. — 1997. — № 3. — С. 23–24.
2. Блинов Н. Н., Мазуров А. И. // Мед. техника. — 1999. — № 5. — С. 3–6.
3. Блинов Н. Н., Губенко М. Б., Уткин П. Н. // Там же. — С. 41–44.
4. Вейн Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон М. Б. // Там же. — 1998. — № 6. — С. 7–10.

5. Рентгенотехника: (Справочник) / Под ред. В. В. Клюева. — М., 1994. —Т. 2.

6. Санитарные правила и нормы. Гигиенические требования к устройству и эксплуатации медицинских рентгеновских кабинетов и аппаратов и проведение рентгенологических исследований. (СанПиН 2.6.1.802 — 99). —М, 2000.

7. Чикирдин Э. Г., Астраханцев Ф. А. // Мед. техника. —1980. —№ 1. — С. 13–18.

8. Advanced in interventional radiology. Technology report of medical data // Int. Med. Imag. —1999. —Vol. 9, N 6. —P. 11–12.

ANALYZING THE PROSPECTS OF USE OF MOBILE X-RAY DIAGNOSTIC APPARATUS OF THE C-ARM TYPE

N. N. Blinov, A. I. Mazurov

Summary. The fields and prospects of use of a C-arm surgical X-ray apparatus with an image amplifier on a tube made in Russia or in foreign countries and a CCD matrix are analyzed. Poor use of the capacities of the apparatus is noted.

// Медицинская техника. —2000. —№ 5. —С. 19–23.

ЦИФРОВЫЕ АППАРАТЫ ДЛЯ ФЛЮОРОГРАФИИ И РЕНТГЕНОГРАФИИ

**Юрий Арнольдович Вейц,
Анатолий Иванович Мазуров,
Вольдемар Освальдович Ребони**
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ПРОБЛЕМЫ ТЕХНИЧЕСКОГО ОСНАЩЕНИЯ ФЛЮОРОГРАФИЧЕСКОЙ СЛУЖБЫ

Одним из основных методов профилактики и раннего выявления туберкулеза является флюорография. Существующая в клиниках техническая база флюорографии была разработана в 70–80-х годах. Только в Российской Федерации находятся в эксплуатации более 5000 пленочных флюорографов устаревших моделей. Помимо физического износа, флюорографическая аппаратура устарела морально и вошла в противоречие с современными требованиями радиационной безопасности. Известные недостатки пленочной флюорографии, такие как низкая чувствительность метода (экспозиционная доза в плоскости экрана 4–5 мР против 1–2 мР для полноформатной рентгенограммы), длительный и дорогостоящий фотопроект, высокий процент брака (до 13) и ряд других, привели к необходимости разработки новых технологий флюорографии. ВОЗ рекомендует заменить пленочную флюорографию на прямую крупноформатную рентгенографию или на другие менее вредные и более информативные методы.

Наиболее перспективной альтернативой пленочной флюорографии являются цифровые системы для исследования легких. Начиная с середины 80-х годов все ведущие рентгеновские фирмы мира провели разработки цифровых рентгеновских систем для исследования легких, основанные на различных принципах преобразования рентгеновских изображений.

Это системы на базе экранов с памятью, информация с которых снимается лазерным лучом [7], системы с селеновым барабаном [5], цифровые сканирующие флюорографы [1], усилители

рентгеновского изображения (УРИ) с цифровым выходом [5], системы съемки изображений с рентгеновских экранов цифровыми телевизионными фотоаппаратами [2, 6] и различные варианты плоских цифровых детекторов, информация с которых снимается непосредственно в цифровом виде [3].

Главным преимуществом этих систем является снижение дозы по сравнению с пленочной флюорографией и увеличение информативности изображения. Кроме этих основных преимуществ, цифровые системы имеют ряд других положительных свойств, связанных с цифровой технологией. Эта технология позволяет отказаться от дорогостоящей пленки и фотопроцесса, а следовательно, и фотолаборатории. Цифровая технология является экологически чистой, она легко адаптируется под информационные сети медицинских учреждений и позволяет реализовать телефлюорографию. Появляется возможность создания единой системы компьютерного учета больных туберкулезом. Цифровая технология позволяет усовершенствовать систему централизованного управления противотуберкулезными мероприятиями на уровне головного противотуберкулезного учреждения на основе системы компьютерного мониторинга впервые диагностированных больных.

При рассмотрении перспектив цифровой флюорографии не следует забывать, что внедрение цифровых систем связано со значительными исходными капиталовложениями и необходимостью подготовки персонала с компьютерной грамотностью. С первого взгляда достаточно высокая стоимость цифровых флюорографов делает невозможной массовую замену подобными системами пленочных флюорографов в России.

Однако, по мнению авторов, этот взгляд поверхностный. Продолжая оснащать медицинские учреждения пленочными флюорографами, мы фактически планируем на ближайшие 6–10 лет отставание флюорографической службы этого учреждения от международных требований.

Обследуемые пациенты будут получать большие дозы, что противоречит Закону о радиационной безопасности. Качество диагностики вследствие принципиальных возможностей метода не будет соответствовать международным нормам (нормам ВОЗ). Несовместимость пленочной флюорографии с современными цифровыми технологиями не позволит включить данное медицинское учреждение в информационную сеть противотуберкулезной службы. Поэтому при техническом оснащении флюорографической службы России необходимо с самого начала ориентироваться на цифровые технологии.

В настоящее время в России разработаны три класса малодозовых цифровых флюорографов для исследования органов грудной клетки. Наиболее близкими по принципу построения к классическим пленочным флюорографам являются цифровые аппараты, в которых используется тот же метод съемки с рентгеновского экрана, но не на пленку, а на ПЗС-матрицу телевизионной камеры. По этому пути пошли фирмы «Гелпик» (Москва) и «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург). Отличительной особенностью этих флюорографов является применение высокочувствительных рентгеновских экранов, сверхсветосильной оптики и ПЗС-матриц высокого разрешения (не менее 1000 x 1000 пикселей).

Второй класс малодозовых флюорографов создан на базе линейки высокочувствительных рентгеновских детекторов с механическим сканированием грудной клетки узким веерным пучком рентгеновского излучения. Таким образом функционируют флюорографы, разработанные фирмами «Науч-прибор» (г. Орел), «Научно-практическим центром медицинской радиологии» и фирмой «Амико» (Москва) и рядом других.

Третий класс флюорографов разработан на базе усилителя рентгеновского изображения (УРИ), который для обеспечения рабочего поля 385 x 385 мм последовательно перемещается по четырем квадратам рабочего поля с последующим соединением («сшивкой») 4 оцифрованных изображений в единое изображение. По этому пути пошла московская фирма «Спектр-АП».

Каждый класс цифровых систем для исследования легких имеет как достоинства, так и недостатки.

В сканирующих флюорографах очень низкий уровень вторичного излучения, что положительно сказывается на их чувствительности, однако в них трудно получить требуемую международными стандартами разрешающую способность (не менее $2,4 \text{ мм}^{-1}$). Кроме того, длительная экспозиция (от 1 до 10 с в зависимости от типа флюорографа) предъявляет повышенные требования к мощности рентгеновской трубки и питающего устройства и отрицательно сказывается на пропускной способности и надежности аппарата. К недостаткам сканирующих флюорографов следует также отнести необходимость постоянной калибровки приемника изображения и наличие подвижных механических частей, сокращающих срок службы аппарата.

При просвечивании движущихся органов из-за длительного времени получения снимка изображение каждой строки или столбца (в зависимости от вертикального или горизонтального расположения линейки детекторов) фиксируется в своей фазе, что приводит к появлению кимографического эффекта на контурах сердца, диафрагмы и т. п.

Несмотря на отмеченные недостатки, сканирующие аппараты нашли применение в флюорографии и, по мнению многих фтизиатров и рентгенологов, превосходят по потребительским качествам пленочные флюорографы. Низкая разрешающая способность сканирующих аппаратов компенсируется их высокой контрастной чувствительностью ($\kappa = 1-2\%$) и широким динамическим диапазоном $D > 150$. Но из-за низкой разрешающей способности этот класс аппаратов не диагностирует тонкие структуры исследуемых органов.

Среди цифровых рентгенографических систем исторически первыми появились цифровые УРИ на базе рентгеновских электронно-оптических преобразователей (РЭОП) [3]. Возможность использования цифровых УРИ для исследования легких ограничивается размерами рабочих полей выпускаемых промышленностью РЭОП (диаметр 215, 290 и 360 мм). Для преодоления этого ограничения фирма «Siemens» разработала РЭОП SIRECON 57 диаметром 570 мм и на его базе рентгеновский аппарат для исследования легких Thorax-Stativ TS57. Однако аппарат был снят с производства из-за технологических трудностей изготовления РЭОП диаметром 570 мм приемлемой стоимости.

Московская фирма «Спектр-Ап» решила проблему ограниченного рабочего поля РЭОП путем «сшивки» четырех фрагментов изображения грудной клетки, полученных с помощью цифрового УРИ, последовательно позиционированного на эти фрагменты. Такой флюорограф производится под маркой ФЦЦ-У-01. Характерная особенность этого флюорографа заключается в высокой чувствительности (60 мкР в плоскости детектора) и работе рентгеновской трубки и питающего устройства при пониженных мощностях. К недостаткам флюорографа следует отнести узкий динамический диапазон (35 раз), невысокую разрешающую способность ($1,4 \text{ мм}^{-1}$) и необходимость механического позиционирования УРИ в 4 положениях.

Как уже отмечалось, по пути съемки изображения с рентгеновского экрана на ПЗС-матрицу пошла фирма «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург), разработав цифровую камеру КФЦ «Электрон» (рис. 1) и на ее базе цифровой флюорограф ФЦ-01 «Электрон» (рис. 2).

Камера КФЦ «Электрон» [2] входит не только в состав флюорографа ФЦ-01 «Электрон», но и используется как самостоятельное сертифицированное изделие для замены пленочных камер (КФ-70, КФ-400, РК-70, РК-110 и др.) на флюорографах отечественного и импортного производства, что позволяет превратить установленные в клиниках пленочные флюорографы в цифровые.



Рис. 1. Камера флюорографическая цифровая КФЦ «Электрон»

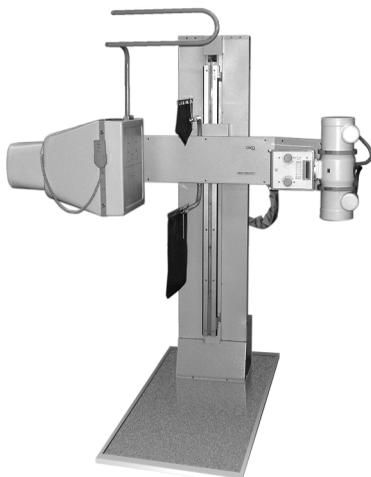


Рис. 2. Аппарат флюорографический цифровой ФЦ-01 «Электрон»

По мнению авторов, эта схема построения цифровых систем для исследования легких является наиболее перспективной, поэтому рассмотрим ее на примере флюорографа ФЦ-01 «Электрон» более подробно и после рассмотрения дадим обоснование сделанного прогноза.

Цифровой флюорограф ФЦ-01 «Электрон» включает в свой состав следующие основные компоненты: цифровую флюорографическую камеру КФЦ «Электрон» с двумя автоматизированными рабочими местами (рис. 3), устройством получения твердой копии и сетевым оборудованием для передачи изображений на другие ра-

бочие станции; среднечастотное питающее устройство мощностью 50 кВт; излучатель с двухфокусной трубкой и штатив.



Рис. 3. Автоматизированное рабочее место АРМ-2 (врача-рентгенолога) аппарата флюорографического цифрового ФЦ-01 «Электрон»

Цифровая флюорографическая камера формирует видимое изображение на рентгеновском экране, передает его с помощью светосильного объектива на фотоприемник (ПЗС-матрицу) и преобразует видеосигнал с матрицы в цифровой сигнал. Камера включает также датчик сигнала автоматического контроля экспозиции. Цифровой сигнал камеры поступает на АРМ лаборанта и записывается в оперативную память. АРМ лаборанта реализует следующие функции. Здесь осуществляется предварительная обработка видеосигнала: компенсация фона и неравномерности сигнала по полю изображения, подавление шумов, подбор параметров яркости, контраста и др. С помощью АРМ лаборанта осуществляются ввод данных о пациенте, задание экспозиции, контроль качества полученного изображения и пересылка полученного изображения в АРМ рентгенолога.

АРМ рентгенолога обеспечивает анализ (дешифрирование) изображения на мониторе, его коррекцию, препарирование и согласование с параметрами зрения. Обработанное изображение архивируется и при необходимости производится его распечатка. Здесь же осуществляется составление рентгенологического заключения.

Применение двух автоматизированных рабочих мест (АРМ лаборанта и АРМ рентгенолога) позволяет одновременно вести прием пациентов и дешифровку ранее полученных снимков.

Флюорограф ФЦ-01 «Электрон» имеет следующие основные технические параметры и характеристики: размер рабочего поля – 390 x 390 мм; пространственная разрешающая способность – 2,5

пар линий на 1 мм; число элементов изображения — 2048 x 2048; контрастная чувствительность — 1%; градационная разрешающая способность — 4096 уровней серого; динамический диапазон — более 150; производительность — 60 снимков в час; экспозиционная доза на снимок (в плоскости приемника) — не более 1 мР; мощность питающего устройства — 50 кВт.

Флюорограф ФЦ-01 «Электрон» — это малодозовая высокопроизводительная система регистрации рентгеновских изображений, основанная на экологически чистой цифровой технологии.

Использование флюорографа дает все преимущества современной цифровой рентгенографии перед традиционной пленочной методикой. Это в первую очередь мгновенное получение цифровых рентгенограмм, экономия времени врача и пациента, достаточно высокая разрешающая способность, цифровая обработка изображения, возможность ведения цифрового архива снимков и включения в сеть телерентгенологии. Наконец, немаловажный экономический фактор — отказ от дорогостоящей рентгеновской пленки, химикатов, проявочного и просмотрового оборудования, фотолаборатории.

Как видно из вышеприведенных данных, флюорограф ФЦ-01 «Электрон» по всем основным параметрам удовлетворяет требованиям международных стандартов. Отметим, что по аналогичной схеме разработали цифровые системы для исследования грудной клетки многие отечественные и зарубежные фирмы: СП «Геллик» (Москва), «Apelem» (Франция), «Swissray» (Швейцария), «Trex Medical Corporation» (США), «OyIMIXAb» (Финляндия) и ряд других.

Лучшие из таких систем превосходят сканирующие флюорографы и системы с УРИ по большинству параметров и составляют серьезную конкуренцию наиболее высокотехнологичным системам на плоских детекторах. У них есть даже ряд преимуществ перед плоскими детекторами. Они легко адаптируются под конкретные применения путем замены компонентов (экрана, оптики, твердотельных фотоприемников). Таким способом возможен обмен чувствительности на разрешающую способность и т. п. Если в плоских детекторах повреждение отдельных элементов матрицы приводит к необходимости замены всего дорогостоящего детектора, то в системе экран—оптика—ПЗС-матрица возможна замена ремонтнопригодных компонентов. Кроме того, система может быть легко модернизирована при разработке более совершенных экрана, оптики или ПЗС-матрицы. В плоских детекторах новые решения могут быть внедрены только в новую разработку. В плоских детекторах от 15 до 30% поверхности входного поля заняты не светочувствитель-

ными элементами, что снижает их чувствительность. В них также не полностью решена проблема защиты электронных компонентов от деградации под действием рентгеновского излучения, что приводит к сокращению срока службы детектора. Наконец, плоские детекторы всегда останутся дорогими изделиями, так как они изготавливаются по уникальным технологиям.

Подводя итог вышесказанному, можно констатировать, что в России освоен серийный выпуск трех классов цифровых аппаратов, пригодных для массовой флюорографии. Не менее 10 предприятий серийно выпускают цифровые флюорографы, что позволяет надеяться на подготовленность технической базы для переоснащения флюорографической службы России. Учитывая этот факт и руководствуясь рекомендациями ВОЗ и Законом о радиационной безопасности населения, по мнению авторов, следует отказаться от установки в медицинских учреждениях новых пленочных флюорографов. Экономические расчеты показывают, что при массовых обследованиях цифровой флюорограф окупается в 2–3 года [4]. Отказ от пленочных флюорографов позволит на современном технологическом уровне возродить профилактическую флюорографию. Для повышения качества и облегчения эксплуатации цифровых флюорографов необходимо проведение работ по стандартизации их параметров, в том числе по стандартизации интерфейсов и протоколов исследований.

Каждый из рассмотренных классов флюорографических аппаратов превосходит по потребительским параметрам пленочные флюорографы и имеет право на существование. Однако наиболее перспективными следует считать системы, построенные по схеме съемки изображения с рентгеновского экрана на твердотельные преобразователи изображения в видеосигнал. Эта схема очень гибкая и имеет большие возможности по избирательному изменению большинства наиболее важных параметров: разрешающей способности, динамического диапазона, размера рабочего поля, чувствительности, быстродействия и других.

Литература

1. Бердяков Г. И., Ртищева Г. М., Кокуев А. Н. // Мед. техника. — 1998. — № 5. — С. 35–40.
2. Блинов Н. Н., Борисов А. А., Вейн Ю. А. и др. // Там же. — 1999. — № 5. — С. 30–31.
3. Блинов Н. Н., Мазуров А. И. // Там же. — С. 3–6.
4. Блинов Н. Н. мл., Губенко М. Б., Уткин П. М. // Там же. — С. 41–44.
5. Кантер Б. М. // Там же. — С. 10–13.

6. *Мишкинис А. Б., Смелик Г. И., Чикирдин Э. Г.* // Там же. — 1998. — № 6. — С. 14–16.

7. *Черный А. Н., Болдин А. Б.* // Там же. — 2001. — № 4. — С. 43–46.

TECHNICAL OUTFIT OF FLUOROGRAPY SERVICE

Yu.A. Weip, A.I. Mazurov, V.O. Reboni

Summary. Specific features of some Russian and foreign digital fluorographs are elucidated. Data on Russia-made equipment and, primarily, on that manufactured by the «Electron» Research and Instrument-Making Co. Ltd. are presented

// Медицинская техника. — 2003. — № 5. — С. 12–15.

Николай Николаевич Блинов (мл.)

ЗАО «АМИКО», Москва

Алексей Анатольевич Борисов,

Юрий Арнольдович Вейп,

Сергей Анатольевич Головастов,

Михаил Борисович Элинсон,

Анатолий Иванович Мазуров

ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ЦИФРОВАЯ КАМЕРА ЦФК-1 ДЛЯ ФЛЮОРОГРАФИИ И РЕНТГЕНОГРАФИИ

До недавнего времени классическая флюорография (съемка с рентгеновского экрана на пленку с уменьшением изображения) широко использовалась во всем мире для периодических массовых профилактических исследований органов грудной клетки. Это позволяло с малыми затратами обследовать большие массы населения с целью выявления скрыто протекающих заболеваний, в первую очередь туберкулеза. Повсеместное применение флюорографии было обусловлено экономичностью и высокой пропускной способностью метода. В 80-е годы из-за низкой чувствительности метода (экспозиционная доза в плоскости экрана 4–5 мР против 1,0–2 мР для полноформатной рентгенограммы) и более низкого по сравнению с рентгенографией качества изображения наметилось сокращение профилактической флюорографии. Однако опыт последующих лет показал, что свертывание профилактической флюорографии было ошибочным в связи с сокращением выявления больных туберкулезом и другими легочными заболеваниями [3].

Поэтому ряд фирм для замены пленочных флюорографов разработали цифровые рентгеновские аппараты [1, 2, 5]. Новое поколение цифровых «флюорографов» отличается от пленочных флюорографов уменьшенными лучевыми нагрузками и сравнимым или более высоким качеством изображения. Кроме того, цифровым аппаратам присущи все достоинства, связанные с переходом от пленки к цифровой регистрации снимков [4].

