



УВИДЕТЬ НЕВИДИМОЕ

Сборник научных трудов НИПК «Электрон»

Под редакцией А. И. Мазурова

Выпуск 2

**Санкт-Петербург
2012**

УДК 616-073.75:681.32
ББК 32.995
У19

Рецензент —

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

У-19 Увидеть невидимое: Сб. науч. тр. Вып. 2 / Под ред. А. И. Мазурова.— СПб.: ООО «СПб. СРП “Павел” ВОГ», 2012.— 244 с.

ISBN 978-5-4240-0043-0

Второй выпуск сборника научных трудов НИПК «Электрон» продолжает знакомить читателя с работами сотрудников компании и их коллег из других предприятий.

Рекомендуется широкому кругу ученых, инженеров, лучевых диагностов, работающих в области визуализации невидимых изображений.

ББК 32.995

ISBN 978-4240-0043-0

© НИПК “Электрон”, 2012

© Все права на тексты за
авторами, 2012

ОГЛАВЛЕНИЕ

К читателю. <i>Быков Р. Е.</i>	6
Как все начиналось. <i>Элинсон М. Б.</i>	9

Глава I. СТАТЬИ

Универсальные цифровые приемники рентгеновских изображений. <i>Вейн Ю. А., Мазуров А. И.</i>	15
Компенсация перемещений пациента в процессе ангиографического исследования. <i>Афанасенко А. С.</i>	22
Возможности и ограничения микрофокусной рентгенографии в меди- цине. <i>Мазуров А. И., Потрахов Н. Н.</i>	31
Микрофокусная рентгенография в медицине. <i>Мазуров А. И., Потра- хов Н. Н.</i>	39
Снижение лучевых нагрузок при исследованиях на цифровых рентге- новских аппаратах. <i>Камышанская И. Г., Мазуров А. И.</i>	47
Синтез светосильного широкоугольного фотографического объекти- ва с увеличенным задним фокальным отрезком. <i>Козодой В. В.</i>	59
Применение адаптивного непараметрического оценивания в задаче построения моделей усталости конструкционных материалов теплотехнического оборудования ЯЭУ. <i>Осецкий А. Ю., Ост- ровский Е. И.</i>	63
Об одном алгоритме совместной оптимизации программного движе- ния и ансамбля возмущенных движений. <i>Овсянников Д. А., Меркурьев С. В.</i>	71
Особенности построения цифровых рентгенографических аппаратов на основе ПЗС-матриц. <i>Козловский Э. Б., Мазуров А. И.</i>	81
Борьба с рассеянным излучением в цифровых рентгеновских аппара- тах. <i>Мазуров А. И.</i>	85
Квантовая эффективность рентгенотелевизионных систем на плоских панелях. <i>Вейн Ю. А., Мазуров А. И.</i>	97
Квантовая эффективность систем регистрации и воспроизведения изображений. <i>Быков Р. Е., Мазуров А. И.</i>	107
Нелинейное отражение фемтосекундного спектрального суперконтн- нуума. <i>Козлов С. А., Мохнатова О. А.</i>	117
Параметры цифровых приемников и качество изображения. <i>Мазуров А. И.</i>	135
Цифровые технологии как основа технических средств современной рентгенологии. <i>Мазуров А. И.</i>	142

Сфера применения цифровых технологий в медицинской рентгено-технике и их фундаментальные ограничения. <i>Мазуров А. И.</i>	156
Оценка движения на изображениях в ангиографии. <i>Афанасенко А. С.</i>	168
Проблемы расширения диагностических возможностей медицинской рентгентехники. <i>Блинов Н. Н. Мазуров А. И.</i>	178

Глава II. ВЫСТУПЛЕНИЯ НА КОНФЕРЕНЦИЯХ, ФОРУМАХ, КОНГРЕССАХ

Моделирование продольного движения частиц в структуре с ПОКФ с учетом их взаимодействия. <i>Меркурьев С. В.</i>	189
Пути снижения лучевых нагрузок в рентгенодиагностике. <i>Элинсон М. Б., Мазуров А. И.</i>	194
Цифровые рентгеновские аппараты с приемником на основе ПЗС-матрицы. <i>Вейн Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон А. М., Элинсон М. Б.</i>	196
Сравнительный анализ цифровых детекторов рентгеновских изображений. <i>Вейн Ю. А., Мазуров А. И.</i>	199
Квантовая эффективность приемников на плоских панелях рентгено-телевизионных систем. <i>Вейн Ю. А., Мазуров А. И., Ребони В. О.</i>	201
Становление микрофокусной рентгенографии. <i>Мазуров А. И., Потрахов Н. Н.</i>	205
Цифровые технологии в рентгентехнике. <i>Мазуров А. И., Элинсон М. Б.</i>	206
Особенности использования методики микрофокусной рентгенографии в медицине. <i>Мазуров А. И., Потрахов Н. Н.</i>	207

Глава III. РЕФЕРАТЫ ПАТЕНТОВ НА ИЗОБРЕТЕНИЯ И ПОЛЕЗНЫЕ МОДЕЛИ

Панель матриц. <i>Борисов А. А., Вейн Ю. А.</i>	211
Подъемно-наклонный стол. <i>Сержан А. Т.</i>	212
Широкоугольный объектив с большим относительным отверстием. <i>Козодой В. В.</i>	212
Проекционный светосильный объектив. <i>Козодой В. В., Михайлова Г. Л.</i>	213
Проекционный объектив. <i>Козодой В. В.</i>	214
Проекционный объектив. <i>Козодой В. В.</i>	215
Проекционный светосильный объектив. <i>Козодой В. В.</i>	216

Приемник рентгеновских изображений. <i>Вейн Ю. А., Борисов А. А., Козодой В. В., Ребони В. О.</i>	217
Способ калибровки цифрового рентгеновского аппарата (варианты). <i>Ребони В. О., Юрени В. В., Щирий А. О.</i>	218
Система автоматического тестирования цифрового приемника рентгеновского излучения. <i>Баранник Д. А., Ребони В. О.</i>	219
Способ коррекции цифровых рентгеновских изображений. <i>Меркурьев С. В., Ребони В. О.</i>	220
Способ определения уровня яркости в зоне интереса цифрового медицинского рентгеновского изображения. <i>Косарев Р. Н.</i>	222
Способ коррекции цифровых изображений. <i>Ребони В. О., Мазуров А. И., Лейферкус Я. С.</i>	223

Глава IV. АННОТАЦИИ ДИССЕРТАЦИЙ

Исследование влияния шумов на воспроизведение полутонов рентгенотелевизионными системами. <i>Мазуров А. И.</i>	225
Разработка автоматизированной системы контроля работоспособности оборудования (на примере оборудования Смоленской АЭС). <i>Осецкий А. Ю.</i>	226
Разработка алгоритмов и устройств передачи сигналов телемеханики распределительных энергетических сетей. <i>Дроздов А. В.</i>	228
Разработка и исследование методов и устройств сокращения временной избыточности цифровых видеопотоков. <i>Шиманский Е. Ю.</i>	230
Разработка численно-аналитических методов оптимизации динамики пучков траекторий. <i>Меркурьев С. В.</i>	231
Импульсные усилительно-преобразовательные устройства в системах управления (анализ особых режимов работы и синтез). <i>Осипов Д. В.</i>	232
Разработка цифровых рентгеновских аппаратов с приемниками на ПЗС-матрицах и оптимизация их параметров. <i>Элинсон М. Б.</i>	233
Квантовая эффективность и качество изображения в рентгенотелевизионных системах. <i>Фальк Якоб.</i>	235
Отображение и определение параметров протяженных объектов при телевизионном наблюдении. <i>Афанасенко А. С.</i>	236
Состояние внутригрудных лимфатических узлов в норме по данным мультиспиральной компьютерной томографии. <i>Шевчук Ю. А.</i>	237
Разработка и исследование цифровых детекторов рентгеновского изображения медицинского назначения. <i>Вейн Ю. А.</i>	238
<i>Сведения об авторах</i>	241

К ЧИТАТЕЛЮ

Уважаемые читатели! Настоящий сборник является продолжением предыдущего издания «Увидеть невидимое» (Сб. науч. тр. / Под ред. А. И. Мазурова — СПб.: ООО «Книжный Дом», 2008). Как и прежде, в сборник включены труды ученых и инженеров НИПК «Электрон», опубликованные в последние годы и освещающие достижения в области рентгентехники и рентгенодиагностики. Вместе с этим сборник содержит рефераты патентов на изобретения и полезные модели, аннотации диссертаций, выполненных сотрудниками предприятия. Все это дает достаточно полное представление о последних научных, инженерных, промышленных и других исследованиях и разработках предприятия.

Следует обратить внимание на интересную вводную статью М. Б. Элинсона об истории становления предприятия. Она дает представление не только об образовании НИПК «Электрон», но и служит отображением процесса формирования в России в восьмидесятые годы прошлого столетия научно-исследовательских и производственных предприятий нового типа, предприятий, которые энергично развиваются и успешно входят в международный рынок современных цифровых приборов и аппаратов многофункционального типа. Эта статья, да и весь сборник свидетельствуют о том, что одной из главных составляющих успехов НИПК «Электрон» стало быстрое решение задачи формирования на предприятии высококвалифицированного состава руководящих, научных и инженерно-технических кадров.

Повышению конкурентоспособности рентгентехнической аппаратуры, как показывают статьи, опубликованные в настоящем сборнике, способствовали работы, выполненные в области исследований и разработок матричных приемников рентгеновских изображений, цифровой обработки сигналов изображения, анализа путей снижения лучевых нагрузок в процессе диагностических процедур, разработки специальной оптики и др.

К одному из принципиальных изменений в облике рентгенотелевизионной аппаратуры следует отнести переход на плоскостельные приемники, которые позволяют создавать цифровые рентгеновские аппараты различных классов на уровне лучших мировых стандартов. Исследованию приемников такого типа посвящен ряд работ, включенных в настоящий сборник. Значительный интерес представляют работы в области повышения качества и диагностической ценности рентгеновских снимков, получаемых в процессе ангиографических исследований с применением компенсации смаза изображения, вызванного неизбежными перемещениями

пациента. Новые пути совершенствования рентгенодиагностической аппаратуры открывают исследования в области микрофокусной рентгенографии, которая активно внедряется в исследования опорно-двигательного аппарата человека. В сборнике также содержатся статьи, обобщающие последние исследования в области влияния рассеянного рентгеновского излучения на качество формируемого изображения. Рассмотрены некоторые последние разработки цифровых рентгенографических аппаратов различного диагностического назначения, а также освещено состояние работ по созданию универсального цифрового приемника на плоских панелях. Ряд статей посвящен теоретическим и прикладным вопросам радиационной защиты пациента. Практически с этой целью аппаратура НИПК «Электрон» оснащена растрами для подавления рассеянного излучения при обеспечении их высокой избирательности и квантовой эффективности. Диагностическая информация о внутреннем строении исследуемых органов, как правило, заключена не только в амплитудной, но и в частотной модуляции просвечивающего рентгеновского излучения. В ряде работ, включенных в сборник, обосновывается перспективность дальнейших исследований в направлении разработки спектрозональных рентгенотелевизионных систем, основанных на использовании этого эффекта.