Наиболее близкими аналогами классических флюорографов являются цифровые аппараты, в приемниках которых используется тот же метод съемки с рентгеновского экрана, но не на пленку, а на цифровой приемник изображения. Впервые на эффективность такого метода регистрации рентгенограмм было указано в работе [4]. В настоящее время в этом направлении работает несколько фирм [1, 5]. Ниже приводится описание цифровой камеры этого класса ЦФК-1 (рис. 1), разработанной совместно ЗАО «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург) и ЗАО «Амико» (Москва). Отличительной особенностью камеры является применение мал шумящей ПЗС-матрицы с высоким разрешением и высокоэффективного люминесцентного экрана.

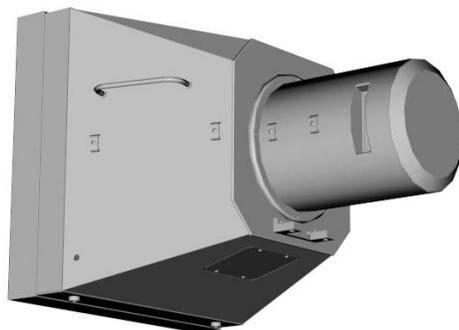


Рис. 1. Общий вид цифровой флюорографической камеры ЦФК-1

Камера ЦФК-1 разработана с учетом следующих возможных областей применения. Во-первых, это замена лентопротяжных механизмов с объективом в флюорографических камерах типа КФ-70 и КФ-400 на телевизионную камеру со своим объективом (рис. 2). Такая замена позволяет модернизировать парк пленочных флюорографов и привести их в соответствие с современными требованиями по радиационной безопасности и качеству изображения, а также обеспечивает беспленочную технологию получения цифровых флюорограмм.



Рис. 2. Телевизионная камера с объективом, входящая в цифровую флюорографическую камеру ЦФК-1

Во-вторых, использование камеры ЦФК-1 во вновь разрабатываемых флюорографах и для замены старых пленочных камер (КФ-70, КФ-400, РК-70, РК-110 и др.) на флюорографах отечественного и импортного производства позволяет превратить обычный флюорограф в цифровой.

В-третьих, использование ЦФК-1 в качестве цифровых приемников на столе снимков и вертикальной стойке рентгенодиагностических комплексов.

Базовый комплект поставки ЦФК-1 включает собственно цифровую флюорографическую камеру, автоматизированное рабочее место рентгенолаборанта (АРМ лаборанта), АРМ рентгенолога-диагноста и программное обеспечение. Этот комплект поставки может быть дополнен устройством получения твердой копии изображения и сетевым оборудованием для передачи изображений на другие рабочие станции.

Цифровая флюорографическая камера формирует видимое изображение на рентгеновском экране, передает его с помощью светосильного объектива на фотоприемник (ПЗС-матрицу) и преобразует видеосигнал с матрицы в цифровой сигнал. Камера включает также датчик сигнала автоматического контроля экспозиции. Цифровой сигнал камеры поступает на АРМ лаборанта и записывается в оперативную память. АРМ лаборанта реализует предварительную обработку видеосигнала: компенсацию фона и неравномерности сигнала по полю изображения, подавление шумов, подбор параметров яркости, контраста и др. С помощью АРМ лаборанта осуществляются ввод данных о пациенте, задание экспозиции, контроль качества полученного изображения и пересылка полученного изображения в АРМ рентгенолога.

АРМ рентгенолога обеспечивает анализ (дешифрование) изображения на мониторе, его коррекцию, препарирование и согласование с параметрами зрения. Обработанное изображение архивируется и при необходимости производится его распечатка. Здесь же осуществляется составление рентгенологического заключения.

Применение двух автоматизированных рабочих мест (АРМ лаборанта и АРМ рентгенолога) позволяет одновременно вести прием пациентов и дешифровку ранее полученных снимков.

Цифровая камера ЦФК-1 – это малодозовая высокопроизводительная система регистрации рентгеновских изображений, основанная на экологически чистой цифровой технологии.

Технические характеристики цифровой камеры ЦФК-1

Размер рабочего поля, мм	390 x 390
Пространственная разрешающая способность, пар линий/мм	2.5
Число элементов изображения	2048 x 2048
Контрастная чувствительность, %	1
Градационная разрешающая способность	4096 уровней серого
Динамический диапазон	Более 150
Производительность, снимков/ч	60
Экспозиционная доза на снимок (в плоскости приемника)	Не более 1 мР

Использование камеры ЦФК-1 обеспечивает все преимущества современной цифровой рентгенографии перед традиционной пленочной технологией. Это в первую очередь мгновенное получение цифровых рентгенограмм, экономия времени врача и пациента, достаточно высокая разрешающая способность, цифровая обработка изображения, возможность ведения цифрового архива снимков и включения в сеть телерентгенологии. Наконец, немаловажный экономический фактор – отказ от дорогостоящей рентгеновской пленки, химикатов, проявочного и просмотрного оборудования, фотолаборатории.

В заключение отметим, что цифровая камера ЦФК-1 позволяет на современном технологическом уровне возродить массовую профилактическую флюорографию и в ряде случаев заменить традиционную рентгенографию на вертикальной стойке и столе снимков рентгенодиагностических комплексов.

Литература

1. Бердяков Г. И., Ртищева Г. М., Кокуев А. Н. // Мед. техника. – 1998. – № 5. – С. 35–40.

2. Блинов Н. Н., Блинов Н. Н. (мл.) // Медицинский бизнес. — 1998. — № 8 (50). — С. 4.

3. Линденбратен Л. Д. Очерки истории российской рентгенологии. — М., 1995.

4. Мазуров А. И., Данилов В. А. Цифровое рентгенотелевидение. — М., 1990.

5. Мишкинис А. Б., Смелик Г. И., Чикирдин Э. Г. // Мед. техника. — 1998. — № 6. — С. 14–16.

A ЦФК-1 DIGITAL CAMERA FOR FLUOROGRAPHY AND X-RAY STUDY

N. N. Blinov (Jr.), A. A. Borisov, Yu. A. Veil, S. A. Golovastov, A. I. Mazurov, M. B. Elinson

Summary. Digital X-ray apparatuses have been designed to substitute for film fluorographs, which are noted for smaller radiation loads and high image quality. The paper describes one of such apparatuses, whose distinctive feature is the use of a low-noise CCD matrix having high-resolution matrix and a high performance luminescence screen. It outlines prospective variants of the use of the apparatus, describes the basic set supplied and its operation, gives its technical data and dimensions.

// Медицинская техника. — 1999. — № 5. — С. 30–31.

**Алексей Анатольевич Борисов,
Юрий Арнольдович Вейп,
Анатолий Иванович Мазуров,
Вольдемар Освальдович Ребони**
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург
Якоб Фальк,
«Roesys» GmbH, Германия

ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОВСКИЙ АППАРАТ АРЦ-01-«ОКО»

Когда Всемирная организация здравоохранения (ВОЗ) установила, что подавляющее большинство рентгенологических исследований сводится к простой рентгенографии, к рентгенографическому аппарату были предъявлены 6 основных требований: 1) высокое качество изображения; 2) возможность выполнения стандартных рентгенологических проекций; 3) безопасность для пациентов и сотрудников; 4) простота монтажа и обслуживания; 5) легкость в обращении; 6) возможность работы при плохом энергообеспечении. По функциональным возможностям аппарат должен заменять стол снимков и стойку снимков аппарата на три рабочих места общего назначения.

По данным ВОЗ, аппараты, удовлетворяющие этим требованиям, позволяют выполнять до 50% всех рентгенологических исследований. Эта концепция была воплощена ВОЗ в базовом рентгенографическом аппарате с расположением пациента на каталке, пленочный вариант которого был разработан целым рядом фирм [2]. С появлением цифровых приемников концепция была распространена на цифровые аппараты, типичным представителем которых является цифровой рентгенографический аппарат АРЦ-01-«ОКО» (рис. 1), разработанный ЗАО «НИПК «Электрон».



Рис. 1. Внешний вид цифрового рентгенографического аппарата АРЦ-01- «ОКО»

Цифровой рентгенографический аппарат АРЦ-01-«ОКО» предназначен для проведения цифровой рентгенографии при положении пациента стоя, сидя или лежа на каталке с рентгенопрозрачной декой. На аппарате можно сделать свыше 100 стандартных проекций различных органов и систем. Аппарат обеспечивает получение цифровых рентгенограмм, начиная от рентгенограмм пальцев рук и ног и заканчивая боковыми рентгенограммами пояснично-крестцового отдела пациентов с избыточной массой тела.

Функциональная схема аппарата приведена на рис. 2.

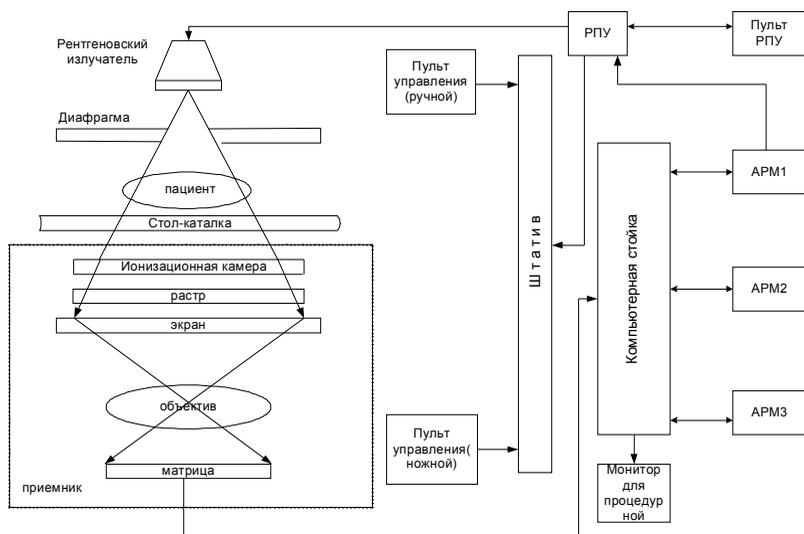


Рис. 2. Функциональная схема аппарата АРЦ-01-«ОКО»

Рентгеновское питающее устройство аппарата (РПУ) выполнено по инверторной технологии с преобразованием напряжения частоты сети в килогерцовую область спектра, поэтому пульсации напряжения не превышают 5%, РПУ обеспечивает уставки анодного напряжения рентгеновской трубки в пределах от 40 кВ до 145 кВ с шагом 1 кВ. Уставки количества электричества регулируются дискретно от 0,2 до 640 мАс (34 шага).

В излучателе используется двухфокусная рентгеновская трубка с размером фокусных пятен 0,6 и 1,2 мм и максимальным напряжением 150 кВ. Излучатель снабжен регулируемой диафрагмой, в которую встроен диск с фильтрами, установленными как вручную, так и автоматически. Применение среднечастотного рентгеновского питающего устройства высокой мощности и быстродействия, а также рентгеновского излучателя с высокой теплоемкостью позволило снизить времена экспозиций до нескольких мкс. При таких экспозициях динамическая нерезкость снимка не возникает. Излучаемые трубкой рентгеновские лучи после диафрагмирования и фильтрации формируют за пациентом невидимое рентгеновское изображение, которое экраном цифровой рентгено-

графической камеры визуализируется. Это изображение светосильным проекционным объективом передается на ПЗС-матрицу сверхвысокого разрешения, которая преобразует изображение в видеосигнал. В камере используется растр с высокой избирательностью, что позволяет в значительной степени увеличить отношение сигнал/шум в плоскости экрана цифровой камеры при рентгенографии органов, создающих значительный фон рассеянного излучения. При просвечивании органов с низким рассеянием, когда отношение вторичного излучения к первичному меньше единицы, растр не эффективен. Поэтому имеется возможность оперативного съема растра. Система автоматического контроля экспозиции, построенная на базе ионизационной камеры, в сочетании с широким динамическим диапазоном цифровой камеры полностью исключает возможность получения бракованных цифровых снимков. Как известно, брак на пленочных аппаратах может достигать 15% и более. Видеосигнал в камере оцифровывается и поступает на автоматизированное рабочее место (АРМ) лаборанта.

На АРМ лаборанта оценивается качество снимка и производится запись его в цифровую память компьютерной стойки. Из памяти снимок может быть запрошен на АРМ врача-рентгенолога, где на мониторе происходит его анализ и интерпретация. Результаты исследования отображаются в рентгенологическом заключении, а снимок при необходимости может быть распечатан на принтере.

Для регистрации пациентов в состав аппарата включено третье рабочее место (АРМ регистратора), с которого осуществляется ввод данных о пациенте. Это рабочее место может устанавливаться в регистратуре на расстоянии до 60 м от рентгеновского кабинета (по кабелю) или подключаться к аппарату через локальную сеть.

Управление аппаратом осуществляется с АРМ лаборанта. Применение трех АРМ позволяет одновременно вести регистрацию пациентов в регистратуре, проводить съемку пациентов в рентгеновском кабинете и анализировать ранее полученные снимки на АРМ врача-рентгенолога. Конструктивно аппарат выполнен в виде 7 функционально законченных устройств: штатива с излучателем и цифровым приемником, каталки, рентгеновского питающего устройства, трех АРМ и компьютерной стойки.

Штатив аппарата состоит из вертикальной стойки 1, на которой закреплен кронштейн 2 с установленными на нем с противоположных сторон цифровой камерой и рентгеновским излучателем с диафрагмой 4 (рис. 3). Расстояние между фокусом рентгеновской трубки и рентгеновским экраном камеры (фокусное расстояние штатива) равно 120 см. Штатив снабжен ручным 5 и ножным (на рис. 3 не показан) пультами управления, с помощью которых

кронштейн перемещается вверх и вниз, а также поворачивается вокруг горизонтальной оси на $\pm 180^\circ$. Аппарат позволяет делать снимки в косых проекциях. Для этого предусмотрен узел поворота камеры в диапазоне $\pm 45^\circ$ вокруг оси крепления. Таким образом, обеспечивается возможность на одном штативе проводить все виды исследований, характерные для стола снимков и вертикальной стойки снимков. В штативе используется уравновешенная конструкция вертикального перемещения кронштейна с помощью электродвигателя, что обеспечивает минимальное потребление энергии. Подвижные части штатива имеют ограничители и блокировки. Компьютерная стойка выполняет функции системного сервера, цифрового архива и коммутатора функциональных узлов аппарата.



Рис. 3. Штатив с цифровой камерой и рентгеновским излучателем в верхнем и нижнем положениях

Аппарат обеспечивает следующие основные параметры и характеристики. Максимальный размер рабочего поля составляет 385 x 385 мм. При снимках органов меньшего размера осуществляется диафрагмирование рабочего поля, которое контролируется световым центратором перед выполнением снимка.

Разрешающая способность аппарата — $3,7\text{мм}^{-1}$. В АРЦ-01-«ОКО» предусмотрена возможность адаптивного изменения пространственной разрешающей способности в зависимости от требуемой детальности исследуемого органа. Ограничение разрешающей способности на уровне достаточности минимизирует экспозиционную дозу.

В отличие от пленочной рентгенографии, где для получения снимка оптимальной плотности требуется фиксированная доза, аппарат может работать в широком диапазоне доз в плоскости приемника. Он перекрывает диапазон чувствительности рентгенодиагностических комплектов (от 50 до 400), что соответствует дозам в плоскости приемника от 2 мР до 250 мкР соответственно.

Аппарат не ограничивает контраст любого органа. Напротив, один снимок в ряде случаев может заменить несколько снимков, например просмотр легких и средостения. В зависимости от дозы в плоскости приемника контрастная чувствительность аппарата изменяется от 0,5 до 2%. Геометрические искажения изображения не превышают 2%. Время получения изображения не превосходит 10 с.

Объем памяти базы данных аппарата позволяет сделать до 30 000 снимков, после чего они переносятся в долговременный архив, расположенный в компьютерной стойке. Объем памяти архива на дисках DVD-RW емкостью 4–8 Гб может наращиваться в течение всего срока службы аппарата.

Программное обеспечение аппарата имеет широкие функциональные возможности, например автоматическое управление экспозицией в зависимости от исследуемого органа. Установлены автоматические режимы рентгеновского питающего устройства для исследований черепа, грудной и брюшной полостей, позвоночника, нижних и верхних конечностей. На аппарате запрограммировано свыше 70 стандартных проекций в соответствии с «Руководством по радиографической технике» ВОЗ. Экспозиция автоматически изменяется при указании полноты пациента и его возраста.

Организован компактный архив в виде базы данных с быстрым и удобным поиском. Реализовано автоматизированное создание статистических отчетов с помощью выборок по задаваемым параметрам.

Цифровая обработка изображения предусматривает изменение контраста и яркости, гамма-коррекцию, масштабирование, изменение позитива на негатив, увеличение резкости границ, выравнивание контраста по полю снимка, измерение расстояний, углов и площадей и ряд других обработок.

Аппарат может быть интегрирован в локальную компьютерную сеть по протоколу TCP/IP. Экспорт данных возможен в форматах DICOM 3,0 и MS Office.

Аппарат комплектуется мониторами высокой четкости, на которых воспроизводятся снимки с высоким качеством. Твердые копии на принтере теряют часть информации и поэтому носят вспомогательный характер. Качество изображения, полученное на цифровом аппарате АРЦ-01-«ОКО», сравнимо с качеством снимков на традиционных рентгенографических комплексах по четкости, а по числу градаций – существенно выше. Модификация этого аппарата DIRA 9M, разработанная совместно немецкой фирмой «Roesys» и ЗАО «НИПК «Электрон», выпускается в Германии (рис. 4).



Рис. 4. Внешний вид аппарата DIRA 9M

В аппарате предусмотрено определение эффективных доз облучения пациентов с помощью измерителя произведения дозы на площадь ДРК-1 либо с помощью измерения радиационного выхода рентгеновского излучателя в соответствии с методическими указаниями [1]. Медицинские испытания аппарата АРЦ-01-«ОКО» показали, что аппарат может заменить обычный рентгеновский аппарат на два рабочих места: стол снимков для рентгенографии в горизонтальном положении и стойку снимков для рентгенографии в вертикальном положении. Использование аппарата позволяет увеличить производительность рентгеновского кабинета и почти полностью исключить расход рентгеновской пленки и фотохимикатов. Результаты медицинских испытаний аппарата свидетельствуют о том, что структурные элементы грудной клетки, легких, средостения, диафрагмы, черепа, верхних и нижних конечностей, области позвоночника, брюшной полости, области таза при исследованиях в различных проекциях воспроизводятся с хорошим или отличным диагностическим качеством как в норме, так и при заболеваниях.

Литература

1. Ионизирующее излучение, радиационная безопасность: Метод. указания – М., 2000.

2. Рентгенотехника: Справочник / Под ред. В. В. Клюева — М.: Машиностроение, 1992. — В 2-х кн. Кн. 1.

DIGITAL X-RAY UNIT ARC-01-«ОКО»

A. A. Borisov, Yu. A. Veip, A. I. Mazurov, V. O. Reboni, Ya. Falk

Summary. Presented is a description of a new roentgenographic unit ARC-01-«ОКО» designed by the «Elektron» Research and Design Company Ltd. For digital roentgenography (with X-ray transparent deck) of patients in the standing, sitting and lying positions. The unit enhances the capacity of X-ray examination room and makes almost unnecessary the use of X-ray films and chemicals. According to its medical trials, the structural elements of the thorax, lungs, mediastinum, diaphragm, skull, lower and upper extremities, vertebral column, abdominal cavity and pelvis, when examined in different projections, are reproduced by the unit with good and excellent quality both at health and disease.

// Медицинская техника. — 2004. — № 5. — С. 42–45.

Анатолий Иванович Мазуров,

Михаил Борисович Элинсон

ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ОПТИМИЗАЦИЯ РАЗРЕШАЮЩЕЙ СПОСОБНОСТИ ЦИФРОВЫХ ФЛЮОРОГРАФОВ

За последние несколько лет наблюдается устойчивая тенденция оснащения флюорографической службы России цифровыми флюорографическими аппаратами, которые имеют целый ряд несомненных преимуществ по сравнению с пленочными флюорографами [1]. Уже не менее 10 российских предприятий серийно выпускают цифровые флюорографы («Гелпик», «Электрон», «Спектр-АП», «Амико», «Научприбор», «Вымпел», «Мосрентген», «Медрентех» и др.), что позволяет констатировать подготовленность технической базы для замены пленочной флюорографии на цифровую. Производимые фирмами цифровые флюорографы построены на разных типах приемников и, естественно, отличаются целым рядом параметров и характеристик [2].

Наиболее близкими по принципу построения к классическим пленочным флюорографам являются цифровые аппараты, в которых используется тот же метод съемки с рентгеновского экрана, но не на пленку, а на ПЗС-матрицу телевизионной камеры. Второй класс флюорографов создан на базе линеек рентгеновских детекторов с механическим сканированием грудной клетки узким веерным

пучком рентгеновского излучения. Третий класс флюорографов создан на базе рентгеновского электронно-оптического преобразователя, который для обеспечения требуемого рабочего поля последовательно перемещается по четырем квадратам рабочего поля с последующей «сшивкой» 4 оцифрованных изображений в единое изображение.

В флюорографии всегда имеется необходимость установления оптимального соотношения между уровнем риска от рентгеновского излучения и выигрышем за счет лучшей диагностики. Эта оптимизация достигается ограничением параметров и характеристик флюорографа на уровне достаточности с целью минимизации экспозиционной дозы и стоимости флюорографа. В первую очередь, это относится к пространственной разрешающей способности приемников, которая у приемников разных флюорографов находится в пределах от 1 до $2,5 \text{ мм}^{-1}$. Это очень большой разброс. По вопросу оптимизации разрешающей способности флюорографов существует 2 точки зрения. Например в письме [3] рекомендуется ограничить разрешение флюорографа на уровне $1,2 \text{ мм}^{-1}$, а на сайте «Амико» – на уровне $1,4\text{--}1,6 \text{ мм}^{-1}$. В защиту своей точки зрения «Амико» на сайте выдвигает следующие аргументы:

- увеличение разрешения приемников в 2 раза, т.е. числа элементов приемника с 1000×1000 до 2000×2000 , что требует увеличения дозы в плоскости приемника в 4 раза;
- стоимость приемника с большим числом разрешаемых элементов изображения возрастает;
- для хранения цифровых рентгенограмм с числом элементов 4×10^6 по сравнению с рентгенограммами с числом элементов 10^6 требуется в 4 раза больший объем памяти.

Самый главный заключительный аргумент: разрешающая способность в $2,5 \text{ мм}^{-1}$ является избыточной для скринингового метода и приводит к увеличению дозы на исследуемого и стоимости флюорографа.

Вторая точка зрения, которой придерживается «НИПК «Электрон», противоположна первой и состоит в следующем. Разрешающую способность приемников цифровых флюорографов необходимо оптимизировать на уровне $2,5 \text{ мм}^{-1}$ по следующим причинам.

1. Нельзя игнорировать тот факт, что разрешающая способность пленочных флюорографических камер нормируется на уровне не ниже $2,5 \text{ мм}^{-1}$. Доза на пленочных флюорографах в несколько раз больше, чем на цифровых, и, казалось бы, именно на этих камерах необходимо снизить разрешение с целью уменьшения лучевой нагрузки. Но этого не происходит. Например, на современной камере пленочного флюорографа 12Ф9 даже для пленки $70 \times 70 \text{ мм}$

разрешение нормировано в $2,5 \text{ мм}^{-1}$. Это норма оправдала себя при эксплуатации в России более 15 тыс. пленочных флюорографов, 5 тыс. из которых еще продолжают работать. Дело в том, что, по мнению рентгенологов [3, 4], на снимках легких должны быть видны образования площадью около 1 мм^2 . В таких образованиях (одиночных деталях произвольной формы и различной крутизной фронтов) основная часть энергии спектра пространственных частот сосредоточена в диапазоне от 0 до приблизительно 2 мм^{-1} [5]. Поэтому сохранение этого спектра пространственных частот в рентгеновском изображении легких обеспечивает высокую вероятность видимости образований с диаметром около 1 мм. Из теории визуального восприятия объектов известно, что уверенное различение деталей диаметром 1 мм обеспечивается, если на нее приходится не менее 16 пикселей, что соответствует разрешению приемника не менее 2 мм^{-1} . Это же подтверждают психофизиологические исследования, которые показали, что для предотвращения отвлекающего эффекта строк раstra монитора, отрицательно влияющего на работу рентгенолога, растр должен содержать не менее 4 строк на 1 мм, т. е. минимум 16 элементов на 1 мм^2 .

2. До сих пор речь шла о разрешающей способности приемника флюорографа, которую в литературе и технических условиях на флюорограф приводят как разрешение всего аппарата. Но, как известно, разрешающая способность флюорографа определяется не только приемником. Разрешение флюорографа зависит так же от размеров фокусного пятна рентгеновской трубки, подвижности органов грудной клетки и геометрического увеличения рентгеновского изображения [6]:

$$R_{\phi} = R_{\pi} \frac{m_0}{\sqrt{1 + (m_0 - 1)^2 (fR_{\pi})^2 + m_0^2 (vtR_{\pi})^2}} .$$

Здесь R_{ϕ} – разрешающая способность флюорографа, R_{π} – разрешающая способность приемника, m_0 – геометрическое увеличение объекта, f – размер фокусного пятна трубки, v – скорость движения изображения внутренних органов во входной плоскости приемника, t – время экспозиции.

В большинстве флюорографов применяют двухфокусные рентгеновские трубки с фокусами 0,6 и 1,2 мм, но с целью сокращения выдержки, работают, как правило, на фокусе $f = 1,2 \text{ мм}$.

При фокусных расстояниях флюорографов 100–120 см среднее увеличение органов грудной клетки можно принять равным $m_0 = 1,2$.

Приводимые в литературе данные по скоростям движения внутренних органов грудной клетки имеют сильный разброс: от 5

до 100 мм/с. В работе [4] приведены самые высокие скорости движения: клапаны сердца – 500 мм/с, сердце – 100 мм/с, легкие – 100 мм/с. При оценке разрешения флюорографа примем значение скорости $v = 25$ мм/с.

Опытным путем установлено, что динамическая нерезкость не сказывается на разрешающей способности аппаратов для исследования органов грудной клетки, если экспозиции составляют не более 10 мс. К сожалению, возможности использования коротких выдержек ограничивается мощностью излучателей и мощностью рентгеновских питающих устройств. Например, при режиме съемки: напряжение на трубке 100 кВ, количество электричества 5 мАс, экспозиция 5 мс, требуются излучатель и питающее устройство мощностью 100 кВт.

Поэтому на практике на флюорографах с маломощным питающим устройством экспозиции могут достигать 100 мс и более. Для расчетов примем $t=20$ мс.

Тогда при $R_n = 2,5 \text{ мм}^{-1}$, $f = 1,2$ мм, $v = 25$ мм/с, $t = 20$ мс, $m_0 = 1,2$ разрешающая способность флюорографа, рассчитанная по вышеприведенной формуле, будет равна $1,6 \text{ мм}^{-1}$. При больших выдержках, фокусах трубок и скоростях движения внутренних органов разрешение флюорографа еще больше уменьшится по сравнению с разрешением приемника. Из этого расчета можно сделать вывод, что разрешение приемника $2,5 \text{ мм}^{-1}$ для исследования подвижных органов грудной клетки не является избыточным. При меньшем разрешении увеличивается вероятность пропуска патологических изменений.

3. Цифровые технологии имеют возможность адаптивного изменения разрешающей способности приемника. Во флюорографах на ПЗС-матрицах изменение разрешения легко реализуется путем изменения размера пиксела (бининг).

Например, в камере КФЦ-«Электрон», которой оснащен цифровой флюорограф ФЦ-01-«Электрон», имеется возможность такого изменения размера пиксела, что формируется растр 1000 x 1000 или 2000 x 2000 элементов. Переход от одного растра к другому реализован программными средствами. Это позволяет работать как в режиме максимальной чувствительности, так и максимально-го разрешения.

При снимках в боковой проекции или тучных пациентов, когда уровень шумов не позволяет реализовать разрешение, обеспечиваемое контрастно-частотной характеристикой флюорографа, приемник КФЦ-«Электрон» может быть переведен в режим пониженного разрешения (растр 1000 x 1000 элементов). Но не следует забывать, что при этом увеличивается вероятность пропуска патологий тонких структур.

Эксплуатация флюорографа ФЦ-01-«Электрон» в клиниках России показала, что в режиме максимального разрешения (2000 x 2000 пикселей) отпадает необходимость дообследования пациента, так как флюорограф можно эффективно использовать для дифференциальной диагностики заболеваний легких. Это экономит время и затраты и в конечном счете сокращает суммарную дозу облучения, полученного пациентом. Низкая же пространственная разрешающая способность цифровых флюорографов (с матрицей 1000 x 1000 пикселей и менее) не может компенсироваться их широким динамическим диапазоном, и этот класс аппаратов не различает тонкие структуры легких [6], что отрицательно сказывается на их чувствительности в медицинском смысле этого слова, т. е. увеличивается вероятность пропуска мелких новообразований.

4. Что касается объема памяти архива для хранения рентгенограмм, то объем памяти определяется, как правило, не емкостью исходных рентгенограмм, а целями архива. Сжатие цифрового потока возможно в любое разумное число раз.

Если подвести итог вышесказанному, то напрашивается вывод: разрешающая способность $2,5 \text{ мм}^{-1}$, нормированная для пленочных флюорографических камер, должна быть сохранена как оптимальная и для приемников цифровых флюорографов. А пути снижения лучевых нагрузок следует искать не в снижении разрешения приемника, а в подавлении рассеянного излучения, увеличении квантовой эффективности приемника, оптимизации качества рентгеновского излучения и неукоснительном соблюдении требований радиационной безопасности, регламентированы нормативными документами.

Хочется надеяться, что точка зрения, оправдывающая низкое разрешение флюорографов, была продиктована, скорее, рекламными целями, чем существом проблемы. Подтверждением этого является тот факт, что в новый справочник по медицинской технике для лучевой диагностики [2] все производители включили только новые флюорографы с разрешением от $1,6$ до $3,2 \text{ мм}^{-1}$.

Литература

1. Белова И. Б. Современные возможности и перспективы использования отечественных цифровых рентгенографических установок в лечебно-профилактических учреждениях: автореф. дис. док. техн. наук – Орел: изд. ОрелУ, 2001.
2. Вейн Ю. А., Мазуров А. И., Ребони В. О. Проблемы технического оснащения флюорографической службы // Медицинская техника. – 2003 – №5 – С. 12–15.

3. Медицинская техника для лучевой диагностики: Справочник / Под ред. Б. И. Леонова, Н. Н. Блинова. – М.: НПЦ «Интелфорум», 2004.
4. *Нудельман С.* и др. Электронно-оптическая цифровая рентгенография // ТИИЭР. Т. 70 –№ 7 –С. 14–48.
5. *Харкевич А. А.* Спектры и анализ. – М.: ГИФМЛ, 1962.
6. *Харченко В. П.* Методическое письмо № 94/01-02 от 3 февраля 2001 г. главного радиолога МЗ РФ. – М.: РНЦР, 2001.

// Радиология –практика. –2004. –№4. –С. 56 –58.

**Вольдемар Освальдович Ребони,
Юрий Арнольдович Вейп**
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ОСНАЩЕНИЕ ФЛЮОРОГРАФИЧЕСКОЙ СЛУЖБЫ ЦИФРОВЫМИ РЕНТГЕНОВСКИМИ АППАРАТАМИ ФЦ-01-«ЭЛЕКТРОН»

Начиная с 2001 года ЗАО «НИПК «Электрон» начало серийное производство малодозового цифрового флюорографа ФЦ-01 «Электрон». В настоящее время в клиниках страны установлено более 200 аппаратов.

Цифровой флюорограф ФЦ-01-«Электрон» включает в свой состав следующие основные компоненты: цифровую флюорографическую камеру КФЦ-«Электрон» с двумя автоматизированными рабочими местами, устройством получения твердой копии и сетевым оборудованием для передачи изображений на другие рабочие станции; среднечастотное питающее устройство мощностью 50 кВт; излучатель с двухфокусной трубкой и штатив.

Цифровая флюорографическая камера формирует видимое изображение на рентгеновском экране, передает его с помощью светосильного объектива на фотоприемник (ПЗС-матрицу) и преобразует видеосигнал с матрицы в цифровой сигнал. Камера включает также датчик сигнала автоматического контроля экспозиции. Цифровой сигнал камеры поступает на АРМ лаборанта и записывается в оперативную память. АРМ лаборанта реализует следующие функции. Здесь осуществляется предварительная обработка видеосигнала: компенсация фона и неравномерности сигнала по полю изображения, подавление шумов, подбор параметров яркости, контраста и др. С помощью АРМ лаборанта осуществляется ввод данных о пациенте, задание экспозиции, контроль качества полученного изображения и пересылка полученного изображения в АРМ рентгенолога.

АРМ рентгенолога обеспечивает анализ (дешифрирование) изображения на мониторе, его коррекцию, препарирование и согласование с параметрами зрения. Обработанное изображение архивируется и, при необходимости, производится его распечатка. Здесь же осуществляется составление рентгенологического заключения.

Применение двух автоматизированных рабочих мест (АРМ лаборанта и АРМ рентгенолога) позволяет одновременно вести прием пациентов и дешифровку ранее полученных снимков. Для увеличения производительности в состав флюорографа дополнительно введено АРМ регистратора.

Флюорограф ФЦ-01-«Электрон» имеет следующие основные технические параметры и характеристики: размер рабочего поля – 390 x 390 мм; пространственная разрешающая способность – 2,5 пар линий на мм; число элементов изображения – 2048 x 2048; контрастная чувствительность – 1%; градационная разрешающая способность – 4096 уровней серого; динамический диапазон – более 150; производительность – 60 снимков в час; экспозиционная доза на снимок (в плоскости приемника) – не более 1 мР; мощность питающего устройства – 50 кВт.

Флюорограф ФЦ-01-«Электрон» – это малодозовая высокопроизводительная система регистрации рентгеновских изображений, основанная на экологически чистой цифровой технологии.

Использование флюорографа дает все преимущества современной цифровой рентгенографии перед традиционной пленочной методикой. Это, в первую очередь, мгновенное получение цифровых рентгенограмм, экономия времени врача и пациента, достаточно высокая разрешающая способность, цифровая обработка изображения, возможность ведения цифрового архива снимков и включения в сеть телерентгенологии. Наконец, немаловажный экономический фактор – отказ от дорогостоящей рентгеновской пленки, химикатов, проявочного и просмотрного оборудования, фотолаборатории.

Анализ отзывов медицинских учреждений, которые эксплуатируют ФЦ-01-«Электрон», позволяет сделать следующие выводы.

1. Цифровое изображение получаемое на флюорографе характеризуются высокой пространственной разрешающей способностью, обеспечивающей визуализацию мелких объектов до 1 мм, широким динамическим диапазоном, позволяющим визуализировать на одном снимке структуры низкой и высокой плотности, возможностью различать слабоконтрастные объекты и высокой чувствительностью, снижающей дозу на снимок в несколько раз.

2. Получаемое на флюорографе изображение является диагностически значимым, позволяет выявлять патологические изме-

нения в большинстве случаев, определять их морфологическую принадлежность. При этом отпадает необходимость в дополнительных уточняющих рентгенологических исследованиях.

3. По качеству изображения ФЦ-01-«Электрон» существенно превосходит пленочные флюорографы, что позволяет его использовать в поликлинике и стационарах как для скрининга, так и для диагностики органов грудной полости.

4. На изображениях флюорографа ФЦ-01-«Электрон» отсутствуют артефакты (кимографические, дыхательные и др.), присущие сканирующим цифровым флюорографам.

// Невский радиологический форум: матер. форума / «Наука-клинике» 9–12 апр. 2005. –СПб.: б.и., 2005. –С. 416.

**Алексей Анатольевич Борисов,
Юрий Арнольдович Вейп,
Вольдемар Освальдович Ребони,
Михаил Борисович Элинсон**
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург
Якоб Фальк,
Roesys GmbH, Германия

РЕНТГЕНОВСКИЙ АППАРАТ АРЦ-01-«ОКО» ДЛЯ ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ

Цифровой рентгенографический аппарат АРЦ-01-«ОКО» предназначен для проведения цифровой рентгенографии при положении пациента стоя, сидя или лежа на каталке с рентгенопрозрачной декой. На аппарате можно сделать свыше 100 стандартных проекций различных органов и систем.

Рентгеновское питающее устройство аппарата (РПУ) выполнено по инверторной технологии с преобразованием напряжения частоты сети в килогерцовую область спектра, поэтому пульсации напряжения не превышают 2%, РПУ обеспечивает уставки анодного напряжения рентгеновской трубки в пределах от 40кВ до 145кВ с шагом 1кВ. Уставки количества электричества регулируются дискретно от 0,2 мАс до 640 мАс (34 шага).

В излучателе используется двухфокусная рентгеновская трубка с размером фокусных пятен 0,6 мм и 1,2 мм и максимальным напряжением 150 кВ. Излучатель снабжен регулируемой диафрагмой, в которую встроен диск с фильтрами, установленными как

вручную, так и автоматически. Применение среднечастотного рентгеновского питающего устройства высокой мощности и быстродействия, а также рентгеновского излучателя с высокой теплоемкостью позволило снизить время экспозиций до нескольких мкс. При таких экспозициях динамическая нерезкость снимка не возникает. Излучаемые трубкой рентгеновские лучи после диафрагмирования и фильтрации формируют за пациентом невидимое рентгеновское изображение, которое экраном цифровой рентгенографической камеры визуализируется. Это изображение светосильным проекционным объективом передается на ПЗС-матрицу сверхвысокого разрешения, которая преобразует изображение в видеосигнал. В камере используется растр с высокой избирательностью, что позволяет в значительной степени увеличить отношение сигнал/шум в плоскости экрана цифровой камеры при рентгенографии органов, создающих значительный фон рассеянного излучения. Имеется возможность оперативного съема раstra при рентгенографии органов с низким рассеянием. Система автоматического контроля экспозиции, построенная на базе ионизационной камеры, в сочетании с широким динамическим диапазоном цифровой камеры полностью исключает возможность получения бракованных цифровых снимков. Видеосигнал в камере оцифровывается и поступает на автоматизированное рабочее место лаборанта.

На АРМ лаборанта оценивается качество снимка и производится запись его в цифровую память компьютерной стойки. Из памяти снимок может быть запрошен на АРМ врача-рентгенолога, где на мониторе происходит его анализ и интерпретация. Результаты исследования отображаются в рентгенологическом заключении, а снимок, при необходимости, может быть распечатан на принтере.

Для регистрации пациентов в состав аппарата включено третье рабочее место (АРМ регистратора), с которого осуществляется ввод данных о пациенте. Это рабочее место может устанавливаться в регистратуре на расстоянии до 60 метров от рентгеновского кабинета (по кабелю) или подключаться к аппарату через локальную сеть.

Управление аппаратом осуществляется с рабочего места лаборанта. Применение трех автоматизированных рабочих мест позволяет одновременно вести регистрацию пациентов в регистратуре, проводить съемку пациентов в рентгеновском кабинете и анализировать ранее полученные снимки на АРМ врача-рентгенолога. Конструктивно аппарат выполнен в виде семи функционально законченных устройств: штатива с излучателем и цифровым приемником, каталки, рентгеновского питающего устройства, трех автоматизированных рабочих мест и компьютерной стойки.

Штатив аппарата состоит из вертикальной стойки, на которой закреплен кронштейн с установленными на нем с противоположных сторон цифровой камерой и рентгеновским излучателем с диафрагмой. Расстояние между фокусом рентгеновской трубки и рентгеновским экраном камеры (фокусное расстояние штатива) равно 120 см. Штатив снабжен ручным и ножным пультами управления, с помощью которых кронштейн перемещается вверх и вниз, а также поворачивается вокруг горизонтальной оси на $\pm 180^\circ$. Аппарат позволяет делать снимки в косых проекциях. Для этого предусмотрен узел поворота камеры в диапазоне $\pm 45^\circ$ вокруг оси крепления. Таким образом обеспечивается возможность на одном штативе проводить все виды исследований, характерные для стола снимков и вертикальной стойки снимков. В штативе используется уравновешенная конструкция вертикального перемещения кронштейна с помощью электродвигателя, что обеспечивает минимальное потребление энергии. Компьютерная стойка выполняет функции системного сервера, цифрового архива и коммутатора функциональных узлов аппарата.