Сфера применения цифровых технологий в медицинской рентгенотехнике с целью увеличения ее информативности не ограничена. Об этом свидетельствуют статьи, в которых даны обоснованные рекомендации по дальнейшему развитию цифровой рентгенотехники.

В сборник включен раздел, освещающий участие сотрудников предприятия в специализированных конференциях, форумах, конгрессах. Информация об участии предприятия в научном сообществе специалистов, безусловно, интересна.

В области радиоэлектроники, особенно в части, касающейся технологии ее производства, виден продолжающийся в последние десятилетия значительный прогресс. В связи с включением в структуры современной рентгенодиагностической аппаратуры элементов, основанных на новых физических принципах генерирования сигналов изображения, передачи, записи и воспроизведения изображений, будет расширяться и сфера теоретических проблем, охватывающих рассматриваемую область знаний. Это позволит перейти к быстродействующим системам, то есть к существенному повышению производительности рентгенодиагностической аппаратуры.

В настоящее время открываются дальнейшие пути для создания новой рентгенодиагностической аппаратуры, основанной на

принципах прямого преобразования рентгеновского изображения в видеосигнал, новых алгоритмах цифровой обработки сигналов изображения, в том числе в томографических комплексах и аппаратуре, основанной на принципах 3D-представления диагностической информации, и др.

Судя по содержанию сборника, НИПК «Электрон» продолжает активно укреплять свою роль в сообществе производителей рентгенодиагностической аппаратуры.

Учитывая переход российских высших учебных заведений на двухуровневую подготовку, сборник будет полезен не только для научных работников, инженеров и лучевых диагностов, но и для студентов магистратуры, обучающихся по соответствующим направлениям.

Выражаю твердую уверенность в том, что «Электрону» удастся «УВИДЕТЬ НЕВИДИМОЕ» с высоким качеством изображения при низкой дозе облучения пациента!

Р. Е. Быков, доктор технических наук, профессор,
заслуженный деятель науки и техники РФ,
профессор кафедры телевидения и видеотехники
Санкт-Петербургского государственного
электротехнического университета
им. В. И. Ульянова (Ленина) («ЛЭТИ»)

КАК ВСЕ НАЧИНАЛОСЬ

Началось все в далеком 1988 году. В ту пору перестройка в стране была в той стадии, когда уже всем стало понятно, что существующим предприятиям постепенно приходит конец. Я тогда работал на ЛОМО (Ленинградское оптико-механическое объединение). Когда-то это было мощное предприятие военно-промышленного комплекса. При социализме это предприятие, а, в общем-то, это был не один завод, а объединение заводов, выпускало, как теперь принято говорить, уникальную инновационную продукцию для военно-промышленного комплекса, изделия промышленного применения и ширпотреб в виде фотоаппаратов.

Я работал в СКБ1724. Это знаменитое конструкторское бюро по разработке видеомагнитофонов. Видеомагнитофоны тоже подразделялись на две категории: для промышленных и военных целей. Все, кто работал в СКБ1724, прошли великолепную школу по разработке и производству сложных изделий. На наше КБ работал один из ведущих цехов ЛОМО. Это цех № 86. У нас в «Электроне» до сих пор работают замечательные люди из этого цеха. Все лаборатории СКБ, участки, цеха и другие подразделения, обеспечивающие жизнь предприятия, работали четко, слаженно и практически без перебоев. Все люди, с которыми мне пришлось работать вместе, были увлечены работой, беспредельно преданы своему делу и своему заводу, люди, которые постоянно боролись за высокий уровень и качество выпускаемых изделий, и это не громкие слова. Я об этом вспоминаю только потому, чтобы показать, что все, за что мы сейчас боремся, работая в «Электроне», это не что-то сверхъестественное, совершенно передовое и недостижимое, а это то, что уже было. Правда, было на ЛОМО, но я уверен, что многие из наших сотрудников «Электрона» через какое-то время смогут также тепло и с благодарностью говорить о нашей компании.

Итак, вернемся в далекий 1988 год. На ЛОМО стало скучно и неинтересно работать, да и работой это не назовешь: что бы мы ни делали, все шло в корзину, а в лучшем случае на склад. Меня все время мучила мысль, что делать дальше, да и не только делать, а как вообще дальше жить.

В ту далекую пору в мире начали появляться камкодеры — это малогабаритная телевизионная камера с видеомагнитофоном. На ЛОМО мы по заданию Советского правительства занимались разработкой таких камер. Это была большая серьезная работа. Было организовано специальное конструкторско-технологическое бюро в основном из сотрудников нашего СКБ1724, подключены многие предприятия СССР, занимавшиеся разработкой элементной базы,

так как на существующей в то время электронной базе такую миниатюрную камеру, которая бы помещалась в одной руке, разработать было невозможно. Нашей электронной промышленности так и не удалось разработать элементную базу, но зато мы хорошо изучили существующие в мире аналоги. А аналоги, как я уже говорил, состояли из миниатюрной цветной видеокамеры и малогабаритного видеомagnитофона. Ничего подобного отечественная промышленность производить в ту пору не могла. И вот однажды, прогуливаясь по коридорам ЛОМО с Борисом Петровичем Кобидзе, мы беседовали о том, куда бы применить те знания, которые мы получили за долгие годы работы на ЛОМО, и особенно знания и опыт, приобретенные за время разработки видеокамер, импортные аналоги которых уже стали появляться на прилавках наших магазинов. В голову приходили разные плохо реализуемые идеи. Вечером того же дня я встретился со своим школьным другом Олегом Всеволодовичем Галибиным (ныне профессором Санкт-Петербургского медицинского университета им. академика И. П. Павлова) и задал ему вопрос о возможности проведения каких-либо медицинских исследований с использованием телевизионного изображения. Он ответил, что полезно было бы оптическое изображение от эндоскопа наблюдать на экране телевизионного приемника и иметь возможность сохранять его для подробного анализа после завершения вмешательства. В дальнейшем оказалось, что такие системы уже существуют в других странах. Более того, в нашем Ленинградском ВНИИ телевидения была разработана специализированная телевизионная камера на триниконе для эндоскопических исследований. Однако дальше опытного образца у них дело не сдвинулось в основном из-за отсутствия элементной базы. А занималась этой разработкой во ВНИИТе лаборатория под руководством Анатолия Ивановича Мазурова. Но познакомились мы с ним гораздо позже.

Идея, высказанная моим другом, мне очень понравилась. Наутро я поделился этой идеей с Борисом Петровичем Кобидзе и Марком Григорьевичем Фридманом, а О. В. Галибин повез меня на кафедру общей хирургии 1-го Ленинградского медицинского института, где он тогда трудился. Так мы познакомились с заведующим кафедрой общей хирургии профессором Львом Васильевичем Поташовым и заведующей эндоскопическим отделением Ириной Павловной Кудреватых. Идея создания эндоскопической видеокамеры с регистрацией изображения на видеомagnитофоне была одобрена, но заключить с нами договор на разработку и поставку профессор Поташов согласился только после того, как познакомился с нами на деле.

Мы сделали для него замкнутую цветную телевизионную систему (ЗЦТВС) для наблюдения в аудитории за ходом операции и демонстрации изображения студентам и слушателям. Это был наш первый законченный проект и первый заработок на новом прище. После успешного внедрения мы, воодушевленные успехом, ринулись в бой. Надо было наглядно показать заказчику (Л. В. Поташову), как будет выглядеть будущая телевизионная система для проведения эндоскопических вмешательств. Это теперь можно с помощью компьютерных программ изобразить внешний вид будущей конструкции изделия, а тогда нами был изготовлен габаритный макет будущей эндоскопической видеокамеры с помощью бумаги, ножниц и клея. Этот макет мы и представили заказчику. Все бы хорошо, но врачи выдвинули требование сохранить в конструкции оптический канал, то есть нам надо было сделать двухканальную систему с возможностью одновременного наблюдения за ходом вмешательств обычным способом, то есть глазом через окуляр, и на экране телевизионного приемника. Мы, конечно, сказали, что никаких проблем не видим и готовы сделать такую систему, но попросили врачей познакомить нас с работой реальной эндоскопической системы. Они пошли нам навстречу, позволили присутствовать при проведении эндоскопических исследований и наблюдать за изображением через оптический лекциоскоп. Этот лекциоскоп изготавливала и поставляла в комплекте с эндоскопом всемирно известная японская фирма «Olimpus».

Для сокращения времени разработки сложного оптического узла мы попросили передать нам этот дорогостоящий прибор для подробного исследования. Мы детально изучили оптическую схему лекциоскопа, провели необходимые измерения компонентов оптической системы, предварительно разобрав его до последнего винтика. К сожалению, после наших исследований лекциоскоп перестал быть похож на своих собратьев, но зато мы смогли сформулировать технические требования к оптической части двухканальной эндотелевизионной видеоголовки. В процессе разработки мы постоянно контактировали с врачами-эндоскопистами.

Через несколько месяцев была готова первая в России эндовидеокамера. Я достаточно подробно описал путь создания первого прибора только с той целью, чтобы показать, что мы и тогда проходили все этапы разработки. Мы проводили маркетинговые исследования и анализ рынка, разрабатывали технические требования, создавали макет и опытный образец, проводили испытания до внедрения в клиническую практику, обслуживали и ремонтировали приборы, собирали и анализировали обратную связь от наших потребителей и внедряли новые требования в следующие модели

комплексов. Всю эту работу первоначально мы проводили сами. Постепенно наш коллектив расширялся. Все, кто работал с нами, знали и понимали, что требуется от каждого, и старались выполнить работу качественно, с минимальными затратами и в кратчайшие сроки. Каждый чувствовал личную ответственность за результат работы. Никто никому не говорил всем нам знакомых слов про ответственность, про результат — все знали, если мы не сможем поставить в срок обещанный прибор, которым будут довольны врачи, то на этом наша карьера закончится, не успев начаться.

После первого удачного заказа мы поняли, что и в новых условиях можно жить и делать интересное и нужное дело. За следующие несколько лет мы сделали несколько модификаций эндовидеокамер и поставили наши приборы в несколько десятков больниц. Шло время, и в стране в самом начале 90-х стала появляться лапароскопическая хирургия. Эти методики, конечно же, пришли также из-за рубежа, и опять только лишь потому, что наши медики в то время не имели ни отечественного оборудования, ни инструментария, ни широкого доступа к зарубежным достижениям в области малоинвазивных вмешательств.

В ту пору у нас уже был достаточно широкий круг знакомых врачей и не только в Ленинграде. Нас уже знали в Москве, Белоруссии, Самаре и даже в Душанбе. Мы тогда еще не принимали участия в медицинских выставках, не занимались рекламой нашей продукции, но медицинские сообщества врачей-эндоскопистов в ту пору уже существовали, и информацию о нас передавали «из рук в руки». Благодаря этим знакомствам мы получили возможность присутствовать на первых лапароскопических операциях, которые проводили врачи-тренеры зарубежных фирм в Ленинграде и Москве. Мы постепенно начали понимать, каким требованиям должна удовлетворять камера для проведения таких операций. Пришло осознание того, что очень скоро лапароскопическая хирургия займет одно из ведущих мест в хирургии. Но разрабатывать систему без перспектив использования ее в клинической практике было просто нецелесообразно, то есть медицинский рынок в ту пору был еще не готов к широкому применению такого авангардного метода. Мы терпеливо ждали и внимательно следили за развитием этого перспективного направления.

Ждать пришлось недолго. В Ленинграде в 1991 году открывается центр лапароскопической хирургии. Мы знакомимся с директором этого центра — профессором Ярославом Петровичем Куликом. И он после знакомства с нашими разработками заключает с нами договор на поставку 20 лапароскопических систем. Это была удача! Перед нами открылась огромная перспектива, так как по-

лучить в ту пору такой заказ означало, что можно уже не только начать думать о дальнейшем развитии компании, но и начать по-настоящему развиваться. К тому времени мы сменили кухни собственных квартир, на которых создавались первые приборы, на арендованную 40-метровую двухкомнатную квартиру, которая располагалась в полуподвальном помещении в Водопроводном переулке. Это был наш первый офис.

За два месяца мы смогли сделать первые образцы лапароскопических камер и предъявить их на суд заказчика. Некоторое время мы устранили замечания, которые были выявлены в процессе клинических испытаний, и параллельно изготавливали партию камер из двадцати штук в соответствии с контрактом. Чтобы долго не описывать историю создания лапароскопических камер, скажу — камеры мы разработали и произвели, но заказчик так и не смог рассчитаться с нами из-за отсутствия средств. Как говорят, не в деньгах счастье...

Для нас счастье оказалось в том, что мы получили новый продукт, который в последующие годы успешно поставляли в клиники нашей страны, благо методика проведения лапароскопических операций стала развиваться семимильными шагами. Я с благодарностью вспоминаю профессора Я. П. Кулика, благодаря которому в «Электроне» появилась лапароскопическая видеокамера.

Затем мы разработали осветители для эндоскопов и лапароскопов и продавали их в составе эндовидеохирургических и эндоскопических стоек.

Новая разработка — эндовидеокамеры для ультратонких эндоскопов — привела нас в Ленинградский нейрохирургический институт им. проф. А. Л. Поленова. Там мы познакомились и дружились с замечательным человеком Дмитрием Евгеньевичем Мацко (ныне профессор-патологоанатом).

Одной из обязанностей Д. Е. Мацко было проведение экспресс-гистологического анализа во время нейрохирургических операций. Это исследование проводится с помощью микроскопа, на предметном столике которого располагается материал — кусочек живой ткани, взятой у пациента во время операции. Диагноз ставится врачом по оптическому изображению структуры взятого материала, а от качества этого изображения зависит достоверность поставленного диагноза и, как следствие, определяется объем необходимого вмешательства. Немаловажное требование — это скорость проведения гистологического исследования, так как все это время больной находится под общим наркозом.

Короче говоря, Д. Е. Мацко предложил нам «отелевизионить» его оптический микроскоп, что мы и сделали. Так у нас появился

еще один продукт — телевизионный микроскоп. Потом мы также «отелевизионили» щелевую лампу (прибор для исследования глазного дна и радужной оболочки глаза) и еще несколько различных типов микроскопов, но это были индивидуальные заказы, так как мы дорабатывали уже имеющиеся у заказчиков их оптические приборы.

Д. Е. Мацко успешно работал на «отелевизионном» микроскопе, мы постоянно старались улучшать качество телевизионного изображения его микроскопа, поэтому достаточно много и часто общались. Мы детально были знакомы с оборудованием лаборатории Дмитрия Евгеньевича. Среди различных приборов там находился и электронный микроскоп. Сейчас не помню, кому из нас пришла идея «отелевизионить» этот электронный микроскоп, но, сами того не понимая, именно тогда мы сделали первый шаг к разработке рентгеновских аппаратов.

В начале 2005 года эндоскопическое направление в нашей компании было закрыто. Это было непростое решение, особенно для меня. Компания к этому времени успела накопить бесценные знания и опыт в области разработки и производства эндовидеооборудования, но все-таки предпочтение пришлось отдать рентгеновскому направлению, так как перспективы развития предприятия, занимающегося разработкой и производством рентгеновской техники, безусловно, несравнимы с предприятием по выпуску эндовидеотехники. А на полноценное развитие обоих направлений у предприятия в ту пору не хватало сил. На этом первый этап становления и развития «Электрона» был закончен. К этому времени предприятием были выпущены и поставлены в различные клиники России сотни эндотелевизионных и лапароскопических комплексов.

Сегодня научно-исследовательская производственная компания «Электрон» является лидером по разработке и производству рентгенодиагностического оборудования в России. С чего начиналось становление и развитие рентгеновского направления, я расскажу вам в следующем выпуске нашего сборника.

М. Б. Элинсон

Ю. А. Вейп,
А. И. Мазуров

УНИВЕРСАЛЬНЫЕ ЦИФРОВЫЕ ПРИЕМНИКИ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

На примере разработок фирмы «Электрон» рассмотрены три класса универсальных (динамических) цифровых приемников рентгеновских изображений, которые удовлетворяют потребностям как рентгенографии, так и рентгеноскопии. Сделан вывод о том, что приемники на РЭОПах, как представители вакуумной технологии, в ближайшем будущем будут заменены динамическими плоскостельными детекторами и детекторами «экран — объектив — ПЗС-матрица».

Универсальный приемник рентгеновских изображений — это приемник, который может работать как в режиме рентгеноскопии (динамический режим), так и в режиме рентгенографии (статический режим).

В течение XX столетия приемники для рентгеноскопии и рентгенографии развивались независимо, и только в конце века наметилась тенденция к их интеграции. Потребность в универсальных приемниках связана с необходимостью перехода полностью на цифровую технологию исследований при работе на телеуправляемых и хирургических аппаратах, ангиографах, а также системах для интервенционной рентгенологии. В процессе исследования на этих аппаратах переходят от рентгеноскопии к рентгенографии и обратно.

С разработкой в 80-х годах прошлого века цифровых запоминающих устройств и устройств вывода изображений на монитор на УРИ с РЭОП кроме рентгеноскопии стала возможной цифровая рентгенография, то есть их стали использовать как универсальные приемники. В настоящее время именно этот класс универсальных приемников используется в большинстве указанных выше аппаратов.

С целью снижения лучевой нагрузки на пациента и уменьшения смаза при рентгеноскопии подвижных органов используют просвечивание короткими импульсами, частоту которых можно регулировать. Зависимость между необходимым количеством информативных кадров (числом импульсов в секунду) и подвижностью просвечиваемых органов исследовал Herrman K. с сотрудниками [1].

Их исследования показали, что при флебографии достаточно частоты 2—3 кадр/с. Эта частота позволяет хорошо проследить динамику продвижения контрастного вещества. Для таких динамических процедур, как исследование прохождения бариевого глотка по пищеводу, достаточно 4...8 кадр/с. Во время почечной ангиографии и ангиографии подвздошных артерий использовалось просвечивание с частотой 3—6 кадр/с. При контроле положения катетеров, фистулографии, визуальном контроле пункций вполне было достаточно 3 кадр/с. По результатам их исследований составлена табл. 1, в которой приведены значения веса просвечиваний с различной частотой.

Т а б л и ц а 1. Удельный вес просвечиваний с различной частотой кадров

Частота, кадр/с	2...3	6	12	Более высокая частота	Непрерывное импульсное просвечивание
Удельный вес, %	74	11	1	12	2

Импульсная рентгеноскопия на телеуправляемых рентгенодиагностических комплексах, в состав которых входят УРИ-1,0М или УРИ-4,0М компании НИПК «Электрон», в целом подтверждает результаты работы [1].

В работе [1] приведена также доза облучения при импульсном просвечивании с различной частотой кадров в процентах от дозы при непрерывном просвечивании (табл. 2).

Т а б л и ц а 2. Доза облучения при импульсном просвечивании

Частота, кадр/с	Непрерывное просвечивание	12	6	3	3
% от дозы при непрерывном просвечивании	100	51	40	20	14,5

РЭОПы являются универсальными приемниками с ограниченным рабочим полем, что не позволяет использовать их для диагностики органов большого размера. Именно на этом классе приемников С. Нудельманом с сотрудниками [2] была принципиально доказана возможность построения полностью цифрового рентгеновского отделения, а также и целесообразность такого построения как с технической, так и экономической точек зрения.

Здесь следует отметить, что РЭОПы разрабатывались для нужд рентгеноскопии, главное требование которой, учитывая длительность просвечивания (до 5 мин), — максимальное снижение лучевой нагрузки (2...4 мкР/кадр в плоскости приемника) при получении удовлетворительного качества изображения движущихся органов. Поэтому для получения большой яркости на выходном экране РЭОПа коэффициент преобразования рентгеновских фотонов в световые составляет не менее 10^5 .

Для обеспечения высококачественного изображения в режиме рентгенографии допустимы дозы до 1 мР, то есть в 500 раз большие. Поэтому такого большого усилия в РЭОПе при рентгенографии не требуется. Таким образом, чтобы объединить функции рентгеноскопии и рентгенографии в одном приемнике, нужно создать приемник, обладающий очень широким динамическим диапазоном по входным дозам на кадр. В УРИ с РЭОП при выполнении цифрового снимка эту проблему можно решить путем уменьшения относительного отверстия объектива с помощью диафрагмы.

Однако у этой технологии построения цифровых приемников, кроме ограниченного рабочего поля, есть еще целый ряд существенных недостатков.

В приемниках 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 рожают световые фотоны, которые объективом переносятся на фотоэлектронный преобразователь изображения (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.

Известны попытки преодолеть проблему рентгенографии внутренних органов большого размера, создав РЭОП с требуемым рабочим полем. Так, фирма «Siemens» разработала РЭОП диаметром 570 мм. Однако вследствие технологических трудностей изготовления РЭОП таких диаметров и, следовательно, его высокой цены он был снят с производства. Фирма «Спектр-АП» предложила решение проблемы требуемого рабочего поля приемника последовательным позиционированием РЭОПа меньшего диаметра в 4-х квадрантах рабочего поля. Это решение нашло применение во флюорографах фирмы «Спектр-АП». Перспективность такого решения проблематична. Дело в том, что изображение каждого квад-

ранта фиксируется в разные моменты времени и, следовательно, метод малопригоден для рентгенографии движущихся органов. Необходимость высокоточного позиционирования детектора при механическом перемещении сильно усложняет конструкцию рентгеновского аппарата.

Из-за сложности, разнородности и гибридности электровакуумной конструкции РЭОПы всегда останутся детекторами с ограниченными рабочим полем и долговечностью. По ряду причин они 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 приемники, построенные по технологии «РЭОП—объектив — ПЗС-матрица», востребованы только в настоящий переходный период, поскольку удовлетворяют нуждам как рентгеноскопии, так и рентгенографии органов, изображение которых вписывается в рабочее поле РЭОПа размером до 360 мм.

НИПК «Электрон» разработала две модификации универсальных приемников на РЭОПах.

УРИ-1,0М разработаны на матрице $1K \times 1K$ и поставляются с РЭОПами от 9 до 16 дюймов, а УРИ-4,0М — на матрице $2K \times 2K$ с РЭОПами от 12 до 16 дюймов. Динамический диапазон этих УРИ в режиме рентгеноскопии — не менее 50, а в режиме рентгенографии — не менее 100.