Аппарат обеспечивает следующие основные параметры и характеристики. Максимальный размер рабочего поля составляет 385 x 385 мм. При снимках органов меньшего размера осуществляется диафрагмирование рабочего поля, которое контролируется световым центратором перед выполнением снимка.

Разрешающая способность аппарата – 3,7 мм⁻¹. В АРЦ-01-«ОКО» предусмотрена возможность адаптивного изменения пространственной разрешающей способности в зависимости от требуемой детальности исследуемого органа. Ограничение разрешающей способности на уровне достаточности минимизирует экспозиционную дозу.

В отличие от пленочной рентгенографии, где для получения снимка оптимальной плотности требуется фиксированная доза, аппарат может работать в широком диапазоне доз в плоскости приемника. Он перекрывает диапазон чувствительности рентгенодиагностических комплектов (от 50 до 400), что соответствует дозам в плоскости приемника от 2 мР до 250 мкР соответственно.

Аппарат не ограничивает контраст любого органа. Напротив, один снимок в ряде случаев может заменить несколько снимков, например, просмотр легких и средостения. В зависимости от дозы в плоскости приемника контрастная чувствительность аппарата изменяется от 0,5 до 2%. Геометрические искажения изображения не превышают 2%. Время получения изображения не превосходит 10 с.

Объем памяти базы данных аппарата позволяет сделать до 30000 снимков, после чего они переносятся в долговременный архив, расположенный в компьютерной стойке. Объем памяти архива на дисках DVD-RW емкостью 4–8 Гб может наращиваться в течение всего срока службы аппарата.

Программное обеспечение аппарата имеет широкие функциональные возможности, например, автоматическое управление экспозицией в зависимости от исследуемого органа. Установлены автоматические режимы рентгеновского питающего устройства для исследований черепа, грудной и брюшной полостей, позвоночника, нижних и верхних конечностей. На аппарате запрограммировано свыше 70 стандартных проекций в соответствии с «Руководством по радиографической технике» ВОЗ. Экспозиция автоматически изменяется при указании полноты пациента и его возраста.

Организован компактный архив в виде базы данных с быстрым и удобным поиском. Реализовано автоматизированное создание статистических отчетов с помощью выборок по задаваемым параметрам.

Цифровая обработка изображения предусматривает изменение контраста и яркости, гамма-коррекцию, масштабирование, изменение позитива на негатив, увеличение резкости границ, выравнивание контраста по полю снимка, измерение расстояний, углов и площадей и ряд других обработок.

Аппарат может быть интегрирован в локальную компьютерную сеть по протоколу TCP/IP. Экспорт данных возможен в форматах DICOM 3,0 и MS Office.

Аппарат комплектуется мониторами высокой четкости, на которых воспроизводятся снимки с высоким качеством. Качество изображения, полученное на цифровом аппарате АРЦ-01-«ОКО», сравнимо с качеством снимков на традиционных рентгенографических комплексах по четкости, а по числу градаций — существенно выше.

// Невский радиологический форум: матер. форума / «Наука-клинике» 9–12 апр. 2005. — СПб.: б.и., 2005. — С. 425.

**Юрий Арнольдович Вейп,
Анатолий Иванович Мазуров,
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург**

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ТЕХНОЛОГИЙ ПОСТРОЕНИЯ ЦИФРОВЫХ ДЕТЕКТОРОВ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Эксплуатация рентгеновских цифровых аппаратов в клиниках убедительно доказала превосходство цифровых технологий над пленочными. Сопоставительный анализ пленочной и цифровых технологий показал, что эти превосходства обусловлены, главным

образом, тем, что в них функции детектирования рентгеновского изображения, его обработки, визуализации и хранения выполняются разными устройствами (в отличие от пленки), что позволяет их оптимизировать независимо друг от друга. Так, выделение процесса детектирования в самостоятельный функциональный узел породило целую гамму технологий построения детекторов рентгеновских изображений. Эти технологии подробно описаны в целом ряде работ, например, [1, 2, 3]. Однако ни в одной из этих работ не приведен сравнительный анализ этих технологий с технико-экономической точки зрения и сферы их применения. Вместе с тем история эволюции аналоговых рентгенотелевизионных систем для рентгеноскопии показала, что не все технологии, возникшие в начале становления этого технического направления, выжили. Не выдержали технико-экономической конкуренции усилители рентгеновских изображений (УРИ) с детекторами «рентгеновский экран – оптический узел – передающая телевизионная трубка», «рентгеновский экран – объектив – электронно-оптический преобразователь – объектив – передающая телевизионная трубка», «рентгеновский видикон». Остались и продолжают изготавливаться и эксплуатироваться УРИ на рентгеновских электроннооптических преобразователях (РЭОПах) [4]. Можно предположить, что то же произойдет с цифровыми технологиями рентгеновских детекторов и каждый из них займет свою область применения. Цель данной статьи как раз и состоит в выявлении сильных и слабых сторон каждой из существующих цифровых технологий детекторов рентгеновских изображений для общей рентгенологии.

В связи с истощением мировых запасов серебра и удорожанием рентгеновской пленки, которая содержит от 5 до 10 г серебра на квадратный метр, в 70-х годах прошлого века начались поиски альтернативных методов получения рентгенограмм. Группа ученых США во главе с Нудельманом начала исследования возможностей создания цифровых аппаратов на базе РЭОПов, телевизионных систем и компьютеров. В результате этих исследований была убедительно доказана возможность создания отделений цифровой рентгенологии, работающих полностью по беспленочной и безбумажной технологии и обоснована их экономическая эффективность [5].

С этих пор многие фирмы, занимающиеся рентгенотехникой, начали исследования в области цифровых аппаратов, в результате которых, кроме РЭОПов, появился целый ряд детекторов рентгеновских изображений и на их основе организован промышленный выпуск цифровых систем. Эти исследования не закончены и в настоящее время разработкой цифровых детекторов занимаются десятки фирм.

Детекторы на рентгеновских электронно-оптических преобразователях

Как уже указывалось, детекторы с РЭОП вытеснили из рентгеноскопии все другие типы детекторов, которые не смогли сравняться с ними по квантовой эффективности и, следовательно, чувствительности. В приемниках с РЭОП при правильном выборе оптики и телевизионной камеры квантовая эффективность на низких пространственных частотах ограничивается только неполным поглощением рентгеновского излучения во входном экране РЭОП. Например, в серии усилителей фирмы «НИПК «Электрон» с рабочими полями от 215 мм до 360 мм и ПЗС-матрицами формата 512 x 512, 1024 x 1024 и 2048 x 2048 пикселей квантовая эффективность составляет от 0,5 до 0,7 в зависимости от УРИ и режима просвечивания. Необходимо отметить, что в УРИ на РЭОПах имеет место многоступенчатый процесс преобразования рентгеновского изображения в видеосигнал. Рентгеновские кванты преобразуются рентгеновским экраном в световые фотоны, фотоны фотокатодом в электроны; электроны переносятся электронной оптикой на выходной экран, на выходном экране электроны рождают световые фотоны, которые объективом переносятся на фотоэлектронный преобразователь (ПЗС или КМОП матрицу). На каждой ступени имеет место ослабление верхних пространственных частот. Это резко ухудшает суммарную контрастно-частотную характеристику приемника на высоких пространственных частотах и, следовательно, квантовую эффективность на этих частотах. Инерционность приемников с РЭОПами определяется типом преобразователя свет-сигнал и при использовании безынерционных ПЗС временная разрешающая способность (число кадров в секунду) определяется только возможностями считывающих устройств.

С разработкой в 80-х годах цифровых запоминающих устройств УРИ с РЭОП частично взяли на себя функции рентгенографических приемников, так как смогли работать в режиме стоп-кадра.

Здесь следует отметить, что РЭОПы разрабатывались для нужд рентгеноскопии, главное требование которой, учитывая длительность просвечивания (до 5 минут) — максимальное снижение лучевой нагрузки (2-4 мкР/кадр) на пациента при получении удовлетворительного качества изображения движущихся органов. Поэтому в РЭОП коэффициент усиления достигает 10^5 раз. При разработке приемников для цифровой рентгенографии необходимо обеспечить высококачественное изображение неподвижного или движущегося органа (не хуже качества рентгенограммы) по воз-

возможности при дозах на один кадр, не превышающих дозы на один снимок в плечной рентгенографии (0,125–2 мР) Поэтому такого большого усиления в РЭОПе при рентгенографии не требуется. Совмещение требований рентгеноскопии и рентгенографии в одном приемнике требует от него очень широкого динамического диапазона. В аппаратах с РЭОП при выполнении цифрового снимка эта проблема решается уменьшением относительного отверстия объектива с помощью автоматической диафрагмы.

Таким образом, цифровой приемник на базе РЭОП может быть универсальным, то есть работать как в режиме рентгеноскопии, так и рентгенографии. Однако у него имеется целый ряд существенных недостатков. Вследствие ограниченного рабочего поля до диаметра 360мм цифровые комплексы на РЭОПах не решают проблем рентгенологии при исследовании крупногабаритных органов. Известны попытки преодолеть это ограничение.

Так фирма Siemens разработала РЭОП диаметром 570 мм. Однако, вследствие технологических трудностей изготовления РЭОП таких диаметров и, следовательно, его дороговизны, он был снят с производства. Фирма Спектр-АП предложила решение проблемы требуемого рабочего поля аппарата на РЭОП последовательным позиционированием РЭОПа меньшего диаметра в 4-х квадрантах рабочего поля. Это решение нашло применение в флюорографах фирмы Спектр-АП [2]. Перспективность такого решения проблематична. Дело в том, что изображение каждого квадранта фиксируется в разные моменты времени и, следовательно, метод малопригоден для исследования движущихся органов. Необходимость высокоточного позиционирования при механическом перемещении детектора в сильной степени усложняет конструкцию. РЭОПы из-за сложности, разнородности и гибридности конструкции всегда останутся приборами с ограниченными рабочим полем и долговечностью. РЭОПы полностью не совместимы с современной микроэлектроникой: большие габариты и вес, высоковольтное питание до 30 кВ, необходимость экранировки от магнитных полей (в том числе Земли), необходимость обезгаживания после длительного перерыва в работе. Поэтому детекторы по схеме «РЭОП-объектив-ПЗС» востребованы только в настоящий переходный период, поскольку удовлетворяют как нужды рентгеноскопии с возможностью прицельных цифровых снимков, так и рентгенографии. С решением проблемы универсального приемника на базе плоской панели или детектора «экран – объектив – твердотельный преобразователь свет-сигнал» эта технология построения детекторов будет замещена.

Приемники с запоминающим фотостимулирующим рентгеновским экраном

Приемники с запоминающим фотостимулирующим рентгеновским экраном (экраны с памятью) были первыми среди детекторов, которые фирма Fuji PhotoFilm (Япония) разработала специально для цифровой рентгенографии. Эта технология получила название компьютерная рентгенография (CR-технология). Принцип работы приемников, разработанных по этой технологии, широко освещен в литературе [1–3, 6]. Детектор изображения представляет собой гибкую или твердую пластину, покрытую люминофором. Рентгеновское теневое изображение поглощается этим люминофором, в котором образуется скрытое изображение. При сканировании экрана узким пучком лазера это изображение визуализируется. В настоящее время это самая распространенная технология. Главным достоинством цифрового преобразования на основе стимулированных люминофоров является возможность его применения в пленочных рентгеновских аппаратах без какой-либо их переделки, если в рентгеновском отделении имеется считывающее устройство. CR-технология имеет большинство преимуществ рентгенографических цифровых технологий. Уменьшение ее роли на рынке рентгеновских аппаратов в будущем возможно только за счет более низкой производительности и принципиальной невозможности работать в режиме рентгеноскопии.

Цифровые аппараты на линейках детекторов

В России цифровые аппараты на линейных детекторах сканирующего типа получили достаточно широкое применение для массовых профилактических исследований органов грудной клетки [1–3]. В них используется принцип механического сканирования одной линейки детекторов по кадру изображения. По строкам рентгеновское изображение детектируется с помощью набранных в линейку одноэлементных чувствительных к рентгеновскому излучению датчиков. Неоспоримыми преимуществами таких аппаратов являются очень низкий уровень вторичного излучения на линейке детекторов ($I_{вт}/I_{пер} \approx 0,05$ [3]) и высокий квантовый выход одноэлементных детекторов, который может быть близким к единице. Однако широкому применению аппаратов сканирующего типа в рентгенологии препятствует целый ряд их недостатков.

В этих аппаратах коэффициент использования излучения рентгеновской трубки обратно пропорционален числу линеек в детекторе. Время сканирования велико и составляет в разных аппаратах от 2 до 10 секунд. При таких временах изображения движущихся органов искажается. Например, на контуре изображения

сердца появляются «зубцы» (кимографический эффект). Круглые образования, движущиеся перпендикулярно направлению развертки, вытягиваются в эллипс. На структурах, которые перемещаются вдоль строк растра, образуется наклон в сторону движения. Все эти артефакты неприемлемы на высококачественном изображении.

Большое время сканирования обуславливает высокую тепловую нагрузку на рентгеновскую трубку, что сокращает срок ее службы. Медленное сканирование является определяющим для производительности всего рентгеновского комплекса. Данная технология полностью исключает режим рентгеноскопии.

Механическое синхронное перемещение излучателя и приемника в совокупности с вращением анода рентгеновской трубки создает вибрации, которые увеличивают технологическую нерезкость аппарата.

Как показано в работе [6], в сканирующих аппаратах с детектором на одной линейке неизбежно увеличение дозы облучения пациента, так как для полного использования нагрузочной способности трубки поперечный размер линейки детекторов должен быть всегда меньше дозного поля в плоскости детектора. В зависимости от геометрии съемки это превышение может составить несколько раз. Уменьшить эту величину можно, если использовать детектор, состоящий из ряда линеек. Однако при этом возрастает вторичное излучение пропорционально числу линеек в детекторе, но оно всегда будет меньше, чем в детекторах с полным рабочим полем. Поэтому многострочные детекторы имеют достаточно хорошую перспективу особенно при визуализации костной системы всего тела пациента, так как линейки могут быть изготовлены достаточно больших размеров, а костная система практически неподвижна.

Плоские панели на основе аморфного селена

Одной из разновидностей плоских цифровых приемников являются матрицы тонкопленочных транзисторов, покрытых аморфным селеном. Этот детектор имеет высокую разрешающую способность, так как в нем отсутствует многоступенчатый процесс преобразования рентгеновского изображения в видеосигнал, как это имеет место в РЭОПах. Здесь имеются только две ступени: рентгеновские кванты преобразуются в потенциальный рельеф электрических зарядов, а потенциальный рельеф в видеосигнал. Эти панели составляют конкуренцию плоским панелям с игольчатым цезий-йодным экраном и матрицей кремниевых фотодиодов. Но по мнению авторов в общей рентгенологии они не выдержат конкуренции по следующим причинам.

Как известно, в матрице на аморфном селене процесс преобразования рентгеновского изображения в скрытое (зарядовое) основан на фотопроводящих свойствах селена. При этом чувствительность детектора определяется главным образом коэффициентом поглощения рентгеновского излучения слоем, величиной нейтрализованного поверхностного заряда на единицу поглощенной энергии и эффективностью коммутации скрытого изображения. При одинаковой толщине поглощение в пластине аморфного селена меньше, чем в игольчатом экране CsI(Tl) и быстро падает с ростом энергии квантов. Лишь около 15% образовавшихся под действием рентгеновского излучения электронов формирует потенциальный рельеф, в то время как в матрице с экраном CsI(Tl) коэффициент сбора светового потока на фотодиоды не менее 0,3. В результате квантовая эффективность детектора на селене меньше, чем приемника с экраном CsI(Tl). Это различие резко возрастает при увеличении напряжения на рентгеновской трубке. Кроме того, зарядка селенового слоя требует высокого напряжения (киловольты), что не совместимо с современной микроэлектроникой. Эти детекторы могут получить широкое применение при относительно низких напряжениях на рентгеновской трубке, например, в маммографии. Здесь эта технология имеет много преимуществ из-за большого поглощения рентгеновских лучей в селене, малого числа ступеней преобразования сигнала изображения и, вероятно, займет одно из первых мест.

Плоские панели на основе аморфного кремния

Сравнительный анализ плоских панелей с игольчатым цезий-йодным экраном, совмещенным с матрицей кремниевых фотодиодов, и детекторов с переносом изображения объективом с рентгеновского экрана на ПЗС-матрицу рассмотрен в статье [7]. Рассмотрение процесса прохождения сигнала и шума через эти детекторы показывает, что они состоят из одинаковых функциональных узлов: экрана, узла переноса изображения на фотоприемник и фотоприемника. Непосредственный контакт экрана и фотоприемника в плоских панелях исключает объектив, что существенно увеличивает сбор светового потока на фотоприемник, уменьшает габариты и массу приемника, но порождает целый ряд проблем [7]. Главные из них: создание матрицы фотоприемников такого же размера как экран, радиационная стойкость фотоприемников, теплоустойчивость и ударопрочность плоской герметичной конструкции, надежность и долговечность, ремонтпригодность, стоимость. Таким образом, цена за отказ от оптики слишком велика. Вне всякого со-

мнения, что по мере совершенствования технологии плоских панелей эти проблемы будут решены. Но в настоящее время этих проблем практически не существует для технологии съемки изображения с экрана на ПЗС-матрицу. Доступная фирмам, которые имеют средний научно-технический потенциал, эта технология позволяет из рентгеновских экранов, объективов и ПЗС-матриц, являющихся продуктами широко развитой индустрии, разрабатывать детекторы под конкретную область применения при достаточно низкой их стоимости.

Основным недостатком технологии являются потери света при переносе изображения с экрана на ПЗС-матрицу (более 99%), которые определяют низкую квантовую эффективность детекторов (не более 0,4).

Однако квантовая эффективность детектора является только одним из целого ряда параметров рентгеновского аппарата, которые определяют полученную пациентом дозу. Более полно чувствительность рентгеновского аппарата можно характеризовать обобщенным квантовым выходом не приемника, а аппарата в целом, как это принято в астрономии и системах обнаружения [8,9]. В этом случае необходимо рассматривать квантовую эффективность всего аппарата в целом в реальных условиях его работы, так как зашумленность изображения на мониторе определяется как звеньями, формирующими изображение, так и шумами приемника. Известно, что на качество изображения на мониторе сильное влияние оказывает размер фокусного пятна рентгеновской трубки и рассеянное излучение. Этот подход позволяет определить, какой из сравниваемых аппаратов может обеспечить требуемое качество изображения при меньшей дозе облучения. В случае определения обобщенного квантового выхода шумы изображения на входе определяются статистическими флуктуациями потока излучения, формирующего полезное изображение, а зашумленность изображения на выходе всеми источниками шумов независимо от их природы. При таком подходе влияние на чувствительность высокой квантовой эффективности собственно приемника, определяемой в соответствии со стандартом [10], может быть сведено к минимуму, если не оптимально выбраны параметры других звеньев (например, эффективность раstra или размер фокусного пятна рентгеновской трубки).

Действительно, дисперсия сигнала малоконтрастной детали на выходе плоских панелей и приемников с ПЗС равна

$$D(\mu_c) = 2\mu_\phi (1 + \delta) \bar{\alpha}_\Sigma^2 \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\alpha_1}}{\bar{\alpha}_{\alpha_1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\alpha_1} \bar{\alpha}_{\alpha_2}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\alpha_3}}{\bar{\alpha}_{\alpha_3}} \right) + D_A \quad (1)$$

Здесь μ_{ϕ} – величина фонового сигнала, при котором обнаруживается малоконтрастная деталь, δ – отношение величины вторичного (рассеянного) излучения к первичному, α_{Σ} – суммарный коэффициент преобразования сигнала, $\alpha_{\phi 1}$ – эффективный коэффициент поглощения рентгеновских лучей в экране, $\alpha_{\phi 2}$ – коэффициент преобразования рентгеновского фотона в световые фотоны, α_3 – суммарный коэффициент сбора фотонов на фотопреобразователь и преобразования световых фотонов в электроны, D_A – аддитивный шум фотопреобразователя.

Из соотношения (1) можно сделать следующие выводы. Рассеянное излучение вносит существенный вклад в шум видеосигнала. Поэтому его подавление в цифровых аппаратах является обязательным.

Чтобы шумы детектора «экран – объектив – ПЗС-матрица» не превышали шумы плоскопанельного детектора необходимо обеспечить неравенство $\bar{\alpha}_y \gg 1$. Современные экраны, светосильная оптика и ПЗС-матрицы с высоким квантовым выходом обеспечивают это неравенство.

Фокусное пятно рентгеновской трубки существенно снижает обобщенную квантовую эффективность аппарата на верхних пространственных частотах.

Таким образом, за технологией плоских панелей остаются преимущества малых габаритов и веса, что позволяет их использовать не только в стационарных аппаратах, но также в переносных и передвижных аппаратах. Детекторы с ПЗС-матрицей не имеют такой возможности. Зато у них более низкая цена, они ремонтпригодны в условиях клиники и имеют возможность оперативной замены компонентов для адаптации параметров детектора к конкретным условиям применения.

В настоящее время преимущества детекторов на ПЗС-матрицах для российских клиник более предпочтительны. Поэтому «НИПК «Электрон» сегодня использует в своих разработках именно эту технологию.

Литература

1. *Блинов Н. Н. (мл.)* Исследование и разработка цифровых рентгенопреобразующих систем для исследования легких: Автореф. дис. к.т.н. – М.: ВНИИИМТ, 1998.
2. *Борисов А. А., Вейн Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон М. Б.* О двух технологиях построения цифровых приемников рентгеновских изображений // Мед. техника. – 2006. – № 5. – С. 7–10.

3. *Зеликман М. И.* Цифровые системы в медицинской рентгенодиагностике – М.: «Медицина», 2007.
4. Медицинская техника для лучевой диагностики / Под ред. Б. И. Леонова, Н. Н. Блинова. – М.: НПЦ «Интелфорум», 2004.
5. *Миберн Дж.* Обнаружение и спектрометрия слабых источников света – М.: Мир, 1979.
6. *Нудельман С. И.* др. Электронно-оптическая цифровая рентгенография. // ТИИЭР – 1982. – Т. 70. – С. 14–48.
7. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н. Н. Блинова – М.: Медицина, 2002.
8. Телевизионная астрономия / Под ред. В. Б. Никонова. – М.: Наука, 1983.
9. Телевизионные методы обработки рентгеновских и гамма-изображений / Н. Н. Блинов, Е. М. Жуков, Э. Б. Козловский, А. И. Мазуров. – М.: Энергоиздат, 1982.
10. International Standard IEC62220-1. Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices –Part 1: Determination of the detective quantum efficiency, IEC, 2003.

// Медицинская техника. – 2008. – № 5. – С. 36–40.

**Юрий Арнольдович Вейц,
Анатолий Иванович Мазуров,
Алексей Валерьевич Семенов**
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

**КОМПЛЕКСЫ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИЧЕСКИЕ
ТЕЛЕУПРАВЛЯЕМЫЕ КРТ-«ЭЛЕКТРОН»**

В России большинство рентгеновских кабинетов общего назначения оснащено рентгенодиагностическими комплексами (РДК) на три рабочих места: поворотным столом-штативом, включающим усилитель рентгеновского изображения (УРИ) для рентгеноскопии и экраноснимочное устройство для прицельной рентгенографии на пленку; столом снимков (на пленку) с приставкой для линейной томографии и стойкой снимков. Такой состав комплекса в рентгеновских кабинетах для общих исследований был общепризнан, так как он позволяет выполнять все основные виды рентгеновских исследований: рентгеноскопию, рентгенографию лежа, сидя и стоя и линейную томографию различных органов и систем человека. Однако в настоящее время такая комплектация рентгеновского кабинета морально устарела, она не эффективна и экономически не целесообразна.

По нормам радиационной безопасности на поворотных столах-штативах с непосредственным контактом врача и пациента одному рентгенологу разрешается проводить не более 5 исследований в рабочую смену. Следовательно, остальное время аппарат, если в штате нет второго рентгенолога, простаивает. В процедурной разрешается проводить одновременно только одно исследование. Поэтому всегда 2 из 3 рабочих мест простаивает. Кроме того, три рабочих места занимают большую площадь.

Ведущими фирмами в области рентгеновского аппаратостроения было найдено решение, заключающееся в объединении всех трех рабочих мест в одно – в комплекс рентгенодиагностический телеуправляемый (КРТ) [2].

Наиболее совершенными аппаратами этого класса, разработанными в России ЗАО «НИПК «Электрон», являются комплексы КРТ-«Электрон». Комплексы построены на базе телеуправляемого стола-штатива Superix RT164 (фирма «Mecall», Италия), рентгеновского питающего устройства ProVarioRF (фирма «Provotec», Германия) и усилителей рентгеновских изображений серий УРИ-612 и УРИ-1000 собственного производства.

Разработано три модификации комплекса КРТ-«Электрон». Эти модификации имеют целый ряд общих параметров и характеристик. В комплексах использован компактный полипозиционный стол-штатив, заменяющий три штатива классического комплекса (см. рис. 1) Они могут быть установлены в процедурной площадью 16 м², в то время как стандартный РДК на 3 рабочих места требует кабинета площадью не менее 45 м².



Рис. 1. Комплекс рентгенодиагностический телеуправляемый КРТ-«Электрон»

КРТ-«Электрон» обеспечивает возможность проводить все исследования, включая рентгеноскопию, с помощью дистанционного управления, не подвергая облучению медперсонал. Имеется также возможность управлять всеми перемещениями штатива, находясь рядом с пациентом. Конфигурация штатива обеспечивает свободный доступ к пациенту с обеих сторон.

Рентгеновское питающее устройство с преобразованием частоты мощностью 60 кВт совместно с излучателем и диафрагмой минимизирует лучевую нагрузку на кожу пациента и обеспечивают режимы непрерывной и импульсной рентгенографии, а также пленочной и цифровой рентгенографии короткими импульсами с крутыми фронтами.

Контролируемый микропроцессором моторный привод обеспечивает наклон деки стола со скоростью до $4,5^\circ$ в секунду на произвольный угол в диапазоне от -20 до $+90^\circ$ (см. рис. 2 а)

Благодаря плавной регулировке фокусного расстояния от 105 до 150 см (см. рис. 2 б) обеспечивается оптимальная геометрия просвечивания при рентгеноскопии, рентгенографии и томографии. Томографические исследования и снимки в косых проекциях могут проводиться в горизонтальном, вертикальном и наклонном положениях пациента. Углы линейной томографии составляют 8, 20, 30 и 40° .

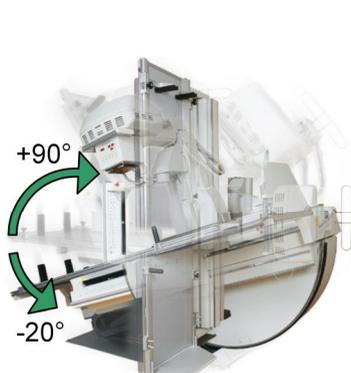


Рис. 2 а. КРТ. Наклон деки стола в диапазоне $-20 - +90^\circ$

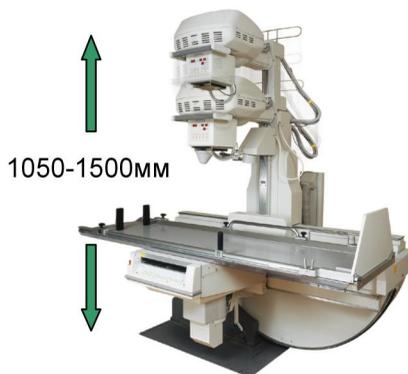


Рис. 2 б. Изменение фокусного расстояния от 1050 до 1500 мм

Продольные перемещения системы излучатель-приемник или деки стола в пределах 1610 мм и поперечные на ± 150 мм позволяют исследовать любую анатомическую область без изменения положения пациента. Все механические перемещения комплексов автоматизированы.

Три модификации КРТ-«Электрон» отличаются друг от друга главным образом типом УРИ, которое определяет уровень перехода в комплексе на цифровую технологию. Наиболее простой и дешевый комплекс КРТ-«Электрон» укомплектованы УРИ-612П диаметром 230 мм с матрицей изображения первого стандарта (512 x 512 пикселей). Малый размер матрицы ограничивает возможности этого УРИ получением цифровых рентгенограмм, заменяющих прицельные снимки небольших органов.

Во второй модификации комплекса используется УРИ-1000, в котором впервые в России применен рентгеновский электронно-оптический преобразователь (РЭОП) диаметром 320 мм и телевизи-

онная система на ПЗС-матрице второго стандарта (1024 x 1024 пикселей). Статистика показывает, что второй стандарт при рабочем поле УРИ, равном 290 мм, позволяет около 50% всех рентгеновских снимков делать в цифровом виде.

Использование в УРИ-1000 режима импульсной рентгеноскопии с переменной частотой импульсов от 2 до 30 в секунду позволяет снизить лучевую нагрузку пропорционально периоду между импульсами.

В третьей модификации КРТ-«Электрон» применен РЭОП диаметром 400 мм, что позволяет полностью перейти на беспленочную цифровую технологию.

Все варианты комплекса имеют встроенный видеопроцессор, который позволяет осуществлять цифровую обработку и улучшать качество изображения непосредственно в процессе просвечивания (шумоподавление, компенсация неравномерности яркости и др.).

Комплексы позволяют выполнять рентгеновские снимки под контролем рентгеноскопии, укомплектованы дозиметром для определения индивидуальных доз облучения пациентов.

Универсальный пульт позволяет управлять всеми функциональными узлами комплекса: рентгеновским питающим устройством, УРИ и столом-штативом. Управление питающим устройством и УРИ осуществляется с помощью сенсорного экрана. Для удобства использования программ органавтоматики на сенсорном экране предусмотрен специальный интерфейс.

Входящее в состав комплексов автоматизированное рабочее место (АРМ) включает рабочую станцию врача, сервер для цифрового архива, специализированное программное обеспечение, монитор высокого разрешения и высококачественный принтер для получения твердых копий на пленке или бумаге (см. рис. 3).



Рис. 3. Автоматизированное рабочее место с пультом управления

АРМ позволяет записывать в цифровую память рентгеноскопические исследования в реальном масштабе времени с частотой до 30 кадров в секунду. Возможности программного обеспечения АРМ исключительно широки. Имеется возможность регулировки яркости и контраста, масштабирования, шумоподавления, просмотра изображения в режиме «окна», изменения полярности (позитив-негатив), выделения границ и контуров и т. д. Возможны измерения расстояния между двумя точками на снимке, периметра и площади выделенного участка изображения.

Для составления протоколов исследования предусмотрены автоматизированные готовые шаблоны. Через АРМ комплексы могут быть объединены в сеть отделения лучевой диагностики.

Если давать критическую оценку цифровым комплексам с УРИ на РЭОП, то они не могут заменить все виды рентгенографических исследований, которые можно проводить на классическом РДК на 3 рабочих места. Для ряда исследований, например грудной клетки, требуются снимки размером не менее 400 x 400 мм, в то время как максимальный диаметр рабочего поля УРИ составляет 360 мм.

Кроме того, РЭОП разрабатывались как усилители изображения для рентгеноскопии, основное назначение которой — исследовать функционирование просвечиваемых органов при дозе на кадр 1–4 мкР. Но при получении качественной цифровой рентгенограммы, несущей информацию о морфологии органов, доза на кадр должна составлять 250–1000 мкР, что в 250 раз больше. В связи с этим для рентгенографии усиление РЭОП оказывается избыточным и для согласования сигнала с динамическим диапазоном ПЗС-матрицы приходится диафрагмировать оптическую систему, которая передает изображение с выходного экрана РЭОП на ПЗС-матрицу. Этот путь далеко не оптимален [1]. Поэтому несколько десятков фирм работают над созданием универсального приемника с большим рабочим полем, который будет работать как в режиме рентгеноскопии, так и в режиме рентгенографии.

Литература

1. Мазуров А. И., Данилов В. А. Цифровое рентгенотелевидение. — М.: Знание, 1990.
2. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н. Н. Блинова. — М.: Медицина, 2002.

// Медицинская техника. — 2003. — №6. — С. 45–46.

**Алексей Владимирович Кузнецов,
Анатолий Иванович Мазуров**
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

КОМПЛЕКСЫ ДЛЯ ХИРУРГИИ И ДИАГНОСТИКИ С ПОМОЩЬЮ ЖЕСТКИХ И ГИБКИХ ЭНДОСКОПОВ

Применение телевидения в эндоскопии насчитывает более 30 лет. Однако до недавнего времени оно выполняло в основном вспомогательные функции: служило для обучения и обмена визуальной информацией в области эндоскопических исследований. Для наблюдения с целью постановки диагноза и проведения эндоскопических операций традиционно использовался оптический канал (окуляр). Начиная с середины восьмидесятых годов ситуация резко изменилась. С появлением малогабаритных и надежных цветных телевизионных камер на ПЗС-матрицах и цифровой видеотехники, функции основного информационного канала принял на себя телевизионный канал. Сегодня телевизионная техника позволяет воплотить концепции минимальной, инвазивной хирургии при проведении лапароскопических и артроскопических операций, а так же создать эндоскопические видеоинформационные системы для диагностики. С помощью современных видеоэндоскопических комплексов можно не только «заглянуть» внутрь человеческого организма, но и произвести необходимое лечение или операцию.

Санкт-Петербургская фирма «НИПК «Электрон» разработала два типа видеоэндоскопических комплексов: один (эндохирургический) для хирургии и диагностики с помощью жестких, а другой (эндоскопический) – с помощью гибких эндоскопов, которые условно названы «комплекс эндохирургический» и «комплекс эндоскопический».

Эндохирургический комплекс предназначен, главным образом, для выполнения эндохирургических вмешательств с помощью

жестких эндоскопов, оснащенных видеосистемой. Комплекс состоит из приборной стойки, на которой размещается эндоскопическая видеокамера серии ЭВК-103С, ксеноновый осветитель ОК-300-«Электрон», цветной монитор, электрокоагулятор, инфулятор, аспиратор-ирригатор и комплект инструментов. Осветитель соединен с видеокамерой световодным жгутом, а камерная головка видеокамеры соединяется с жестким эндоскопом (лапароскопом). Этот комплекс обеспечивает уровень диагностики и хирургии, соответствующий современным требованиям малоинвазивных эндоскопических технологий. Комплекс обеспечивает хорошую видимость и дифференциацию тканей, автоматическую установку оптимальной освещенности операционного поля, автоматическое поддержание заданного давления, высококачественное рассечение и коагуляцию мягких тканей, высокую производительность аспирации и ирригации. Главные области применения комплекса: лапароскопия, артроскопия, гинекология, урология, пульмонология.

Эндоскопический комплекс предназначен, главным образом, для диагностики с помощью гибких эндоскопов, оснащенных телевизионной системой. На приборной стойке этого комплекса размещены видеокамера серии ЭВК-103С с антимуаровым фильтром, ксеноновый осветитель ОК-300А, цветной монитор ф. Sony и гибкий эндоскоп с принадлежностями. Комплекс позволяет детально увидеть изменения формы и цвета тканей, функциональные и структурные изменения, зоны нарушения двигательной активности желудка, эрозии слизистой желудка, опухоли слизистых оболочек. Основные области применения комплекса: гастроэнтерология, гинекология, урология, пульмонология, травматология.

// Измерительные информационные технологии и приборы в охране здоровья: Труды Международной научно-технической конференции «Метромед-99». –СПб., 1999. –С. 50.

**Юрий Георгиевич Огурцовский,
Алексей Владимирович Кузнецов**
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ОСВЕТИТЕЛИ КСЕНОНОВЫЕ ЭНДОСКОПИЧЕСКИЕ

Медицинские источники света являются одним из основных элементов эндоскопических (эндохирургических) комплексов, определяющих качество телевизионного изображения операционно-

го поля, а, следовательно, эффективность и качество проводимого лечения и диагностики.

К эндоскопическим осветителям предъявляются высокие требования. Они должны обеспечивать бесфоновое равномерное регулируемое освещение со световым потоком, обеспечивающим освещенность на выходе осветительных жгутов до 50 000 лк. Свет должен быть холодным. Необходимо предусмотреть автоматическую регулировку освещенности (АРО) от сигнала видеокамеры. Цветовая температура света должна быть приближена к естественному свету и не должна изменяться при регулировании светового потока.

Качество передаваемого с помощью эндоскопов изображения во многом определяется спектральным составом (цветовой температурой) и количеством света, поступающего в исследуемую полость от осветителя. При оптимальном согласовании оптических характеристик света с отражательной способностью исследуемой поверхности в изображении обеспечивается максимальное количество информации о состоянии внутренних органов пациента.

В качестве источников света в медицинских эндоскопических системах используются осветители с галогеновыми, ксеноновыми и металлогалогидными лампами. Широкое распространение в настоящее время получили осветители с ксеноновыми лампами типа ОК-300 и ОК-5800 фирмы «НИПК «Электрон». Только в клиниках России и США эксплуатируется более 400 осветителей ОК-300.

Осветители ОК-300 и ОК-5800 отличаются мощностью ксеноновой лампы (100 и 180 Вт соответственно) и имеют две модификации — для жестких и гибких эндоскопов. В осветители для гибких эндоскопов дополнительно встроены воздушный насос, который служит для подачи воздуха в исследуемую полость через воздушно-водное устройство эндоскопа. Свет от осветителей в полые внутренние органы поступает через волоконно-оптические световоды эндоскопов.

Конструктивно осветители выполнены в виде переносного изделия (рис. 1, а, б), устанавливаемого на одну из полок приборной стойки эндоскопического или эндохирургического комплекса.

Осветители состоят из блока лампы, блока питания со схемой поджига лампы, узла диафрагмы, фотодатчика, счетчика времени, схемы автоматической регулировки освещенности, вентиляторов, воздушного насоса (только для гибких эндоскопов), панели управления и адаптера.

Световой поток от нити накала ксеноновой лампы, отразившись от рефлектора лампы, через шторку диафрагмы, конденсорную линзу и теплофильтр попадает на торец осветительного жгута эндоскопа и по его волокнам подается для освещения исследуемой

полости организма человека. Для защиты входного торца осветительного жгута от сильных тепловых воздействий в конденсор встроен теплофильтр. Осветительный жгут стыкуется с осветителем посредством адаптеров (рис. 2).

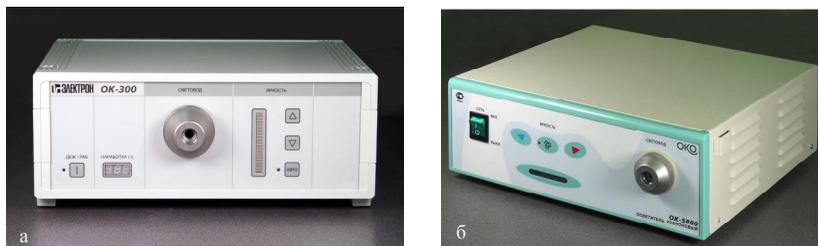


Рис. 1. Ксеноновые осветители ОК-300-«Электрон» (а) и ОК-5800-«Электрон» (б)



Рис. 2. Адаптеры для осветителя

Блок питания вырабатывает все необходимые напряжения для питания вентиляторов, панели управления, узла диафрагмы, воздушного насоса и стабилизированное напряжение для схемы поджига лампы.

Схема поджига лампы вырабатывает короткий импульс напряжения 25 кВ. Под действием этого импульса внутри ксеноновой лампы происходит пробой газоразрядного промежутка с последующей ионизацией газа внутри лампы. При этом возникает дуга в ксеноновой среде. Ток в дуге поддерживается стабилизатором мощности блока питания таким образом, что мощность, подаваемая источником питания на лампу, будет соответствовать номинальному значению (100 и 180 Вт).