Нормированная доза на снимок составляет не более 100 мкР при контрастной чувствительности не более 2%.

В УРИ предусмотрено 3 режима шумоподавления в зависимости от подвижности исследуемых органов, при которых обеспечивается отношение сигнал/шум 34 дБ (быстро двигающиеся органы), 36 дБ (средняя скорость) и 38 дБ — на неподвижных органах.

Входящие в состав УРИ автоматизированные рабочие места (АРМ) обеспечивают:

- ведение базы данных пациентов и исследований;
- выполнение записи снимков в режиме цифровой рентгенографии и записи серии кадров (фильма) при рентгеноскопии;
- регулировку яркости и контрастности, изменение диапазона отображаемых плотностей объекта (режим «окна»), увеличение/уменьшение изображения, γ -коррекцию;
- хранение результатов исследований и их передачу между рабочими местами, входящими в АРМ;
- архивирование записанных исследований на съемный диск;
- печать твердых копий изображений и документов;
- защиту и сохранность данных при сбоях.

Однако, несмотря на достоинства данных УРИ, они будут заменены безвакуумными универсальными приемниками, так как имеют два принципиальных недостатка. Эти УРИ базируются на электровакуумном РЭОПе, технология которого не совместима с современными тенденциями развития цифровой рентгентехники. Кроме того, размер их рабочего поля (≤ 360 мм) недостаточен для исследования гиперстеников и целого ряда крупных органов нормальных пациентов.

Рядом зарубежных фирм («Thales», «GE», «Toshiba», «Canon», «Shimadzu» и др.) уже разработаны безвакуумные универсальные приемники на плоских панелях.

Работы по созданию безвакуумного универсального приемника в компании «Электрон» ведутся по двум технологиям: создание динамических плоских панелей и детекторов «экран—объектив—ПЗС-матрица».

Первый класс разрабатывается по технологии «экран—объектив—ПЗС-матрица» (рис. 1). Создание динамического приемника этого класса стало возможным на базе высокоэффективных игольчатых экранов CsI, светосильного объектива и ПЗС-матрицы формата 3000×3000 с высокой квантовой эффективностью.

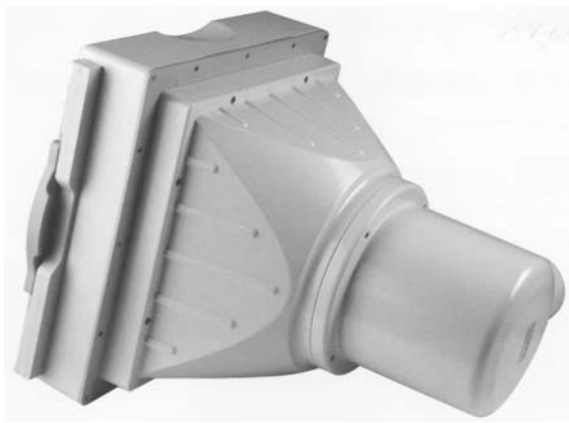


Рис. 1. Универсальный приемник «экран—объектив—ПЗС-матрица»

Эти детекторы легко адаптируются под конкретные применения путем замены компонентов (экран, объектив, фотопреобразователь). Так как они существенно дешевле динамических плоских панелей и сравнимы по цене с УРИ на РЭОПах большого диамет-

ра, то предполагается, что они заменят традиционные УРИ в большинстве рентгеновских аппаратов для общей рентгенологии.

В режиме импульсной рентгеноскопии приемник будет обеспечивать на рабочем поле 430×430 мм разрешающую способность 1000×1000 пикселей при дозах от 2,5 до 25 мкР на кадр в зависимости от частоты информативных импульсов. Частота информативных кадров в зависимости от исследуемого органа и рентгенологической методики изменяется вплоть до 30 кадр/с. Модификация приемника с рабочим полем 300×300 мм будет обеспечивать разрешающую способность 1500×1500 пикселей при частоте до 60 кадр/с. В режиме рентгенографии разрешающая способность приемников равна 3000×3000 пикселей.

Уже серийно производится универсальный приемник по технологии «экран—объектив—ПЗС-матрица» для телеуправляемых комплексов с рабочим полем 400×400 мм, который в динамическом режиме обеспечивает частоту 2...3 кадр/с. Эти комплексы успешно эксплуатируются в ряде стран ЕС (рис. 2).



Рис. 2. Телеуправляемый рентгенографический комплекс КРТ «Электрон» с цифровым приемником «экран—объектив—ПЗС-матрица»

Второй класс приемников разработан по технологии плоскопанельных детекторов с непрямым преобразованием (рис. 3). Эти приемники состоят из экрана CsI иглычатого типа, КМОП-сенсора и считывающей сигнал изображения электроники.

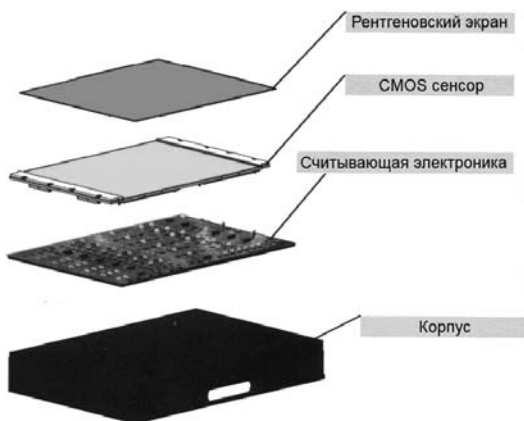


Рис. 3. Плоская панель непрямого преобразования

Разработано 5 модификаций приемника с рабочими полями 145×235 , 235×290 , 290×350 , 350×430 и 290×700 мм. Увеличение рабочего поля осуществляется методом сшивки базовой панели размером 120×145 мм (рис. 4). Размер пиксела базовой панели составляет 50 мкм. Квантовая эффективность приемников на пространственных частотах $0,1 \text{ мм}^{-1}$ при дозе 2,3 мкГр (для рентгеновского излучения со слоем половинного ослабления 7 мм Al) более 0,6. Приемники могут работать с частотой до 100 кадр/с.

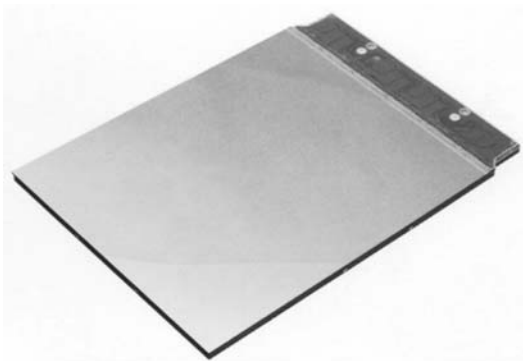


Рис. 4. Базовая панель приемника непрямого преобразования

Эти плоскопанельные приемники позволят создавать цифровые рентгеновские аппараты различных классов на уровне лучших мировых стандартов.

Литература

1. R. Herrman, T. Helmberger, R. Brawnschweig. Первый опыт импульсного просвечивания с управляемой сеткой // Медицинская визуализация.— 1997.— № 1.— С. 15—20.
2. Нудельман С. и др. Электронно-оптическая цифровая рентгенография // ТИИЭР.— 1982.— Т. 70.— № 7.— С. 14—48.

Summary

Three classes of multipurpose digital (dynamic) detectors developed by JSC Electron (Russia) are shown as examples of detectors meeting radiography and fluoroscopy requirements. The drawn conclusion is that X-ray Image Intensifiers based on vacuum technology will hereafter be replaced by dynamic flat panels or "screen-lens-CCD matrix" based detectors.

// Медицинская техника.— 2009.— № 5.— С. 37—39.

А. С. Афанасенко

КОМПЕНСАЦИЯ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ ПАЦИЕНТА В ПРОЦЕССЕ АНГИОГРАФИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

Рассмотрен способ повышения диагностической ценности рентгеновских снимков, получаемых в ходе ангиографического исследования. Изображения сосудов выделяются на снимке путем вычитания неподвижного фона, поэтому перемещения пациента в процессе исследования приводят к появлению нежелательных деталей на субтракционном снимке. Описаны существующие алгоритмы компенсации таких перемещений средствами цифровой обработки изображений. Предложены улучшения метода контрольных точек, позволяющие обрабатывать снимки со сложным движением.

Эффективным и широко применяемым методом медицинского исследования сердечно-сосудистой системы является цифровая субтракционная ангиография [1]. Сигналы, по которым строится изображение сосудов, могут быть получены средствами компьютерной или магнитно-резонансной томографии, а также с использованием рентгеновских трубок. В настоящей статье речь пойдет

о рентгеновской ангиографии, которая на сегодняшний день наиболее широко распространена и доступна для населения.

Методика ангиографического исследования заключается во введении рентгеноконтрастного вещества в сосудистое русло. При этом производится серия рентгенологических снимков, на которых отображается распространение контрастного вещества по сосудам пациента. Для исключения из изображения объектов, не имеющих диагностической ценности (в данном случае — скелета, мягких тканей), в начале исследования производится запоминание масочного изображения (снимка, сделанного до начала ввода контрастного вещества). В соответствии с законом Ламберта—Бера (интенсивность излучения, прошедшего через слой вещества, экспоненциально убывает с ростом концентрации этого вещества и толщины слоя) яркость масочного и текущего изображений можно приближенно записать в виде:

$$\begin{cases} M = I_0 e^{-\mu x}, \\ I = I_0 e^{-(\mu + \Delta\mu)x}, \end{cases} \quad (1)$$

где I , M — соответственно интенсивность текущего и масочного изображений, I_0 — интенсивность исходных лучей, μ — коэффициент линейного ослабления, x — толщина объекта, $\Delta\mu$ — изменение коэффициента ослабления при вводе контрастного вещества.

Путем логарифмирования обоих уравнений в (1) и вычитания маски из текущего изображения можно оценить $\Delta\mu$ с точностью до постоянного множителя:

$$\ln I - \ln M = -\Delta\mu x. \quad (2)$$

Изменение положения пациента в ходе рентгеновской съемки может затруднить диагностику, так как при этом вычитание маски, которая в действительности сдвинута относительно текущего снимка, вносит в результирующее изображение артефакты (рис. 1, б). Приведенные в статье рентгеновские снимки выполнены на ангиографическом рентгенодиагностическом комплексе АКР-ОКО производства ЗАО НИПК «Электрон».

Одним из путей ослабления этого нежелательного эффекта является компенсация движения, методология которой разрабатывается с 1980-х годов, преимущественно для систем машинного зрения и сжатия подвижных изображений. Задачей настоящей статьи является оценка преимуществ, недостатков и возможностей модификации современных алгоритмов компенсации движения в применении к субтракционной ангиографии.