При включении лампы фотодатчик реагирует на световой поток лампы и включает счетчик времени наработки лампы.

Регулировка освещенности осуществляется с помощью диафрагмы, которая приводится в движение электродвигателем. В режиме автоматической регулировки освещенности управление перемещением шторки диафрагмы осуществляется с помощью схемы АРО, на которую поступает сигнал от видеокамеры.

Помпа осуществляет подачу воздуха или жидкость в эндоскоп через специальный штуцер в адаптере. Регулировка расхода воздуха производится с панели управления путем изменения рабочего напряжения мотора воздушного насоса. Осветители для гибких эндоскопов обеспечивают расход воздуха при давлении 0,2 атм не менее 2000 см³/мин. Предусмотрена ступенчатая регулировка расхода воздуха – 50 и 100%.

На задней панели осветителей размещены вентиляторы охлаждения, которые обеспечивают поддержание температуры внутри осветителя в рабочем диапазоне.

Все управление осветителями размещено на лицевой панели.

Осветители работают на безозоновых ксеноновых лампах фирмы «OSRAM» с цветовой температурой 6000 °С и обеспечивают световой поток при полностью открытой диафрагме не менее 200 лм (для ламп 100 Вт) и 380 лм для ламп 180 Вт. Световой поток регулируется диафрагмой от 5 до 100%.

Осветители рассчитаны на непрерывную работу без выключения в течение 8 ч с перерывом между включениями 1 ч.

Рассмотренные ксеноновые осветители позволяют обеспечить естественную цветопередачу и интенсивный равномерный поток холодного белого света, который близок по спектру к солнечному свету. Перегрев световодного жгута и ожог тканей исключен. По сравнению с галогеновыми осветителями ОК-300 и ОК-5800 имеют в несколько раз большее время безотказной работы, а по сравнению с металлоалюидными они могут мгновенно включаться как из холодного, так и из горячего состояния лампы.

Осветители адаптированы под любой тип жестких и гибких эндоскопов разных производителей и устойчивы к дезинфекции.

ENDOSCOPIC XENON ILLUMINATORS

Yu. G. Ogurtsovsky, A. V. Kuznetsov

Summary. The 100W and 180W commissioned Russian xenon illuminators designed for rigid and flexible endoscopes are described. The key parameters and characteristics as well as the depiction of the overall view of the illuminators and their adapters are presented.

// Медицинская техника. – 2003. – № 3. – С. 34–35.

Михаил Игоревич Кузьмин-Крутецкий
Медицинская академия последипломного образования,
Санкт-Петербург
Анатолий Иванович Мазуров,
Михаил Борисович Элинсон,
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ВИДЕОСИСТЕМЫ ДЛЯ ЭНДОСКОПИИ

Идея построения телевизионных эндоскопов впервые была высказана Б. Л. Розингом еще в 1923 году, однако практическое применение в эндоскопии она получила значительно позже, после усовершенствования оптических систем эндоскопических приборов, способов освещения поверхностей обследуемых органов и техники телевидения. В настоящее время можно выделить четыре основных этапа эволюции видеосистем для медицинской эндоскопии.

Первый этап начался в конце 50-х и начале 60-х годов, когда в различных странах энтузиасты начали использовать с жесткими и гибкими эндоскопами черно-белые прикладные телевизионные установки, сочлененные с эндоскопами с помощью оптических блоков (адаптеров). Опыт эксплуатации таких видеосистем показал, что при обучении эндоскопистов телевидение может оказать большую помощь, так как дает возможность наблюдать увеличенные яркие изображения исследуемых органов одновременно группе лиц или даже целой аудитории. Возможность видеозаписи изображения позволила документально регистрировать процесс исследования и проводить его детальный анализ. Однако дальнейшего развития это направление построения видеосистем для медицинских эндоскопов не нашло, поскольку наблюдать полые органы необходимо в их естественном цвете. Цветовой контраст между тканями является одним из важнейших диагностических признаков при оценке состояния исследуемого органа.

К первому же этапу можно отнести цветные телевизионные эндоскопы, разработанные на передающих телевизионных трубках по последовательной и одновременной системам получения цветоделенных изображений [3, 4]. В конце этого этапа (80-е годы) в качестве преобразователя изображения в видеосигнал в эндоскопии повсеместно стали использовать многосигнальные видиконы, из которых наиболее широкое применение нашел триникон. На одной из модификаций триникона СТ-2252 во ВНИИ телевидения (Санкт-Петербург) была разработана телевизионная установка ТМ-3 для гибких эндоскопов.

Несмотря на значительный прогресс в разработке видеосистем на передающих телевизионных трубках, они не заменили полностью традиционный метод наблюдения изображений внутриполостных органов. В большинстве случаев врач-эндоскопист по-прежнему ставил диагноз, наблюдая изображение в окуляр, а телевизионная система служила в основном для показа изображения аудитории и видеозаписи. Это объясняется недопустимо высокой вероятностью постановки ошибочного диагноза по телевизионному изображению на трубочных видеокамерах вследствие появления артефактов в телевизионной системе. Телевизионная система часто искажала цвет рассматриваемых органов, уменьшала контраст мелких деталей, размывала контуры движущихся органов, вносила в изображение паразитный фон и пятна.

Чтобы облегчить врачу свободное управление эндоскопом, камерная головка видеосистемы с устройством соединения с эндоскопом не должна создавать нагрузку на эндоскоп и поэтому должна иметь небольшие массу и габариты. Лучшие образцы камерных головок на одной трубке имели массу от 270 до 710 г и габариты от 40 x 42 x 144 до 59 x 55 x 196 мм. Поэтому проблема свободного управления эндоскопом в таких конструкциях не была решена.

Второй этап построения видеосистем для эндоскопов начался в 1986 году, когда в Японии была разработана миниатюрная цветная телевизионная камера на одной ПЗС-матрице, и продолжается до настоящего времени. Вслед за этой разработкой ведущие в области эндоскопического оборудования фирмы разработали аналогичные конструкции [3, 4]. Началось массовое внедрение видеосистем в эндоскопические комплексы. Получила интенсивное развитие хирургия с помощью жестких и гибких эндоскопов, а диагностика стала осуществляться главным образом по изображению на мониторе. С появлением малогабаритных, легких и надежных цветных телевизионных камер на ПЗС-матрицах и цифровой видеотехники функции основного информационного канала принял на себя телевизионный канал. Эта видеотехника позволила воплотить концепции минимально инвазивной хирургии при проведении лапароскопических и артроскопических операций, а также создать эндоскопические видеоинформационные системы для диагностики. Стало возможным не только «заглянуть» в полые органы человеческого организма, но и произвести необходимое лечение или операцию.

По функциональным возможностям и качеству изображения видеосистемы на ПЗС-матрицах разделяются на несколько классов.

Первый класс видеосистем по субъективным оценкам характеризуется удовлетворительным качеством изображения. Эти сис-

темы включают в свой состав аналоговые телевизионные камеры, обеспечивающие разрешающую способность не более 470 телевизионных линий. С этого класса камер начиналась телевизионная лапароскопия, и в России подавляющее большинство лапароскопических операционных оборудовано такими камерами. Так, только «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург) продал на российском рынке более 1000 видеокамер серии ЭВК-103 (рис. 1). Видеокамеры этого класса большинства фирм имеют близкие параметры и характеристики. Пространственная разрешающая способность — 340–470 телевизионных линий. Камеры работают с источниками света с цветовой температурой от 2800 до 6500 К, их предельная чувствительность составляет 3–5 лк. Особое внимание при разработке камер уделялось массе камерной головки, которая у современных образцов не превышает 70 г.



Рис. 1. Видеокамера серии ЭВК-103

Видеокамеры рассчитаны на современные технологии лапароскопических и эндоскопических операций и диагностику по изображению на мониторе. Они работают в безподстроечном режиме и имеют автоматический и ручной баланс белого, имеют электронную регулировку освещенности. Наборы оптических адаптеров позволяют использовать видеокамеры с различными модификациями лапароскопов и фиброскопов.

Второй класс видеосистем, пришедший на смену первому, отличается повышенной разрешающей способностью, которая у разных модификаций одноматричных камер составляет от 470–600 строк, а трехматричных — 600–800 строк. По остальным параметрам этот класс видеосистем близок к первому классу. С увеличением разрешающей способности возрастает стоимость камеры. Например, трехматричные камеры с разрешающей способностью 800 строк стоят как минимум в 4 раза дороже одноматричных с разрешающей

способностью до 470 строк. Существует мнение, что выигрыш трехматричных камер по разрешающей способности меньше проигрыша из-за увеличения стоимости, габаритов, массы и надежности. Вероятно, чтобы выигрыш в передаче мелких деталей имел качественный скачок, существенно влияющий на ход операции или диагноз, необходимо разработать камеру с разрешающей способностью не менее 1000 строк.

В связи с широким развитием цифрового телевидения и компьютерных технологий аналоговые видеосистемы постепенно вытесняются цифровыми (третий класс видеосистем), имеющими ряд существенных преимуществ. В цифровых системах появляется возможность корректировать качество изображения по требованиям потребителя. Цифровая обработка позволяет изменять в широком диапазоне контраст изображения, подавлять шумы, корректировать четкость и цветность, использовать параметры двумерных изображений для восстановления третьего измерения и т. д. Для цифровых обработок в реальном масштабе времени в состав видеосистем включают цифровые модули разного назначения. Например, возможно представить на одном мониторе рентгеновское и эндоскопическое изображения с возможностью изменения места и размера вставленного изображения. Повышение контраста и резкости эндоскопического изображения цифровыми методами улучшает контроль сложных этапов операций, что сокращает время оперативного вмешательства и снижает утомляемость хирурга. Существуют модули инвертирования изображения (верх-низ, лево-право), записи в цифровую память любого кадра, подавления шумов и ряда других операций цифровой обработки. Модульный принцип построения видеосистем очень удобен для конкретного применения. Главная задача цифровой обработки состоит в подчеркивании в изображении диагностически значимой информации и исключении из изображения артефактов и избыточной для данного вида исследований информации, которая маскирует полезную информацию. Роль цифровой обработки исключительно высока и еще до конца не осознана как врачами, так и разработчиками видеосистем. Эти вопросы находятся в стадии интенсивных исследований.

На базе видеосистем формируются комплексы для жестких и гибких эндоскопов различного назначения. Два таких комплекса разработаны «НИПК «Электрон» в Санкт-Петербурге.

Эндохирургический комплекс (рис. 2) предназначен для выполнения эндохирургических вмешательств с помощью жестких эндоскопов (лапароскопов). Комплекс состоит из приборной стойки, на которой размещаются эндоскопическая видеокамера серии ЭВК-103, ксеноновый осветитель ОК-300-«Электрон», цветной

монитор, электрокоагулятор, инфулятор, аспиратор-ирригатор и комплект инструментов. Осветитель соединен с лапароскопом световодным жгутом, а камерная головка видеосистемы надета с помощью адаптера на окуляр лапароскопа. Этот комплекс обеспечивает уровень диагностики и хирургии, соответствующий современным требованиям малоинвазивных эндохирургических технологий. Комплекс обеспечивает хорошую видимость и дифференциацию тканей, автоматическую установку оптимальной освещенности операционного поля, автоматическое поддержание заданного давления в оперируемой полости, высококачественное рассеечение и коагуляцию мягких тканей, высокую производительность аспирации и ирригации. Главные области применения комплекса: лапароскопия, артроскопия, гинекология, урология, пульмонология.



Рис. 2. Эндохирургический комплекс

Эндоскопический комплекс ОКО-«Электрон» предназначен для диагностики и хирургии с помощью гибких эндоскопов. На приборной стойке этого комплекса размещены видеокамера серии ЭВК-103 с антимуаровым фильтром, ксеноновый осветитель ОК-300-«Электрон», цветной монитор и гибкий эндоскоп с принадлежностями. Комплекс позволяет детально увидеть изменения формы и цвета тканей, функциональные и структурные изменения, зоны нарушения двигательной активности желудка, эрозии слизистой желудка,

опухоли слизистых оболочек. Основные области применения комплекса: гастроэнтерология, гинекология, урология, пульмонология, травматология.

Третий этап развития видеосистем связан с установкой ПЗС-матрицы, преобразующей изображение в видеосигнал, на дистальном конце эндоскопа. Такое техническое решение произвело революцию в гибкой эндоскопии. Известно, что использование волоконной оптики существенно расширило область применения эндоскопов и эндоскопические методы диагностики по количеству исследований стали в один ряд с рентгеновской и ультразвуковой диагностикой. С помощью гибких эндоскопов стало возможным исследовать полости, недоступные для осмотра жесткими эндоскопами. Эта возможность столь важна, что, несмотря на более низкое качество изображения в гибких эндоскопах, ряд фирм разработал десятки моделей фиброскопов. Всем фиброскопам присущи следующие недостатки: 1) стекловолокно сильно поглощает синий свет, поэтому в гибком волоконном эндоскопе искажается цвет тканей в наблюдаемом изображении; 2) отдельные волокна стекловолоконных жгутов при эксплуатации ломаются, поэтому со временем на изображении появляются пятна, что ухудшает изображение и сокращает срок службы эндоскопа; 3) световедущие волокна жгута окружены светоизоляционными оболочками и разделены прослойками, некоторые волокна имеют пониженное или повышенное пропускание, а некоторые обломаны. Вследствие этого на изображение от объекта накладывается паразитная картина, которая выглядит как сотовая сетка (мозаика) с пятнами, что затрудняет рассматривание объекта. Сотовая сетка с пятнами более чем вдвое снижает разрешение мелких структур. Использование известных методов подавления паразитной структуры [2, 4] либо усложняет и удорожает эндоскоп, что приводит к отказу от подавления паразитного сигнала, либо не решает проблему полностью. Только использование ПЗС-матрицы на дистальном конце эндоскопа кардинально разрешило эту проблему. Использование ПЗС-матрицы на дистальном конце лапароскопа также имеет ряд преимуществ.

Видеосистемы с ПЗС-матрицей на дистальном конце эндоскопа стали называть видеоэндоскопами. Обладая существенными преимуществами перед эндоскопами с волоконной оптикой и оптикой переноса в части обеспечения высокого качества изображения, удобства эксплуатации, надежности и долговечности, видеоэндоскопы уверенно вытесняют из медицинской практики видеосистемы с телевизионной камерой на проксимальном конце эндоскопа. По данным фирмы «Олимпус», в Японии в эксплуатации

остался только 1% фиброскопов, в США – 15%, а в Европе – 23%. К сожалению, в странах СНГ в эксплуатации находятся только 3% видеоэндоскопов от общего числа фиброскопов.

Так как в видеоэндоскопе телевизионный накал является единственным (из состава исключен окуляр), то любое улучшение качества изображения на мониторе повышает диагностические возможности эндоскопа. Поэтому в видеоэндоскопах широко применяется цифровая обработка изображения с целью коррекции аппаратурных искажений, препарирования и согласования со свойствами зрительного анализатора эндоскописта.

Наблюдение изображения на мониторе происходит бинокулярным зрением, а в окуляр – монокулярным. Преимущества бинокулярного зрения по сравнению с монокулярным общеизвестны. Так, острота бинокулярного зрения выше остроты монокулярного зрения примерно в 1,4 раза, а время реакции оператора в 1,1–1,2 раза меньше. При видении двумя глазами расширяется поле зрения и возрастает чувствительность, так как сигналы суммируются от двух сетчаток. Величина зрачкового отверстия при бинокулярном зрении меньше, чем в том случае, когда один глаз закрыт, поэтому меньше аберрации глаз. При бинокулярном рассмотрении изображения, представленного крупным планом, уменьшается утомляемость врача и повышается распознаваемость и дешифрируемость объекта рассматривания.

Четвертый (современный) этап эволюции видеосистем характеризуется использованием цифровых технологий в областях получения, обработки, передачи и хранения эндоскопических изображений. На этом этапе продолжается также решение тех задач, которые были поставлены ранее, но еще не решены. Укажем некоторые из этих задач.

В эндоскопической хирургии под контролем видеосистемы утеряно объемное представление. Хирург потерял стереоскопическую перспективу, что более чем в три раза ухудшило оценку удаленности органов в полости, увеличило время реакции хирурга и ухудшило распознаваемость и дешифрируемость рассматриваемых объектов. Поэтому одна из ключевых проблем эндохирургии заключается в улучшении видимости третьего измерения, т. е. получении объемного изображения, которое облегчает ориентировку в оперируемой полости и действия инструментами.

Трехмерные лапароскопические видеосистемы ряда зарубежных фирм появились в 1994 году. Для построения стереоскопических видеосистем эти фирмы использовали принципиально новые комплектующие изделия: стереоскопический лапароскоп, цветную телевизионную стереокамеру, преобразователь телевизионного

стандарта, стогерцовый монитор и стереоскопические очки. Фактически это совершенно новый класс эндоскопических хирургических видеосистем. У авторов нет сведений, насколько стереоскопические системы вытесняют классическую лапароскопическую видеотехнику. Однако существуют мнения лапароскопических хирургов, что стереоизображение разработанных систем не дает существенных преимуществ по сравнению с обычной видеосистемой, формирующей двухмерное изображение. Дело в том, что на разработанных системах стереоэффект (объемность) возникает только при фокусировании взгляда на мониторе. Отведение взгляда от экрана (например, при смене инструментов) приводит к неприятному ощущению мерцания. Кроме того, стоимость стереоскопических видеосистем существенно выше стоимости систем, которые не передают объем операционного поля. Но это не снимает проблему получения объемного изображения операционного поля. Исследования в этом направлении продолжаются. Для синтезирования объемного изображения могут оказаться перспективными цифровые системы, извлекающие информацию об объеме из двухмерных изображений обычных видеосистем. Известно, что плоские изображения содержат много информации о третьем измерении. Кроме того, для определения дальности можно использовать всю совокупность знаний о свойствах наблюдаемой сцены.

Поскольку при эндоскопической хирургии пальцы хирурга изгнаны из операционного поля, то те действия, которые выполняли при открытых операциях свободно движущиеся пальцы хирурга, теперь выполнить невозможно из-за отсутствия проверки чувствительностью. Поэтому лапароскопическая хирургия требует создания хирургического робота с электронным зрением, который будет управляться искусственным интеллектом под руководством и при участии хирурга. Это направление эндоскопической хирургии открывает фантастические горизонты.

В эндоскопии не до конца решена проблема правильной цветопередачи передаваемых объектов. Это вызвано несколькими причинами. Во-первых, точные значения цветов рассматриваемых при помощи эндоскопа органов определить практически невозможно, так как обычно наблюдаемый участок освещается не только прямым светом от источника освещения, но и отраженным от стенок исследуемой полости. Поэтому цвет деталей всей освещаемой полости оказывает влияние на цвет наблюдаемого участка.

Во-вторых, в настоящее время не нормируются искажения цвета в составляющих видеосистему узлах (собственно в эндоскопе, источнике освещения, световодном жгуте, телевизионной камере, мониторе). Поэтому врач фактически наблюдает в сильной

степени искаженные цвета изображения. Причем эти искажения зависят не только от типа используемого видеокomплекса, но и изменяются от комплекса к комплексу одного типа. Вероятно, это снижает роль цвета как диагностического признака. Но так как требуется не столько неискаженное воспроизведение цвета наблюдаемого участка, сколько выявление разницы в цвете между здоровой и пораженной тканью, то важнее иметь не колориметрически точное воспроизведение цвета, а максимальное число четко различимых цветовых оттенков между близкими цветами. Например, изображения поверхностей многих внутренних органов имеют большое количество оттенков красного. В этом случае можно облегчить дешифрируемость изображения, если применить контрастор, увеличивающий различие оттенков красного. Такие контрасторы достаточно легко реализуются с помощью устройств трансформации цветовых объемов [1, 6]. Трансформаторы цветовых объемов при высоком отношении сигнал—шум способны обеспечить визуальное различение цветов, даже находящихся внутри эллипсоидов неразличения Мак-Адама. Это возможно в тех случаях, когда тело цветового охвата кинескопа больше тела цветового охвата исследуемого органа. В этом случае появляется возможность расширить цветовой охват изображения по сравнению с оригиналом, добиваясь максимального цветового контраста.