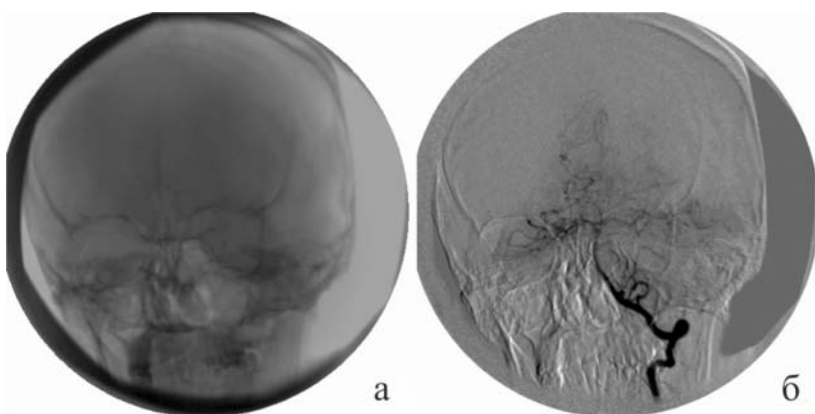


Рис. 1. Снимок, сделанный до введения контраста (а) и результат субтракции (б)

Фазовый метод. Рентгеновские изображения, формируемые в ангиографии, имеют ряд свойств, определяющих выбор тех или иных алгоритмов для их обработки. К этим свойствам относятся:

- невысокое отношение сигнал-шум, вызванное как необходимостью снижения лучевой нагрузки на пациента, так и процессом субтракции (разностный сигнал мал, шумы же, наоборот, усиливаются);

- различная яркость и контрастность снимков в пределах одной серии;

- наличие фрагментов, которые могут исчезать и появляться на изображении в процессе съемки;

- вариации характера изображений от слабо- до сильнотекстурированных.

Изменения изображения, являющиеся проекцией пространственных движений пациента на плоскость датчика, носят разнообразный характер и неизменно включают смещения, повороты и изменение масштаба.

В литературе по обработке подвижных изображений встречается ряд терминов, которыми обозначаются сходные задачи, связанные с измерением и компенсацией движения. Наиболее близкой к рассматриваемой ситуации является так называемая задача регистрации изображений. Она формулируется как нахождение взаимно-однозначного преобразования, ставящего в соответствие координаты точек, принадлежащих одним и тем же объектам, на двух или нескольких изображениях.

Наиболее простыми алгоритмами регистрации изображений являются те, в которых соответствие между изображениями ищется в виде линейного смещения. Среди них наилучшие результаты по точности и помехоустойчивости демонстрирует фазовый метод, основанный на следующем свойстве преобразования Фурье [2]:

$$F_2(\omega_x, \omega_y) = e^{-2\pi j(\omega_x \Delta x + \omega_y \Delta y)} F_1(\omega_x, \omega_y), \quad (3)$$

где F_1, F_2 — комплексные спектры двух сдвинутых друг относительно друга изображений, $[\Delta x, \Delta y]^T$ — вектор сдвига. Для поиска вектора сдвига рассчитывается функция

$$R(\omega_x, \omega_y) = \frac{F_1(\omega_x, \omega_y) F_2^*(\omega_x, \omega_y)}{|F_1(\omega_x, \omega_y)| |F_2(\omega_x, \omega_y)|}. \quad (4)$$

Обратное преобразование Фурье от R имеет максимум в точке с координатами $(\Delta x, \Delta y)$. При низком уровне шумов, близком сходстве изображений объектов и величине сдвига, кратной расстоянию между растровыми элементами, функция $F^{-1}\{R\}$ близка к дельта-функции.

Среди достоинств фазового метода — возможность селекции определенных пространственных частот, возможность достаточно точной оценки субпиксельного сдвига, пониженная чувствительность к изменениям яркости изображения (в отличие от градиентных и корреляционных методов) и пр. Также существует разновидность метода, позволяющая оценить не только линейное перемещение, но также поворот и масштабирование изображения [3] (для этого используется переход к полярной системе координат специального вида).

Тем не менее, чувствительность к изменению масштаба, «глобальный» характер оценки движения и сложности, возникающие при наличии на изображении неподвижных фрагментов, снижают ценность фазового метода для компенсации перемещений пациента на рентгеновских снимках (несмотря на упоминания в литературе о применении этого метода именно в субтракционной ангиографии [4]).

Метод контрольных точек. Распространенной практикой при регистрации изображений является сокращение числа точек, для которых ищется соответствие между изображениями. Это связано не только с необходимостью сокращения вычислительных затрат, но и с тем, что гладкие, слаботекстурированные участки изображения порождают аномальные ошибки при использовании большинства известных алгоритмов оценки движения. Используемые при

регистрации изображений контрольные точки должны иметь хорошую пространственную локализацию, что достигается при выполнении следующих условий [5]:

- окрестность контрольной точки должна иметь автокорреляционную функцию, быстро спадающую во всех направлениях;
- положение контрольной точки должно быть устойчивым к воздействию шумов и яркостных преобразований изображения.

Исследования различных авторов [2, 5, 6] показали, что этим требованиям в наибольшей степени удовлетворяют углы объектов, пересечения и изогнутые фрагменты контуров.

Последовательность операций по обработке изображения при использовании контрольных точек представлена на рис. 2.



Рис. 2. Алгоритм субтракции с регистрацией маски по контрольным точкам

После выбора контрольных точек оценивается смещение каждой точки по отношению к предыдущему (последующему) снимку. Для каждой точки возможен поиск наиболее близкой в некотором отношении точки на смежном снимке либо поиск по шаблону без учета расположения контрольных точек смежного снимка. В случаях, когда детектор контрольных точек работает с погрешностью (например, под влиянием шумов) и часть найденных точек могут в действительности не являться характерными элементами объек-

та интереса, предпочтение следует отдать второму способу. Для его использования выбирается небольшая окрестность вокруг контрольной точки на опорном снимке и в заданных пределах ищется наилучшим образом соответствующая ей окрестность такого же размера на текущем снимке. Критерием сравнения может быть евклидово расстояние, взаимная информация, коэффициент корреляции и др.

Модель движения может быть задана параметрическим или непараметрическим образом. Среди параметрических моделей чаще всего используются следующие геометрические преобразования (рис. 3).

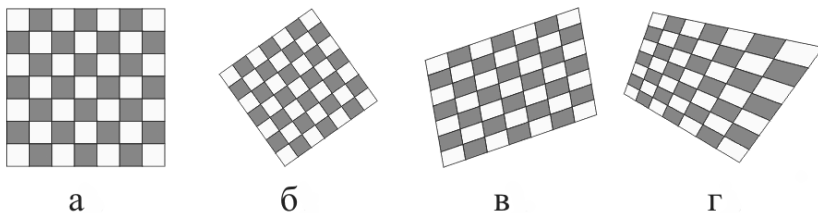


Рис. 3. Исходный двумерный объект (а) и его преобразования: «жесткое» (неотражающее подобие) (б), аффинное (в) и проекционное (г)

Наиболее общим является проекционное преобразование, требующее вычисления 9 коэффициентов. Для него формулы расчета координат точки записываются в виде

$$\begin{bmatrix} u & v & w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x & y & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ a_4 & a_5 & a_6 \\ a_7 & a_8 & a_9 \end{bmatrix}, \quad \begin{bmatrix} x' & y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u & v \end{bmatrix} / w, \quad (5)$$

где x, y — исходные координаты точки, x', y' — координаты после преобразования, u, v, w — так называемые однородные координаты.

Аффинное преобразование не требует вычисления однородных координат и записывается в виде

$$\begin{bmatrix} x' & y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x & y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ a_4 & a_5 & a_6 \end{bmatrix}. \quad (6)$$

Оно допускает произвольную комбинацию параллельных переносов, поворотов и растяжений по каждой координате.

Неотражающее подобие является частным случаем аффинного преобразования, но допускает только равномерное масштабиро-

ние по обеим координатам. За счет этого число параметров модели уменьшено с 6 до 4:

$$\begin{bmatrix} x' & y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x & y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ -a_2 & a_1 & a_6 \end{bmatrix}. \quad (7)$$

В ряде случаев, при условии, что в поле снимка попадают лишь костные ткани и неподвижные органы пациента, «жесткая» модель вполне адекватно описывает изменения на изображении. Аффинная и проекционная модели имеют более сложную форму, но, как и неотражающее подобие, не могут адекватно описать сложные пространственные перемещения пациента (например, повороты в плоскости, перпендикулярной плоскости датчика изображения). Тем не менее, их использование отчасти позволяет учитывать такое пространственное движение (за счет большего числа параметров модели).

Для идентификации параметрических моделей разработано большое число алгоритмов регрессионного анализа. Задача регистрации изображений по своей сути плохо обусловлена, под действием аномальных погрешностей, присущих измерению смещений контрольных точек, могут возникнуть сколь угодно большие отклонения в оценках параметров модели. Поэтому задача выявления и отбраковки ненадежных данных должна решаться в процессе идентификации модели. В настоящее время известны различные алгоритмы робастной регрессии, среди которых достаточно эффективным и не требующим существенных вычислительных затрат является алгоритм RANSAC (от англ. RANdom SAMple Consensus — согласование случайных выборок) [7]. RANSAC обеспечивает статистически обоснованную оценку параметров произвольной модели для заданной вероятности появления аномальных погрешностей исходных данных.

Далее в описываемой схеме субтракции следует процедура применения обратного геометрического преобразования и вычитание преобразованной маски.

На рис. 4 приведен пример, который демонстрирует частичное удаление артефактов движения при субтракции с компенсацией движения по методу контрольных точек.

Главные преимущества метода контрольных точек — это высокая скорость работы (движение оценивается в ограниченном наборе точек), алгоритмическая гибкость (возможно использовать различные алгоритмы как для выделения контрольных точек, так и для оценки смещений в них). К недостаткам следует отнести необходимость отбраковки аномальных смещений, неизбежно возникающих при регистрации малоконтрастных и зашумленных снимков.

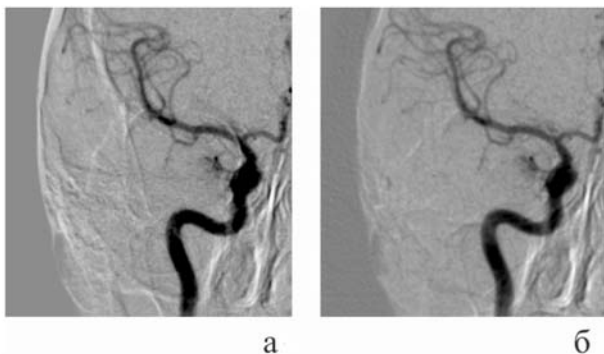


Рис. 4. Результаты субтракции без компенсации движения (а) и с использованием модели движения «неотражающее подобие» (б)

Учет неоднородности движения по полю снимка. Среди рассмотренных моделей глобального движения даже наиболее сложная 9-параметрическая модель адекватно описывает проекцию пространственного перемещения пациента лишь в некоторых частных случаях. Типичной ситуацией, когда на снимке присутствуют несколько объектов, перемещающихся по-разному, и адекватность модели нарушается, является субтракционная ангиография сосудистой системы ног (рис. 5).

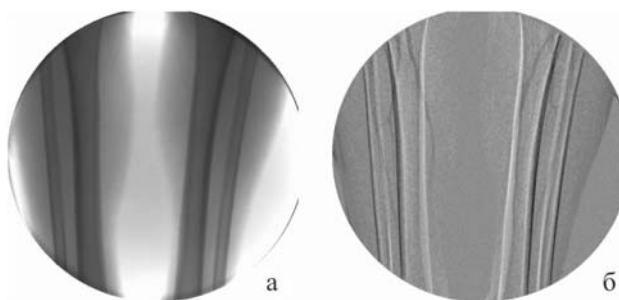


Рис. 5. Маска (а) и субтракционное изображение (б) при обследовании ног

Для расширения возможностей по компенсации перемещений в снимке методом контрольных точек возможно два принципиально различных подхода:

— сегментация снимка на отдельные органы с идентификацией модели движения для каждого органа в отдельности;

— замена параметрической модели на векторное поле произвольной структуры, которое строится непосредственно по результатам измерения смещений в каждой контрольной точке.

В первом случае сохраняется устойчивость оценки движения к аномальным смещениям, так как для каждой локальной модели используется статистический вывод. Однако сама сегментация снимка является нетривиальной задачей, требующей вычислительных затрат. Во втором случае устойчивость к шумам и помехам потенциально более низка, но адекватность метода сохраняется для большего числа возможных видов перемещения пациента.

Выводы. Компенсация движения в субтракционной ангиографии позволяет повысить диагностическую ценность рентгеновских снимков. Предложено использовать метод контрольных точек для устранения артефактов, вызванных смещениями, поворотами и приближением/удалением исследуемого органа от рентгеновского датчика в процессе исследования. Данный метод, в отличие от фазового, позволяет получить программную реализацию для работы в реальном масштабе времени с изображениями размером $1024 \times 1024 \times 16$ бит. Тестирование алгоритма на реальных сериях ангиографических снимков показало, что простые модели двумерного движения могут применяться при субтракции в тех случаях, когда просвечиваемый орган имеет жесткую структуру (например, голова) и является единым целым, чтобы ко всей площади изображения было обосновано применение единой модели движения.

Для тех случаев, когда перемещение различных органов на снимке нельзя считать однородным, требуются более сложные модели движения, структура которых адаптируется к структуре изображений. Механизм такой адаптации является предметом для дальнейших исследований.

Литература

1. *Климов В. П.* Ротационная ангиография аортокоронарных шунтов и коронарных артерий / Ред. В. М. Ключев.— М.: Каллиграф, 2006.— 109 с.
2. *Zitova B., Flusser J.* Image registration methods: a survey / *Image and Vision Computing* 21 (2003).— P. 977—1000.
3. *Reddy B. S., Chatterji B. N.* An FFT-based technique for translation, rotation and scale-invariant image registration / *IEEE Transactions on Image Processing*.— 1996.— No. 5.— P. 1266—1271.
4. *Hemmendorff M., Andersson M. T., and Knutsson H.* Phase-based image motion estimation and registration / in *Proceedings of the IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*.— 1999.— P. 3345—3348.

5. Schmid C., Mohr R. and Bauckhage C. Evaluation of Interest Point Detectors / International Journal of Computer Vision.— 2000.— № 37(2).— P. 151—172.

6. Zhu Q., Whu B., and Wan N. A filtering strategy for interest point detecting to improve repeatability and information content / Photogrammetric Engineering and Remote Sensing.— 2007.— № 73 (5).— P. 547—553.

7. Fischler M. A. Random sample consensus: A paradigm for model fitting with application to image analysis and automated cartography / Communications of the ACM.— 1981.— № 24(6).— P. 381—395.

8. Meijering E. H. W., Zuiderveld K. J., Viergever M. A. Image registration for digital subtraction angiography / International Journal of Computer Vision.— 1999.— № 31.— P. 227—246.

// Биотехносфера.— № 4 (10), 2010.— С. 16—19.

**А. И. Мазуров,
Н. Н. Потрахов**

ВОЗМОЖНОСТИ И ОГРАНИЧЕНИЯ МИКРОФОКУСНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ В МЕДИЦИНЕ

Рассмотрены технические возможности микрофокусной рентгенографии с геометрическим увеличением просвечиваемого объекта. Указаны параметры и характеристики, которые ограничивают области ее применения в медицинской диагностике. Названы разделы рентгенологии, где микрофокусная рентгенография имеет преимущества перед контактной съемкой.

Микрофокусная рентгенография с увеличением занимает промежуточное положение между классической (контактной) рентгенографией и рентгеновской микроскопией. Как любая техническая дисциплина, находящаяся на стыке двух других, микрофокусная рентгенография имеет свои возможности, ограничения и области применения. Например, если при контактной съемке фокусное пятно рентгеновской трубки относительно мало влияет на пространственную разрешающую способность аппарата (особенно для тонких объектов и больших расстояний «рентгеновский источник—детектор») и главное влияние оказывает разрешение детектора, то в рентгеновской микроскопии размер фокуса играет главную роль в разрешении микроструктур.

Вероятно, в микрофокусной рентгенографии результирующее разрешение будет определяться обоими факторами приблизительно равнозначно.

Другие параметры и характеристики будут также занимать промежуточное положение между контактной съемкой и микроскопией. Для медицинской диагностики наибольший интерес представляет сравнение микрофокусной рентгенографии с контактной съемкой. Этому сравнению и посвящена настоящая статья.

Идеальный аппарат

Под идеальным будем понимать аппарат, который имеет точечный размер фокуса рентгеновской трубки, и приемник, параметры которого ограничиваются фотонным шумом. В этом случае минимальный размер обнаруживаемой детали определяется по формуле А. Роуза (A. Rose) [1]:

$$l = \frac{\sqrt{2\Psi_{\Pi}}}{Km_0\sqrt{AD}}, \quad (1)$$

где Ψ_{Π} — пороговое отношение сигнал/шум, D — доза на входе детектора, A — пересчетный коэффициент, зависящий от энергетического спектра рентгеновских фотонов, K — контраст детали.

Из соотношения (1) следует, что размер обнаруживаемой детали обратно пропорционален ее увеличению. Например, если исследуемый объект передавать с увеличением $m_0 = 2$, то в изображении будут обнаруживаться детали в 2 раза меньшего размера по сравнению с контактной съемкой.

Соотношение (1) можно переписать в виде

$$D = \frac{2\Psi_{\Pi}^2}{Am_0^2(l \cdot K)^2}. \quad (2)$$

Из соотношения (2) следует, что доза, требуемая в плоскости идеального детектора для обнаружения квадратной детали размером l с контрастом K , обратно пропорциональна квадрату увеличения. Поэтому при одинаковом качестве изображения на снимке с увеличением фон будет значительно светлее, чем при контактной съемке, что подтверждает практика микрофокусной рентгенографии. Таким образом, рентгенография с увеличением имеет большие возможности как по увеличению пространственного разрешения, так и снижению дозы в плоскости приемника.

Реальный микрофокусный аппарат

1. Возможности. Реальные микрофокусные аппараты имеют конечные размеры фокусного пятна рентгеновской трубки f и ограниченную пространственную разрешающую способность приемни-

ка R_{Π} . При съемке исследуемый объект может двигаться со скоростью V . В этих случаях оценить выигрыш в пространственной разрешающей способности аппарата R_{Σ} при съемке с увеличением можно по соотношению [2]:

$$R_{\Sigma} = R_{\Pi} \frac{m_0}{\sqrt{1 + (m_0 - 1)^2 (fR_{\Pi})^2 + m_0^2 (Vt_{\circ} R_{\Pi})^2}}, \quad (3)$$

где $t_{\circ}$ — время экспозиции.

Увеличение разрешающей способности будем вычислять по отношению к разрешающей способности при контактной съемке, когда $m_0 = 1$. Тогда для подвижного объекта выигрыш составит

$$\eta_{R_{\Sigma}}^{\Pi} = \frac{\sqrt{1 + (Vt_{\circ} R_{\Pi})^2}}{\sqrt{1 + (m_0 - 1)^2 (fR_{\Pi})^2 + m_0^2 (Vt_{\circ} R_{\Pi})^2}}, \quad (4)$$

а для неподвижного

$$\eta_R^H = \frac{m_0}{\sqrt{1 + (m_0 - 1)^2 (fR_{\Pi})^2}}. \quad (5)$$

На рис. 1 представлены построенные по соотношению (5) зависимости выигрыша в разрешающей способности от увеличения объекта при различных значениях произведений fR_{Π} .

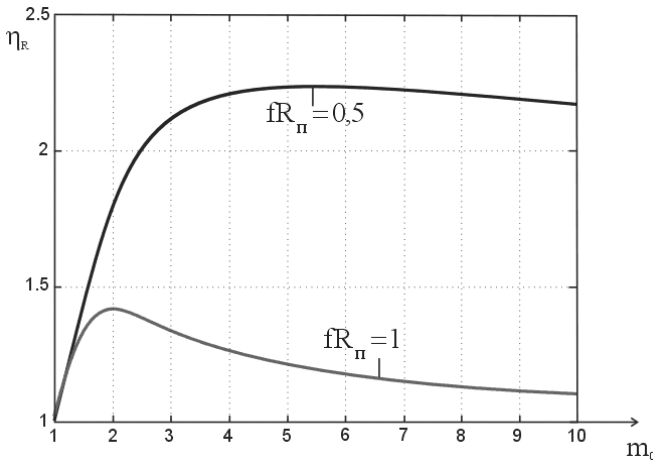


Рис. 1. Зависимость выигрыша в разрешающей способности от увеличения объекта

Из рис. 1 следует, что в реальных системах в отличие от идеальной имеет место оптимальное увеличение, при котором пространственное разрешение микрофокусного аппарата максимально. Пространственное разрешение оптимально при увеличении объекта:

$$m_0 = \frac{(fR_{\Pi})^2 + 1}{(fR_{\Pi})^2}. \quad (6)$$

При оптимальном увеличении разрешающая способность микрофокусного аппарата равна

$$R_{\Sigma} = \sqrt{R_{\Pi}^2 + \left(\frac{1}{f}\right)^2} = R_{\Pi} \sqrt{m_{\text{опт}}}. \quad (7)$$

Из кривых рис. 1 также видно, что микрофокусные аппараты имеют большую глубину резкости, их разрешающая способность больше разрешения детектора R_{Π} не только при оптимальном увеличении, а по всем слоям просвечиваемого объекта. Это объясняет тот экспериментально установленный факт, что на снимках микрофокусных аппаратов наблюдается больше мелких деталей, чем на контактных снимках аппаратов с большими фокусными пятнами, то есть возрастает количество обнаруживаемых деталей в единице объема исследуемых органов.

Из соотношения (5) можно определить диапазон увеличений, при которых для неподвижных объектов разрешающая способность аппарата будет равна (на краях диапазона) или превышать в остальном диапазоне разрешающую способность приемника.

$$m(R_{\Sigma} \geq R_{\Pi}) = \frac{(fR_{\Pi})^2 + 1}{fR_{\Pi} - 1}. \quad (8)$$

В таблице представлен этот диапазон для различных значений fR_{Π} .

fR_{Π}	6	4	2	1
m	1—1,06	1—1,13	1—5,0	1— ∞

Таким образом, при $fR_{\Pi} \leq 1$ для неподвижных объектов глубина резкости аппарата не ограничивается.

Микрофокусные аппараты с геометрическим увеличением могут работать в режиме линейного фазового контраста [3]. В этом случае на изображение в проходящих лучах накладывается изображение в лучах, отраженных границами раздела сред с разными показателями преломления (рис. 2).