Вероятно, в будущем вместо цветных будут разрабатывать спектральнональные видеоэндоскопы, позволяющие создавать наибольшие контрасты между исследуемыми структурами. Вариации с цветовым охватом изображения можно усовершенствовать, если с помощью цифровых фильтров цвета разбить цветовой охват исследуемых объектов на ряд областей и в каждой области использовать свой цветокорректор или трансформатор цветового объема [5, 6].

На современном этапе развития эндоскопических видеосистем большое внимание уделяется автоматизированным рабочим местам (АРМ) врачей-эндоскопистов. АРМы позволяют производить апостериорную цифровую обработку изображений, архивировать изображения, получать твердые копии и объединять эндоскопическое отделение с информационной компьютерной сетью медицинского учреждения.

Высокая чувствительность люминесцентного анализа живых тканей послужила основанием для разработки люминесцентной эндоскопии. Ведутся работы по поиску новых методов получения эндоскопических изображений в различных физических полях (ультразвуковом, рентгеновском, инфракрасном, ультрафиолетовом). Развивается синтез традиционных и новых методов эндоскопии на базе единых комплексов аппаратуры.

Литература

1. *Блинов Н. Н., Мазуров А. И.* Системы прикладного телевидения. – М., 1987.
2. *Данилов В. А., Мазуров А. И.* // Техника средств связи. Сер.: Техника телевидения. – 1990. – Вып. 5. – С. 62–67.
3. *Мазуров А. И., Новикова Л. И., Флерова Н. М.* // Там же. – 1986. – Вып. 4. – С. 60–65.
4. *Мазуров А. И., Данилов В. А., Новикова Л. И., Флерова Н. М.* // Мед. техника. – 1987. – № 2. – С. 41–47.
5. *Мазуров А. И., Николаев Е. И., Николаева Н. А.* Устройство для оптимальной цветопередачи. Пат. RU 2032994, кл. H04N9/67.
6. *Мазуров А. И.* Зрение роботов. – М., 1991.

VIDEOSYSTEMS FOR ENDOSCOPY

M. J. Kuzmin-Krutetsky, A. I. Mazurov, M. B. Elinson

Summary. The evolution of videosystems for medical endoscopy from the black-and-white TV units to the systems with PPD matrices is outlined; there is also an outlook for their further promotion. Data on the development of endoscopy systems by the «Electron» Research-and-Production Company (Saint-Petersburg) are presented as an example.

// Медицинская техника. – 2003. – № 4. – С. 27–30.

**Алексей Владимирович Кузнецов,
Сергей Владимирович Чернов**
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ЭНДОСКОПИЧЕСКИЕ ВИДЕОКАМЕРЫ СЕРИЙ ЭВК-103 и ЭВК-1031Ц

С появлением малогабаритных и надежных цветных телевизионных камер на ПЗС-матрицах функции основного информационного канала в современных медицинских эндоскопах приняла на себя телевизионная система.

Однако, несмотря на ряд преимуществ видеосистем [1], в медицинских учреждениях России находится в эксплуатации огромный парк эндоскопов без телевизионной системы, и врач-эндоскопист по-прежнему ставит диагноз, наблюдая изображение в окуляр.

В последние десятилетия широко развивается эндовидеохирургия, которая невозможна без использования телевизионных видеосистем. К настоящему времени сформировалось два направления эндовидеохирургии: лапароскопические операции, прово-

дятся с использованием жестких эндоскопов, и фиброскопические манипуляции внутри полых органов (желудка, пищевода, кишечника и др.) с помощью гибких эндоскопов.

Для решения технической стороны этой проблемы ЗАО «НИПК «Электрон» (Санкт-Петербург) разработало ряд одночиповых видеокамер серий ЭВК-103 и ЭВК-1031Ц. Каждая серия насчитывает несколько модификаций и имеет следующие функциональные и потребительские возможности.

Аналоговые камеры ЭВК-103 прошли 12-летний путь совершенствования. В различных медицинских учреждениях России уже работает более 600 таких камер. Видеокамера ЭВК-103 с различными типами жестких и гибких эндоскопов используется при проведении лапароскопических и фиброскопических операций, для диагностики внутренних органов и в учебном процессе.

Видеокамера состоит из оптической головки, телевизионной головки и видеопроцессора. Герметичная оптическая головка ОГЛ-15 В представляет собой оптико-механическое устройство, обеспечивающее передачу изображения с окуляра эндоскопа на ПЗС-матрицу камерной головки. Модификации оптических головок имеют фокусные расстояния 16, 18, 20, 22, 24, 30 и 45 мм.

Для подсоединения к жестким эндоскопам с окуляром диаметром до 32 мм головка снабжается поворотным лепестковым зажимом. Для сочленения оптической головки с окулярами гибких эндоскопов применяется адаптер АЭ-104. Наводка на резкость производится вращением фокусирующего кольца оптической головки. Телевизионная головка с матрицей 1/3 дюйма преобразует изображение с эндоскопа в видеосигнал цветного телевидения по стандарту PAL. При использовании телевизионной головки с эндоскопами возникают специфические искажения изображения, вызываемые взаимодействием регулярной пиксельной структуры ПЗС-матрицы со структурой стекловолокна жгута, передающего изображение. Эти искажения проявляют себя в виде муаров, чаще всего в виде сине-желтых полос, резко ухудшающих качество изображения. Поэтому при работе с гибкими эндоскопами в телевизионную головку устанавливается оптический фильтр для подавления этого муара. На камерной головке имеются две кнопки, одна из которых служит для установки баланса белого, а другая – для записи изображения на видеомагнитофон при АРМ.

Видеопроцессор формирует стандартный телевизионный сигнал для последующего вывода его на монитор, видеомагнитофон или АРМ врача-эндоскописта. На передней панели блока расположены органы управления и индикации. С панели управления можно регулировать баланс белого и цветовой тон изображения.

Видеокамера ЭВК-103 оснащена электронным затвором, позволяющим поддерживать постоянную яркость изображения в большом диапазоне освещенности операционного поля.

Для поддержания оптимальной освещенности операционного поля в видеокамере на задней панели предусмотрен выход видеосигнала для управления осветителем. Для управления осветителем этот видеосигнал по кабелю подается на соответствующий вход управления осветителем. При этом обеспечивается автоматическая регулировка освещенности операционного поля. Лучше всего в этом режиме использовать ксеноновый осветитель ОК-300 производства ЗАО «НИПК «Электрон».

Видеокамеры работают в диапазоне освещенностей от 1 до 60 000 лк с осветителями, имеющими цветовую температуру от 2800 до 6500 еК. Электронный затвор камер поддерживает оптимальную освещенность, изменяя время накопления от 0,1 до 20 мс. При освещенности 1500 лк видеокамеры обеспечивают отношение сигнал/шум не менее 46 дБ и разрешающую способность более 450 телевизионных линий. При питании от сети переменного тока напряжением 220 В с частотой 50 Гц видеокамера потребляет не более 10 Вт. Камерная головка имеет круглую форму диаметром 35 мм и длину 48 мм.

Цифровые видеокамеры ЭВК-1031Ц (рис. 1) выполнены на матрицах $\frac{1}{2}$ дюйма. От видеокамер ЭВК-103 они отличаются более высоким качеством изображения, что связано с параметрами матрицы и возможностью цифровой обработки видеосигнала в видеопроцессоре. Цифровая обработка позволяет снизить уровень шума, увеличить четкость изображения, откорректировать цвет передаваемых изображений с учетом исследуемых органов и цветовых искажений в эндоскопе, осветительном жгуте, светофильтрах матрицы и других звеньях, ответственных за передачу цвета изображения.



Рис. 1. Видеокамера ЭВК-1031Ц

Видеокамеры ЭВК-1031Ц разработаны с учетом создания видеоинформационной системы на базе автоматизированного рабочего места «Эндо-Эльф».

Таким образом, можно констатировать, что техническая сторона проблемы оснащения жестких и гибких эндоскопов видеокамерами ЗАО «НИПК «Электрон» решена. Использование ряда видеокамер серий ЭВК-103 и ЭВК-1031Ц совместно с «Эф-Эндо» будет содействовать внедрению в эндоскопию современных информационных технологий, в том числе и достижений современной телемедицины. Видеокамеры позволяют улучшить качество диагностики, содействуют развитию эндовидеохирургии, увеличивают производительность эндоскопических отделений в лечебных учреждениях.

Литература

1. Мазуров А. И., Бусыгин В. П., Данилов В. А. и др. Этапы развития и современные принципы построения телевизионных эндоскопов. // Труды ВНИИИМП –1987. –Вып. 2. –С. 110–121.

EVK-103 AND EVK-1031C ENDOSCOPIC VIDEO CAMERAS

A. V. Kuznetsov, S. V. Chernov

Summary. Russian analogue EVK-103 and digital EVK-1031C video cameras, designed to function jointly with endoscopic television systems, are described.

// Медицинская техника. –2003. –№ 2. –С. 48.

Наталья Клавдиевна Беседина

ГУЗ «Городская Покровская больница»,

Санкт-Петербург,

Алексей Владимирович Кузнецов

ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ЭНДОСКОПИЧЕСКАЯ ВИДЕОИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА ЭВИС – «ЭЛЕКТРОН»

Эндоскопическая видеоинформационная система ЭВИС – «Электрон» предназначена для диагностических и лечебных манипуляций, а также хирургических вмешательств с помощью фиброскопов отечественного и импортного производства.

Основные области применения системы: гастроэнтерология, гинекология, урология, пульмонология, травматология, колопроктология.

Система состоит из двух функционально законченных комплексов: видеокomплекса на приборной стойке для гибкой эндоскопии ОКО-«Электрон» и автоматизированного рабочего места (АРМ) врача-эндоскописта «Эндо-Эльф». На приборной стойке системы размещены аналоговая видеокамера серии ЭВК-103 (или цифровая ЭВК-1031Ц) с антимуаровым фильтром, ксеноновый осветитель ОК-300 с помпой и водным контейнером и фиброскоп с принадлежностями (рис. 1). АРМ «Эндо-Эльф» подключается к видеокамере с помощью платы ввода-вывода видеосигнала, которая установлена в системном блоке компьютера. Кроме перечисленных блоков, в состав АРМ входят компьютерный монитор, принтер, клавиатура, «мышь», сетевой фильтр и педаль. «Эндо-Эльф» размещается на столе (рис. 2). Комплекс снабжен специализированным программным обеспечением.



Рис. 1. Эндоскопический комплекс ОКО-«Электрон»

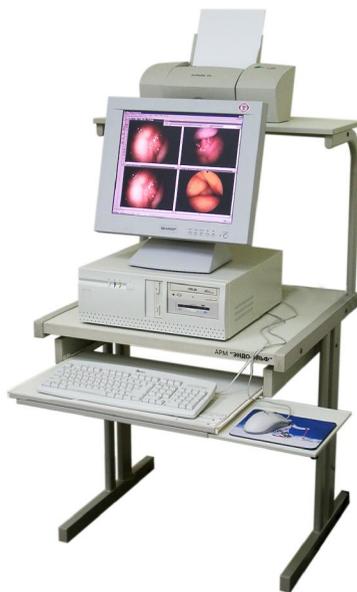


Рис. 2. АРМ «Эндо-Эльф»

ЭВИС позволяет с большей точностью оценить функциональные и структурные изменения обследуемых органов, детально осмотреть патологический очаг на предмет распространенности и инвазии. Возможности видеокомплекса существенно расширились с подключением АРМа. АРМ эндоскописта позволяет ввести изображение с видеокомплекса в память компьютера непосредственно в процессе исследования. Записанные изображения могут быть выведены на экраны компьютерного и (или) телевизионного мониторов. Появляется возможность повторного просмотра и анализа эндоскопической картины. Формирование видеoarхива позволяет проводить подробный анализ обнаруженных патологий с привлечением на консультацию опытных специалистов, в том числе других медицинских учреждений. Банк видеоданных может иметь и юридическое значение.

Видеоинформационная система помогает не только определить правильную тактику лечения больных, но и планировать вид и объем хирургического вмешательства.

Весьма ощутимый вклад ЭВИС-«Электрон» вносит не только в лечебный, но и в учебный процесс. Изображение операционного поля в увеличенном виде передается на экран монитора, установленный в самой операционной, что, безусловно, помогает при ассистировании, а также на монитор, установленный в соседней комнате. Эта возможность может быть рационально использована в учебном процессе. Надежность и удобство в эксплуатации делают эту эндоскопическую систему лучшей в своем классе.

Сердцем видеоинформационной системы является видеокамера. Видеокамера серии ЭВК-103 на ПЗС-матрице 1/3 дюйма прошла 12-летний путь совершенствования. Сегодня на ее смену пришла цифровая видеокамера ЭВК-1031Ц на матрице 1/2 дюйма, позволяющая получить более четкое и контрастное изображение. Ее отличительными особенностями являются:

- высокое качество изображения, включая высокую разрешающую способность и контрастность, хорошую цветопередачу, широкие динамический диапазон и глубину резкости;
- возможность работы с фиброскопами многих модификаций;
- высокая чувствительность и помехоустойчивость;
- герметичность конструкции камерной головки;
- наличие сигнала для управления световым потоком осветителя;
- обеспечение бесподстроечной работы в течение всего периода проведения исследования.

При монтаже системы камера может корректировать качество передачи цвета под конкретные типы фиброскопа, осветительного жгута и осветителя.

Функциональные и эксплуатационные параметры используемого в системе осветителя ОК-300 хорошо согласованы с параметрами видеокамеры. Равномерное интенсивное освещение исследуемой полости является одним из важнейших условий получения высококачественного изображения. Осветитель ОК-300 обеспечивает эти условия для подавляющего большинства световодных жгутов и фиброскопов. Осветитель оснащен инфуляторным каналом для нагнетания воздуха в брюшную полость.

По существу АРМ эндоскописта является аппаратом документальной регистрации процесса исследования, позволяет вводить в компьютер и хранить эндоскопические изображения и протоколы исследований. При необходимости изображения и протоколы могут быть визуализированы на мониторе как непосредственно в процессе исследования, так и в будущем. Возможность просмотра изображений, сделанных в разное время, позволяет оценить динамику патологического процесса.

«Эндо-Эльф» открывает широкие возможности по цифровой обработке эндоскопических изображений, что облегчает качественный и количественный анализ изображений по информационно-диагностическим признакам.

При наличии сетевой карты «Эндо-Эльф» позволяет включать эндоскопическую систему в компьютерную сеть разного уровня: отделения, клиники, телемедицины. Сетевой вариант системы позволит обеспечить быструю передачу эндоскопического изображения на другие станции (АРМы) с целью улучшения диагностического процесса и повышения уровня обследования пациентов. Появляется возможность интеграции эндоскопии с другими методами лучевой диагностики.

ENDOSCOPIC VIDEO-INFORMATION SYSTEM EVIS-«ELEKTRON»

N. K. Besedina, A. V. Kuznetsov

Summary. A modern Russian-made endoscopic system, worked out by «Elektron» Ltd. (Saint-Petersburg) and designed for diagnostics, therapeutic manipulation and surgical interventions by means of home- and foreign-made fiberoptic scopes, is described in the article. The system comprises two functionally finished units, i.e. a video-set fixed to an instrumental support designed for flexible endoscopy and an automated working place for the doctor.

// Медицинская техника. — 2003. — №3. — С. 33–34.

Олег Владиславович Емельянов
ГУЗ «Городская Мариинская больница»,
Санкт-Петербург
Анатолий Иванович Мазуров
ЗАО «НИПК «Электрон», Санкт-Петербург

ВОСПРОИЗВЕДЕНИЕ ЦВЕТНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В МЕДИЦИНСКИХ ВИДЕОСИСТЕМАХ

Показано, что в медицинских видеосистемах задачу воспроизведения цветных изображений целесообразно рассматривать с двух точек зрения: анализа и синтеза. Анализ должен быть направлен на классификацию спектров изображения в метамерные группы. В задаче синтеза должно входить отображение контрольных цветов метамерных групп в соответствии с назначением системы (колориметрически точно или с преобразованием в другой цвет).

Метамерные цвета, цветные изображения, видеосистемы, цветокоррекция

В вещательном телевидении цвет играет художественно-эстетическую, психологическую, драматургическую и даже философскую роль [1], а в медицине и биологии он выступает, прежде всего, как диагностический признак [2]. Поэтому требования к воспроизведению цвета изображений в медицинских системах могут существенно отличаться от требований вещательного телевидения. Однако в любой видеосистеме первоначально должно быть достигнуто точное измерение (анализ) цвета элементов изображения, даже если конечной целью является его художественное воспроизведение или представление в наилучшем виде для диагностической интерпретации.

В любой системе, визуализирующей цветное изображение, решаются две главные задачи: анализ — разделение всего множества спектров входных изображений на неразличимые (метамерные) группы и синтез — воспроизведение каждого из этих классов в своем цвете на экране цветного телевизионного приемника.

Классификация спектров в метамерные группы зависит от спектральных характеристик цветоделенных каналов телевизионной камеры, а цвет, которым будет отображена каждая метамерная группа спектров, — от их параметров и спектральных характеристик основных цветов приемника. После того как множество спектров изображений телевизионной камере разделено на группы с одинаковыми цветоделенными сигналами U_R , U_G , U_B (т. е.

произведено формирование групп метамеров), никакие преобразования в телевизионном канале не могут разделить эти спектры и отобразить их разными цветами на экране телевизионного приемника.

Единственный способ перераспределения спектров изображения по метамерным группам состоит в изменении спектральных характеристик цветоделенных каналов телевизионной камеры. Задача телевизионного тракта и монитора состоит в отображении этих метамерных групп нужными цветами. Это можно сделать, включив в телевизионный канал цветокорректор [3], [4] или устройство, преобразующее цветовой охват воспроизводимых объектов [5]. Если задача цветокорректора заключается в получении изображения, колориметрически тождественного оригиналу, то задача устройства, осуществляющего преобразование цветового охвата, состоит в повышении разрешающей способности по цвету расширением цветового охвата. Поясним необходимость трансформации цветовых объемов на примере медицинских видеосистем.

Трансформация цветовых объемов. Цветовой охват многих классов медицинских изображений, как правило, существенно меньше цветового охвата кинескопа. Типичным примером такого класса изображений являются изображения внутренних полостей пациента, окрашенные главным образом в красные тона. В этих случаях цветовой охват монитора используется не полностью и имеется потенциальная возможность повышения цветовой разрешающей способности видеоскопа трансформацией цветового охвата внутренних полостей в больший цветовой охват. При трансформации не должны быть допущены искажения цвета, разрушающие образ исходного изображения. Наиболее просто реализовать эту трансформацию, применив, как при цветокоррекции, классический метод матрицирования. С математической точки зрения матрицирование сводится к аффинному преобразованию цветового пространства.

Проведенное разделение передачи цвета на два этапа – классификацию спектров объектов в метамерные группы, отображаемые сигналами U_R , U_G , U_B , и воспроизведение этих групп нужными цветами – имеет важное практическое значение. Такой подход позволяет понять, что отклонение реальных спектральных характеристик от расчетных будет сказываться только на характере классификации спектров в метамерные группы, а от параметров матрицы будет зависеть, каким цветом воспроизведется каждая метамерная группа спектров изображения, т.е. каждый элемент изображения.

С учетом этого, для восприятия цвета подобно зрительному анализатору (первый этап) спектральные характеристики камеры должны быть кривыми смещения одной из стандартизованных ко-

лориметрических систем, не имеющими отрицательных ветвей, или линейно с ними связаны. Любые другие спектральные характеристики камеры будут отображать цвет не адекватно зрительному анализатору, что, в принципе, открывает широкие возможности построения медицинских видеосистем, которые будут классифицировать спектры совсем иначе, чем человек.

В настоящее время большинство медицинских видеосистем имеет спектральные характеристики, согласованные с цветовым зрением. Это связано как с экономическим фактором (возможностью использования широкого парка телевизионных камер промышленного назначения), так и с необходимостью разработки специальных методик интерпретации изображений, цвета которых не соответствуют цветам исследуемого объекта.