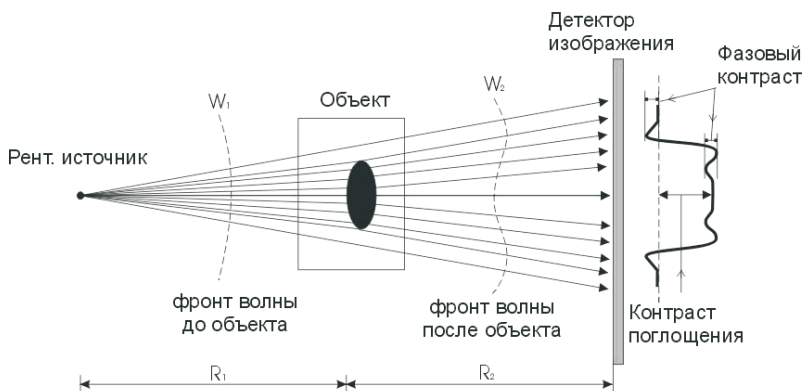


Рис. 2. Принцип съемки с получением линейного фазового контраста

Эти изображения интерферируют, что обуславливает эффект подчеркивания границ. В ряде случаев линейный фазовый контраст увеличивает диагностическую информативность изображения. Например, в маммографии обнаруживаются более мелкие микрокальцинаты. Для получения фазового контраста необходимо соблюсти два условия. Чтобы произошла интерференция изображений, они должны быть пространственно когерентны. Кроме того, необходимо обеспечить увеличение, когда фазовый контраст максимален. При контактной съемке линейный фазовый контраст не возникает, а при чрезмерных увеличениях оконтуриваемые детали деградируют и теряют сходство с оригиналом.

Микрофокусные источники рентгеновских аппаратов имеют небольшие габариты, вес и потребляют существенно меньше электроэнергии.

2. Ограничения. Главная проблема, ограничивающая область применения микрофокусной рентгенографии, состоит в малой мощности существующих рентгеновских трубок. Поэтому основной путь в расширении области применения микрофокусной рентгенографии состоит в увеличении интенсивности рентгеновского излучения в плоскости детектора. Существует целый ряд возможностей достижения этого результата: разработка более мощных трубок с вынесенным массивным анодом, а также вращающимися композиционными анодами; создание принципиально новых конструкций трубок (плазменных, лазерных, с анодом из жидкого металла [3]); увеличение анодного напряжения свыше 150 кВ [4]; уменьшение расстояния «фокус трубки—детектор» (фокусного расстояния).

Отметим, что минимально возможное фокусное расстояние F ограничивается соотношением

$$F = \frac{Zm_0}{\Delta}, \quad (9)$$

где Z — толщина просвечиваемого объекта, m_0 — оптимальное геометрическое увеличение, Δ — масштабные искажения.

Как рекомендует В. В. Дмоховский [5], масштабные искажения не должны превышать 25 %.

Область возможного применения микрофокусных аппаратов ограничивается также максимально возможными размерами и толщиной просвечиваемых органов. С их помощью для многих органов нельзя делать обзорные снимки, которые, например, для передачи всей грудной клетки должны иметь 430×430 мм.

Как указывает А. Ю. Васильев [6], «микрофокусная рентгенография с прямым увеличением является по своей сути прицельной рентгенографией и должна использоваться, главным образом, как дополнение к стандартным съемкам».

Максимально допустимую толщину исследуемых органов можно вычислить из соотношения (9) при заданном фокусном расстоянии F и оптимальном увеличении m_0 .

Поскольку движение просвечиваемых органов пациента подавляет высокочастотный спектр пространственных частот изображения, при движении разрешение мелких структур всегда ухудшается. Особенно критична к подвижности исследуемых органов микрофокусная рентгенография.

Используя соотношения (3), (6), (7), можно вычислить разрешающую способность аппарата для подвижного органа при его оптимальном увеличении:

$$R_{\Sigma}^{\Pi} = \frac{R_{\Pi} \sqrt{m_{\text{опт}}}}{\sqrt{1 + R_{\Sigma}^2 m_{\text{опт}} (Vt)^2}} = \frac{R_{\Sigma}^{\text{H}}}{\sqrt{1 + (R_{\Sigma}^{\text{H}} Vt)^2}}, \quad (10)$$

где R_{Σ}^{H} — разрешающая способность аппарата для неподвижного объекта.

На рис. 3 показаны зависимости снижения разрешающей способности аппарата при увеличении времени экспозиции.

Расчеты показали, что подвижность объектов сводит на нет выигрыш в разрешении от геометрического увеличения при выдержках более 50 мс. К сожалению, возможности использования коротких выдержек ограничиваются мощностью излучателей. Поэтому применение микрофокусной рентгенографии ограничивается исследованием неподвижных и малоподвижных органов.

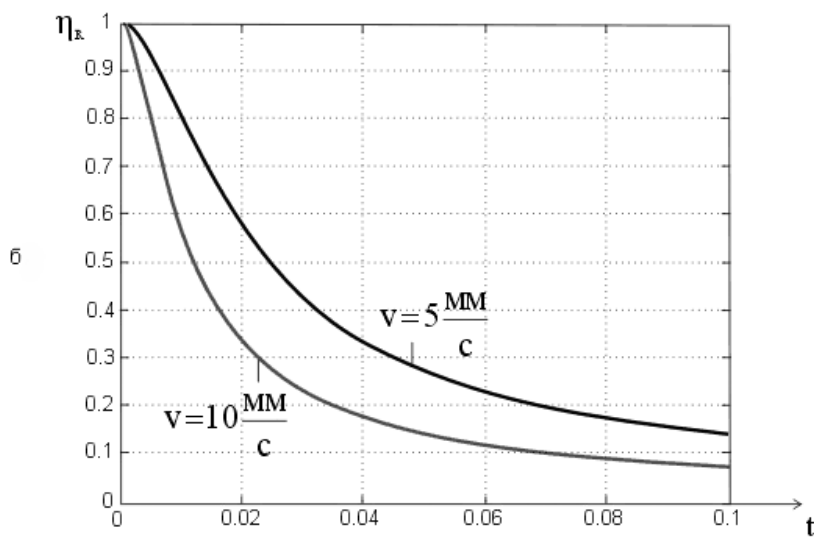
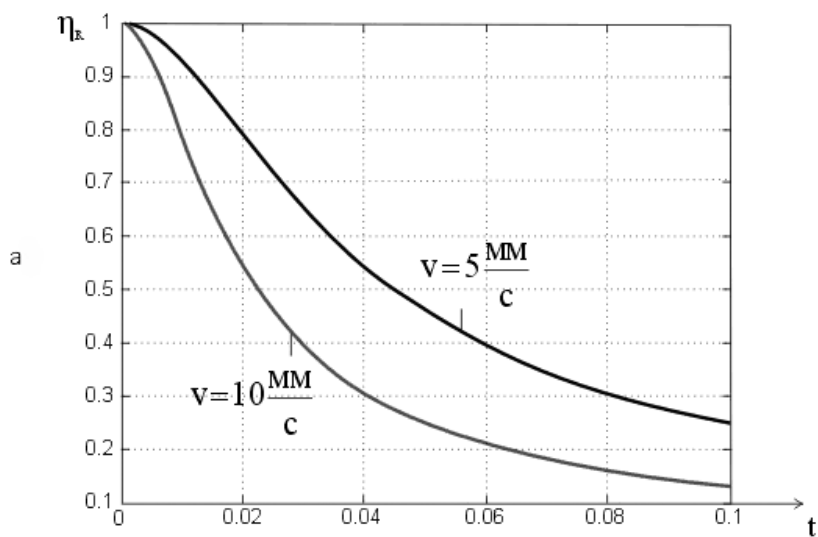


Рис. 3. Снижение разрешающей способности аппарата при увеличении времени экспозиции: а — $R_{\Pi} = 3,5$, $m_{\text{опт}} = 5$; б — $R_{\Pi} = 10$, $m_{\text{опт}} = 2$

Области применения. Несмотря на отмеченные ограничения, микрофокусные аппараты находят широкое применение в целом ряде областей медицинской рентгенологии, и круг их применения непрерывно расширяется.

Микрофокусная рентгенография активно внедряется в исследования опорно-двигательного аппарата [6]. Здесь ее возможности трудно переоценить, так как травматизм занимает третье место в общей заболеваемости населения, а на долю рентгенографии при заболеваниях опорно-двигательного аппарата приходится 63,4 % всех интроскопических исследований [6].

Создан ряд микрофокусных аппаратов для стоматологии и челюстно-лицевой хирургии [4].

Маммографы всех ведущих фирм в этой области рентгеновского аппаратостроения снабжены приставками для прицельной съемки с увеличением около 2-х крат. Для прицельной съемки используется малый фокус трубок размером не более 0,1 мм.

По мнению авторов, микрофокусные аппараты могут найти применение в детской рентгенологии, главным образом, детей младшего возраста, в ветеринарии и фармакологии при испытаниях лекарств на животных. Круг их применения будет расширяться по мере увеличения мощности рентгеновских источников.

Дальнейшее расширение диагностических возможностей и, соответственно, областей применения микрофокусной рентгенографии может быть связано с использованием линейного фазового контраста.

Заключение

Методика рентгенографии с геометрическим увеличением до 10 раз имеет хорошие перспективы развития. Высокий информационный индекс и низкий радиационный фон, малые габариты, вес и потребляемая мощность обеспечивают возможность применения микрофокусной рентгенологии не только в рентгеновских отделениях, но и в незащищенных от радиации помещениях (палатах, стоматологических кабинетах и др.), а также в нестационарных и полевых условиях. Но основное ее назначение — прицельная рентгенография неподвижных и малоподвижных органов в аппаратах различных классов.

Литература

1. Роуз А. Зрение человека и электронное зрение. — М.: Мир, 1977.
2. Блинов Н. Н., Мазуров А. И. Разрешающая способность систем воспроизведения рентгеновских изображений // Медицинская техника. — 2000. — № 5. — С. 12—15.

3. *Shu-Ang Zhou, Anders Brahme*. Development of phase-contrast X-ray imaging techniques and potential medical applications // *Physica Medica*.— 2008.— 24.— P. 129—148.

4. *Потрахов Н. Н.* Микрофокусная рентгенография в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии.— СПб: ИПЦ ГЭТУ, 2006.

5. *Дмоховский В. В.* Основы рентгентехники.— М.: Медгиз, 1960.

6. *Васильев А. Ю.* Рентгенография с прямым многократным увеличением в клинической практике.— М.:ИПТК «ЛОГОС», 1998.

// Биотехносфера.— 2010.— № 4.— С. 2—23.

**А. И. Мазуров,
Н. Н. Потрахов**

МИКРОФОКУСНАЯ РЕНТГЕНОГРАФИЯ В МЕДИЦИНЕ

Рассмотрены технические возможности микрофокусной рентгенографии в медицине. Названы разделы рентгенологии, где микрофокусная рентгенография имеет преимущества перед контактной съемкой. Указаны параметры и характеристики, которые ограничивают области ее применения в медицинской диагностике.

Микрофокусная рентгенография с увеличением занимает промежуточное положение между контактной рентгенографией и рентгеновской микроскопией. Как любая техническая дисциплина, находящаяся на стыке двух других, рентгенография с использованием рентгеновских трубок с фокусными пятнами менее 0,1 мм и увеличениями более двух раз имеет свои возможности, ограничения и области применения.