Так как достичь точного согласования спектральных характеристик камеры с кривыми смещения практически невозможно, то метамеры отображаются не в точку цветового пространства, а занимают некоторую область в этом пространстве (площадь на диаграмме цветностей). Для любого цвета эта область на диаграмме цветностей ограничена метамерами, полученными из пар дополнительных спектральных цветов или троек, когда дополнительным к взятому спектральному цвету является пурпурный цвет [6]. Поэтому для решения задачи правильного цветовоспроизведения (второй этап) необходимо выбрать эталонные цвета из каждой метамерной группы и по этим цветам рассчитать цветокорректор.

В вещательном телевидении в качестве испытательных цветов используются эталонные цвета, рекомендованные МКО. Набор состоит из восьми основных и шести дополнительных контрольных образцов [7]. Часто для упрощения расчетов в качестве эталонных цветов выбирают так называемые оптимальные цвета, спектры которых имеют прямоугольный вид, но такие спектры реализовать практически невозможно. Так как отклонения спектральных характеристик камеры от кривых смещения не более чем $\pm 10\%$ [6], то рассеяние метамеров по площади цветовой диаграммы будет незначительным. Поэтому в качестве эталонного из каждой группы метамеров можно выбрать любой спектр, находящийся внутри метамерных областей. Как будет показано далее, для медицинских телевизионных систем в качестве представителей метамерных групп, по которым выбирается цветокорректирующая матрица, целесообразно выбрать цвета, имеющие спектры, составленные из спектров основных цветов телевизионного приемника. Данный выбор включает все тело цветовой диаграммы приемника, а цвета, не входящие в этот охват, системой правильно не передаются.

Таким образом, задача сводится к правильной (в колориметрическом смысле) цветопередаче спектров, которые могут быть получены смешением в разных пропорциях спектров красного, зеленого и синего основных цветов приемника.

Расчет цветокорректирующей матрицы. Рассмотрим методику расчета цветокорректирующей матрицы для телевизионной камеры со спектральными характеристиками $E_R(\lambda)$, $E_G(\lambda)$, $E_B(\lambda)$ подобными функциям сложения какой-либо колориметрической системы или связанными с ними линейно. Каждая из спектральных характеристик должна перекрывать весь видимый спектр света. В этом случае реальные цвета изображения без большой погрешности по цветности могут быть заменены их метамерами, составленными из спектров основных цветов приемника, что может быть записано в виде системы уравнений:

$$\begin{aligned}
 U_R &= \int_0^{\infty} I(\lambda) E_R(\lambda) \partial\lambda = m_R \int_0^{\infty} I_{R\bar{G}}(\lambda) E_R(\lambda) \partial\lambda + \\
 &+ m_G \int_0^{\infty} I_{G\bar{G}}(\lambda) E_R(\lambda) \partial\lambda + m_B \int_0^{\infty} I_{B\bar{G}}(\lambda) E_R(\lambda) \partial\lambda; \\
 U_G &= \int_0^{\infty} I(\lambda) E_G(\lambda) \partial\lambda = m_R \int_0^{\infty} I_{R\bar{G}}(\lambda) E_G(\lambda) \partial\lambda + \\
 &+ m_G \int_0^{\infty} I_{G\bar{G}}(\lambda) E_G(\lambda) \partial\lambda + m_B \int_0^{\infty} I_{B\bar{G}}(\lambda) E_G(\lambda) \partial\lambda; \\
 U_B &= \int_0^{\infty} I(\lambda) E_B(\lambda) \partial\lambda = m_R \int_0^{\infty} I_{R\bar{G}}(\lambda) E_B(\lambda) \partial\lambda + \\
 &+ m_G \int_0^{\infty} I_{G\bar{G}}(\lambda) E_B(\lambda) \partial\lambda + m_B \int_0^{\infty} I_{B\bar{G}}(\lambda) E_B(\lambda) \partial\lambda,
 \end{aligned} \tag{1}$$

где U_R , U_G , U_B – сигналы на выходе камеры; $I(\lambda)$ – спектр передаваемого цвета; $E_R(\lambda)$, $E_G(\lambda)$, $E_B(\lambda)$ – спектральные характеристики камеры; $I_{R\bar{G}}(\lambda)$, $I_{G\bar{G}}(\lambda)$, $I_{B\bar{G}}(\lambda)$ – спектры основных цветов приемника при воспроизведении белого цвета.

Если обозначить величины $a_{i,j} = \int I_{i\bar{j}}(\lambda) E_j(\lambda) \partial\lambda$, $i = R, G, B$, то система уравнений (1) примет вид:

$$\begin{aligned}
 U_R &= m_R a_{RR} + m_G a_{GR} + m_B a_{BR}; \\
 U_G &= m_R a_{RG} + m_G a_{GG} + m_B a_{BG}; \\
 U_B &= m_R a_{RB} + m_G a_{GB} + m_B a_{BB}.
 \end{aligned} \tag{2}$$

Решив систему уравнений (2) относительно m_R , m_G , m_B , получим значения сигналов в системе приемника. Отметим, что спектральные характеристики камеры и спектры излучения экрана монитора нормируются для равенства сигналов $U_R = U_G = U_B$ при передаче белого цвета. Рассмотренный метод цветокоррекции отличается от традиционных (метод трех опорных цветов, метод аппроксимации функций сложения и др.), с описанием которых можно ознакомиться в работах [3], [4], [6], [8]. Основное отличие заключается в том, что рассматриваемый метод позволяет точно воспроизводить один спектр из каждой метамерной группы. Так как метамеры при близких к колориметрическим спектральных характеристиках камеры группируются в ее цветовом пространстве достаточно компактно, велика вероятность того, что и другие метамеры будут воспроизводиться на приемнике достаточно точно.

В вещательном телевидении, где используются камеры с разделением светового потока от объекта на три цветоделенных потока, на первое место выступает не сохранение подобия спектральных характеристик функциям сложения, а обеспечение максимального коэффициента полезного действия светоделения [4]. Поэтому в них в качестве спектральных характеристик используются несколько видоизмененные положительные ветви функций сложения цветовой системы приемника, а в телевизионный канал включают цветокорректор. При расчете цветокорректора классический метод трех опорных цветов можно усовершенствовать, если разбить диаграмму цветностей с помощью фильтров цветности на ряд областей и в каждой области выбрать три опорных цветности.

Для каждой области можно рассчитать свою матрицу. В ряде случаев фильтрация по цветности может быть осуществлена без преобразования цветоделенных сигналов в сигналы цветности. Например, простые фильтры цветности могут быть реализованы при попарном сравнении цветоделенных сигналов. Как видно из рис. 1, на котором изображена диаграмма цветностей колориметрической системы камеры, в каждом из шести секторов соотношение двух (из трех) цветоделенных сигналов сохраняют знак. Это обстоятельство позволяет избежать операции деления широкополосных сигналов изображения и заменить ее операцией сравнения или вычитания.

В цветных камерах медицинского назначения, где используются многосигнальные преобразователи с цветоделительными светофильтрами, проблемы светоделения не существует, так как в них на каждый элемент изображения падает весь входной световой поток. Поэтому выбор спектральных характеристик должен быть подчинен в первую очередь их линейной связи с колориметрическими функциями сложения.

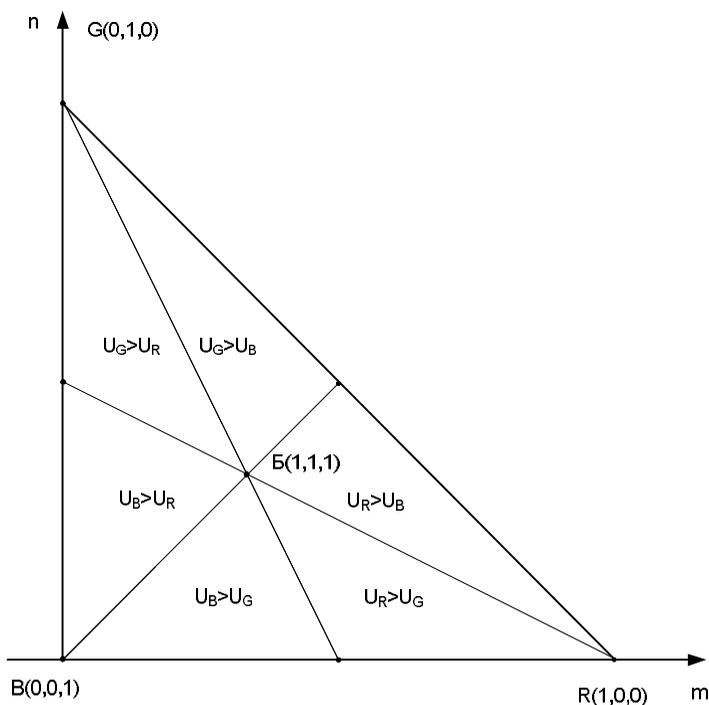


Рис. 1

Если возникает необходимость трансформировать цветовой охват рассматриваемого класса изображений в некоторый другой цветовой охват, то наиболее просто это сделать, применив, как при цветокоррекции, метод матрицирования. В теории аффинных преобразований показано, что при этих преобразованиях объемы всех тел умножаются на постоянный множитель, который равен определителю системы Δ , образованному из элементов матрицы преобразования. Объем цветового тела уменьшается при $\Delta < 1$, остается без изменения при $\Delta = 1$ и увеличивается при $\Delta > 1$.

Возможно изменять цветовой объем и при одновременном изменении любых сочетаний этих параметров: яркость-насыщенность, яркость-цветовой тон, насыщенность – цветовой тон, яркость-насыщенность-цветовой тон.

На практике применение нашли преобразователи цветовых объемов с использованием колориметрической системы, основанной на психофизиологических параметрах цвета – светлоте, цветовом тоне и насыщенности [5]. Преимущество этой системы заключается в возможности независимой регулировки яркости, насыщенности и цвето-

вого тона. Эти параметры соответствуют субъективному восприятию человека и определяют цветовой контраст объектов.

После перехода к психофизиологическим параметрам цвета осуществляют трансформацию цветового охвата. Можно, например, осуществить селекцию шести цветов, а затем произвести трансформацию цветового тона, насыщенности и яркости выделенных цветов так, чтобы эти цвета попали в выбранные точки цветового тела.

Один из возможных вариантов трансформации цветовых объемов осуществлен в системе яркости U_Y и цветоразностных сигналов $U_{(R-Y)}$ и $U_{(B-Y)}$. Эти сигналы получают из цветоделенных сигналов передающей телевизионной камеры матрицированием:

$$U_Y = I_R U_R + I_G U_G + I_B U_B; U_{R-Y} = U_R - U_Y; U_{B-Y} = U_B - U_Y, \quad (3)$$

где I_R, I_G, I_B – коэффициенты преобразования.

Первое равенство в (3) характеризует яркость, а два других, нормированных к яркости, определяют цветность.

Для изменения яркости в K_1 раз необходимо во столько же раз изменить цветоделенные сигналы: $U_{I_R} = K_1 U_R, U_{I_G} = K_1 U_G, U_{I_B} = K_1 U_B$.

Для изменения насыщенности в K_2 раз необходимо изменить сигналы U_{R-Y} и U_{B-Y} , сохраняя соотношение между ними. Наконец, изменение цветового тона достигается изменением этих же сигналов без сохранения соотношения ($K_3 \neq K_4$). Функциональная схема устройства трансформации цветовых объемов представлена на рис. 2.

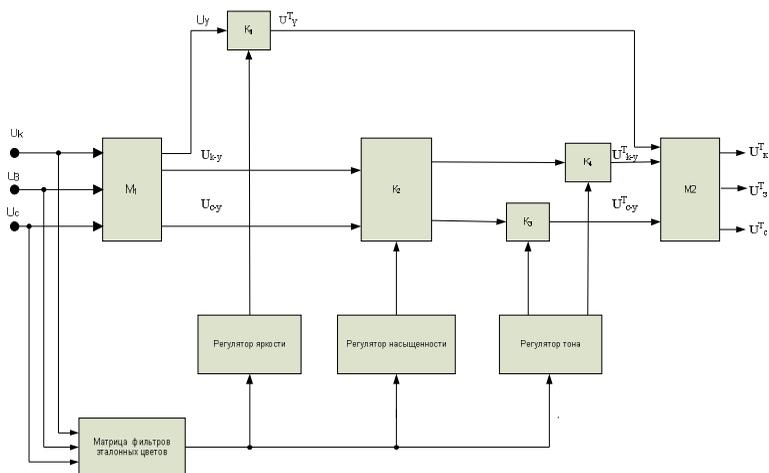


Рис. 2

Цветоделенные сигналы изображения U_R, U_G, U_B в матрице M_1 преобразуются в сигнал яркости U_Y и два цветоразностных сигнала U_{R-Y} и U_{B-Y} . Одновременно цветоделенные сигналы поступают на матрицу фильтров эталонных цветов M_2 . В качестве эталонных выбираются наиболее характерные цвета из тела цветового охвата исследуемых объектов. На выходе фильтров эталонных цветов выбираются сигналы, характеризующие распределение эталонных цветов по полю изображения. Эти сигналы управляют регуляторами яркости Y , насыщенности A и цветового тона \square . В последних формируются функции, управляющие коэффициентами трансформации яркости K_1 , насыщенности K_2 и цветового тона K_3 и K_4 . Преобразованный сигнал яркости U_{Ynp} и цветоразностные сигналы U_{R-Ynp} и U_{B-Ynp} в матрице M_3 преобразуются в трансформированные цветоделенные сигналы $U_{Rnp}, U_{Gnp}, U_{Bnp}$. В системах с высоким отношением сигнал/шум (более 50) трансформация цветового объема позволяет в несколько раз увеличить разрешающую способность по цвету.

Проведенное рассмотрение показало, что выбор спектральных характеристик цветоделенных каналов преобразователя изображений должен быть осуществлен в соответствии с решаемыми задачами классификации спектров изображения в метамерные группы. В процессе выбора параметров цветокоррекции или преобразования цветового объема критерием должно служить отображение контрольных цветов колориметрически точно или с преобразованием в другие цвета в соответствии с назначением видеосистемы. Для колориметрически точного воспроизведения предложена цветокорректирующая матрица, позволяющая из каждой метамерной группы спектров, лежащих в области цветового треугольника приемника, точно воспроизвести не менее одного цвета.

Литература

1. *Блинов Н. Н., Мазуров А. И.* Системы прикладного телевидения (Цветное телевидение в биологии и медицине) — М.: Знание, 1987. — 64 с.
2. *Быков Р. Е.* Теоретические основы телевидения. — СПб.: Лань, 1998. — 288 с.
3. *Кустарев А. К.* Колориметрия цветного телевидения. — М.: Связь, 1967. — 335 с.
4. *Кустарев А. К., Шендерович А. М.* Искажения цветного телевизионного изображения. — М.: Связь, 1978. — 184 с.
5. *Мазуров А. И.* Зрение роботов. (Цифровое зрение систем визуализации и роботов) — М.: Знание, 1991. — 64 с.
6. *Мешков В. В., Матвеев А. Б.* Основы светотехники: Ч. 2. Физиологическая оптика и колориметрия. — М.: Энергоатомиздат, 1989. — 432 с.

7. *Певзнер Б. М.* Качество цветных телевизионных изображений. — М.: Радио и связь, 1988. — 224 с.

8. *Рудь И. Д., Цуккерман И. И.* Художественное изображение в телевидении. — М.: Искусство, 1987. — 128 с.

O. Emelyanov, A. Mazurov

Color image reproduction in medical imaging systems.

Summary

There are two sensible approaches to the color image reproduction problem in medical imaging systems such as analysis and synthesis. The task of analysis is to classify imaging spectrums into metameric groups. The task of synthesis is to display reference colors of metameric groups in accordance with the medical system destination (in accordance with colorimetric system or using conversion into another color).

// Известия вузов России. Радиоэлектроника. — 2006. — Вып. 1. — С. 47–53.

Диссертации сотрудников ЗАО «НИПК «Электрон»

1. *Григорьев В. Д.* Численное решение задач нестационарной гидроупругости: Дис. на соиск. уч. степ. канд. техн. наук / Григорьев В. Д.; Ленингр. кораблестроит. ин-т. – Л., 1989. – 18 с.

2. *Григина Е. А.* Точки поворота и условия квантования для общих адиабатических систем: Дис. на соиск. уч. степ. кандидата физ.-мат. наук / Григина Е. А.; С.-Петербург. гос. ун-т. – СПб., 2000. – 17 с.

3. *Мазуров А. И.* Исследование влияния шумов на воспроизведение полутонов рентгено-телевизионными системами: Дис. на соиск. уч. степ. канд. техн. наук / Мазуров А. И.; Ленингр. электротехн. ин-т. им. В. И. Ульянова – Л., 1972. – 21 с.

4. *Осецкий А. Ю.* Разработка автоматизированной системы контроля работоспособности оборудования: Дис. на соиск. учен. степ. канд. техн. наук / Осецкий А. Ю.; Обнин. ин-т атом. энергетики. – Обнинск, 1998. – 20 с.

5. *Осипов Д. В.* Импульсные усилительно-преобразовательные устройства в системах управления (анализ особых режимов работы и синтез): Дис. на соиск. уч. степ. канд. техн. наук / Осипов Д. В.; С.-Петербург. гос. ун-т инф. технол., мех. и оптики – СПб., 2006. – 16 с.

6. *Пожидаев П. И.* Формирование профессиональных умений будущих офицеров – инженеров связи: Дис. на соиск. уч. степ. канд. пед. наук / Пожидаев П. И.; [Кемер. гос. ун-т]. – Кемерово, 2004. – 22 с.

7. *Родионова (Рыкова) Ю. А.* Организация оценки и мониторинга системы менеджмента качества предприятия: Дис. на соиск. уч. степ. канд. экон. наук. / Родионова Ю. А.; С.-Петербург. гос. ун-т экон. и финансов – СПб., 2003. – 18 с.

8. *Толкачев Ф. В.* Система упражнений по императивному программированию в фундаментальной подготовке будущих учителей информатики: Дис. на соиск. уч. степ. канд. пед. наук / Толкачев Ф. В.; [Рос. гос. пед. ун-т им. А. И. Герцена]. – СПб., 2000. – 19 с.

9. *Фальк Я.* Квантовая эффективность и качество изображения в рентгенотелевизионных системах: Дис. на соиск. уч. степ.

канд. техн. наук. / Фальк Я.; С.-Петербург. гос. электротехн. ун-т «ЛЭТИ» – СПб., 2007. – 17 с.

10. *Шиманский Е. Ю.* Разработка и исследование методов и устройств сокращения временной избыточности цифровых видеопотоков: Дис. на соиск. уч. степ. канд. техн. наук / Шиманский Е. Ю.; С.-Петербург. гос. электротехн. ун-т «ЛЭТИ» – СПб., 2004. – 15 с.

11. *Щирый А. О.* Разработка и моделирование алгоритмов автоматического измерения характеристик ионосферных коротковолновых радиолиний: Дис. на соиск. уч. степ. канд. техн. наук / Щирый А. О.; С.-Петербург. гос. ун-т телекоммуникаций – СПб., 2007. – 20 с.

12. *Элинсон М. Б.* Разработка цифровых рентгеновских аппаратов с приемниками на основе ПЗС-матриц и оптимизация их параметров: Дис. на соиск. уч. степ. канд. техн. наук / Элинсон М. Б.; ВНИИИМТ – М., 2006. – 22 с.

Для заметок

Для заметок

УВИДЕТЬ НЕВИДИМОЕ

**Сборник научных трудов
«НИПК «Электрон»**

Под редакцией А. И. Мазурова

Выпускающий редактор *А. С. Балужева*
Корректор *Н. Э. Тимофеева*
Оформление обложки *О. В. Гирдова*
Верстка *Л. А. Солдатова*

Подписано в печать 2008 г. Формат 60×84¹/₁₆. Бумага офсетная.
Объем печ. л. Тираж 999 экз. Заказ №

Отпечатано в ООО «Инжиниринг Сервис»
Санкт-Петербург, ул. Казанская, д. 7