Первые попытки получения рентгенограмм с увеличением изображений в рентгеновском пучке были предприняты еще в 1925 году [1]. Они дали отрицательный результат из-за большой геометрической нерезкости изображения, которая была обусловлена фокусными пятнами более 1 мм. С появлением в 50-х годах прошлого века трубок с фокусными пятнами 0,3 мм и менее интерес к рентгенографии с увеличением возродился [2, 3]. Было показано, что на увеличенных изображениях появляются новые детали и возрастает контраст. Но малая мощность микрофокусных трубок, ограниченное поле зрения и динамическая нерезкость не позволили улучшить этой методике исследования широкого применения.

Разработка более мощных микрофокусных трубок и внедрение в рентгентехнику цифровых технологий позволили вновь обра-

таться к съемке с прямым увеличением [1, 4, 5]. Возможностям, ограничениям и областям применения микрофокусной рентгенографии на современном этапе развития рентгентехники и посвящена настоящая статья.

Разрешающая способность. Общепринято разрешающую способность рентгеновских аппаратов при контактной съемке рассчитывать по суммарной нерезкости изображения без учета увеличения исследуемых органов. Такая методика для микрофокусной рентгенографии неприемлема. С учетом увеличения разрешающую способность аппарата R_{Σ} необходимо рассчитывать по соотношению [6]

$$R_{\Sigma} = R_n \frac{m}{\sqrt{1 + (m-1)^2 (fR_n)^2 + m^2 (VtR_n)^2}}, \quad (1)$$

где R_n — разрешающая способность приемника, m — увеличение просвечиваемого объекта, f — размер фокусного пятна трубки, V — скорость перемещения изображения по входной плоскости приемника, t — время экспозиции.

Анализ соотношения (1) позволяет сделать следующие выводы. Для случая неподвижного объекта ($V = 0$)

$$R_{\Sigma} = R_n \frac{m}{\sqrt{1 + (m-1)^2 (fR_n)^2}}. \quad (2)$$

Из соотношения (2) следует, что максимальная разрешающая способность аппарата будет при увеличении

$$m_{\text{опт}} = \frac{(fR)^2 + 1}{(fR_n)^2}. \quad (3)$$

Зависимость $m_{\text{опт}}$ от произведения fR_n представлена на рис. 1.

Из рис. 1 видно, что в микрофокусной рентгенографии произведение изменяется от 0,3 до 1,0. Чем меньше произведение, тем больше оптимальное увеличение. При этом, в соответствии с требованиями к разрешающей способности аппаратов, для общей рентгенографии разрешающая способность R_n должна быть не менее 3,5 пер/мм, а для маммографии 10 пер/мм.

Критерий fR_n позволяет судить о классе рентгеновского аппарата. Если $fR_n > 2$, то аппарат предназначен для контактной съемки, а если $fR_n < 0,3$, то для рентгеновской микроскопии. Промежуточную нишу ($fR_n = 0,3 \div 2$) занимает микрофокусная рентгенография.

При оптимальном увеличении неподвижного органа разрешающая способность микрофокусного аппарата равна

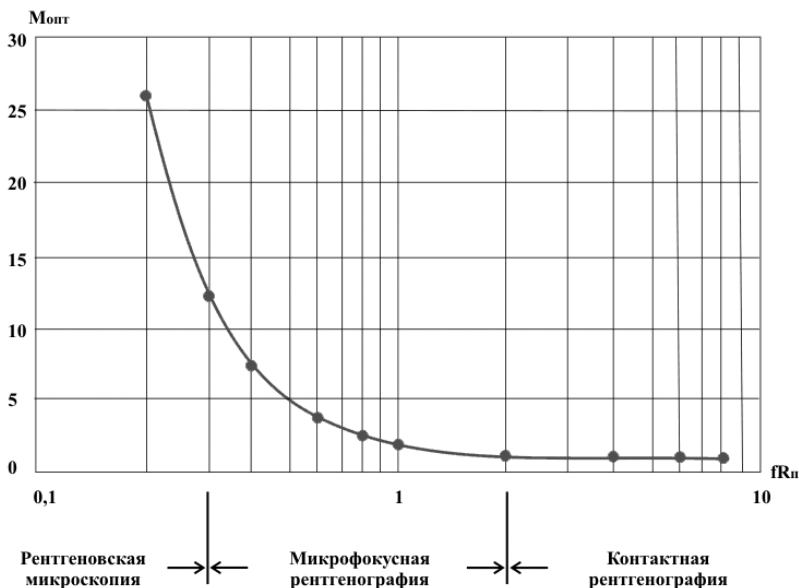


Рис. 1. Зависимость оптимального увеличения от произведения fR_n .

$$R_{\Sigma} = \sqrt{R_n + \left(\frac{1}{f}\right)^2} = R_n \sqrt{m_{opt}}. \quad (4)$$

Поскольку движение просвечиваемых органов пациента подавляет высокочастотную часть спектра пространственных частот изображения, при движении разрешение мелких структур всегда ухудшается.

Используя соотношения (2), (3), (4), можно вычислить разрешающую способность аппарата R_{Σ}^n для подвижного органа при его оптимальном увеличении.

$$R_{\Sigma}^n = \frac{R_{\Sigma}}{\sqrt[3]{1 + (R_{\Sigma} V t)^2}} = \frac{R_n \sqrt{m_{opt}}}{\sqrt[3]{1 + m_{opt} (R_n V t)^2}}. \quad (5)$$

В соотношении (5) регулируемым параметром является время экспозиции t , чем оно меньше, тем выше разрешение.

На рис. 2 показана зависимость снижения разрешающей способности аппарата при увеличении времени экспозиции. Из рис.2 видно, что подвижность объектов сводит на нет выигрыш в разрешении от увеличения при выдержках более 50 мс. К сожалению, возможности использования коротких выдержек ограничиваются

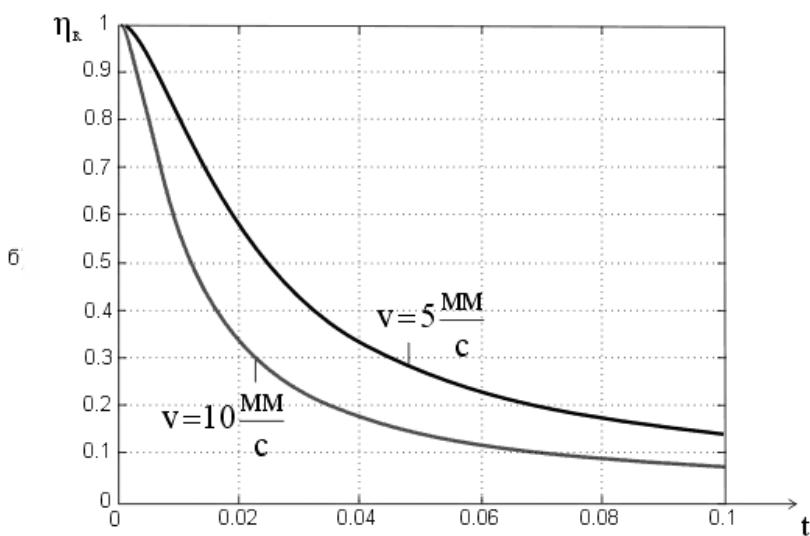
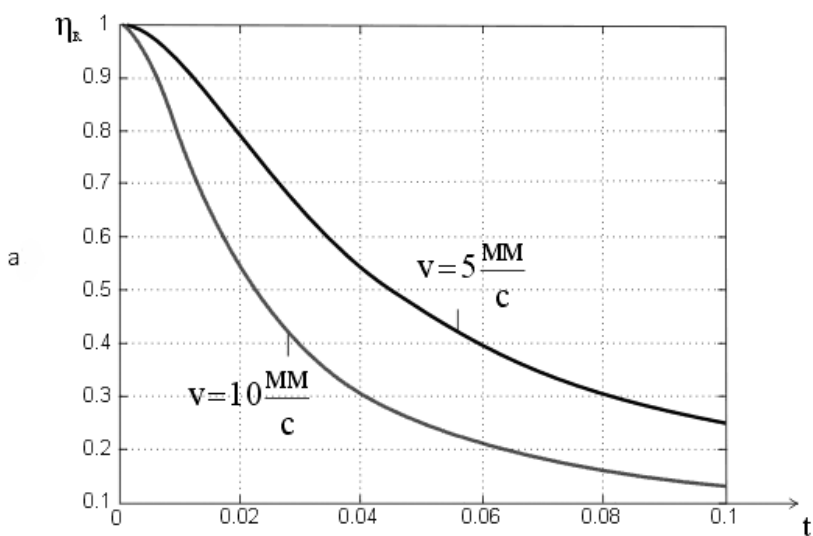


Рис. 2. Снижение разрешающей способности аппарата при увеличении времени экспозиции: а — $R_{\Pi} = 3,5$, $m_{\text{онт}} = 5$; б — $R_{\Pi} = 10$, $m_{\text{онт}} = 2$

мощностью излучателей. Поэтому микрофокусная рентгенография применяется при исследовании неподвижных и малоподвижных органов.

Глубина резкости. Диапазон увеличений, при котором разрешающая способность не опускается ниже, будем считать глубиной резкости аппарата.

Математически это условие можно записать в виде

$$m \leq \frac{(fR_n)^2 + 1}{(fR_n)^2 - 1}. \quad (6)$$

Расчет по соотношению (6) для $fR_n = 1$ ($f = 0,1$ мм, $R = 10$ пер/мм) и $fR_n = 4,2$ ($f = 1,2$ мм, $R = 3,5$ пер/мм) показывает, что глубина резкости микрофокусного аппарата не ограничивается, в то время как для второго аппарата глубина резкости ограничена увеличением $m = 1,12$, больше которого разрешающая способность R_Σ будет меньше R_n .

Таким образом, в микрофокусных аппаратах разрешающая способность приемника реализуется полностью по всему объему просвечиваемого объекта. Это объясняет тот экспериментально установленный факт, что на рентгенограммах микрофокусных аппаратов наблюдается больше мелких деталей, чем на контактных снимках аппаратов с большими фокусными пятнами, то есть возрастает количество обнаруживаемых деталей в единице объема исследуемых органов.

Геометрия съемки. При выборе расстояния «фокусное пятно трубки—приемник» (фокусного расстояния F) для микрофокусных аппаратов и аппаратов для контактной съемки необходимо исходить из разных условий. Большая глубина резкости микрофокусных аппаратов позволяет минимизировать F с целью увеличения интенсивности излучения в плоскости приемника. В этом случае при выборе F необходимо исходить из допустимых масштабных искажений Δ (рис. 3):

$$\Delta = \frac{m_{\max} - m_{\min}}{m_{\min}} = \frac{Z}{F - a_{\max}}, \quad (7)$$

где Z — толщина просвечиваемого объекта.

Так как $m_{\max} = F / (F - a_{\max})$, то из (7) имеем

$$F = \frac{m_{\max} \cdot Z}{\Delta}. \quad (8)$$

Приведем пример. В современных маммографах $m_{\max} \approx 2$, $Z_{\max} = 8$ см, а масштабные искажения $\Delta \leq 0,25$. Тогда $F = 64$ см, что

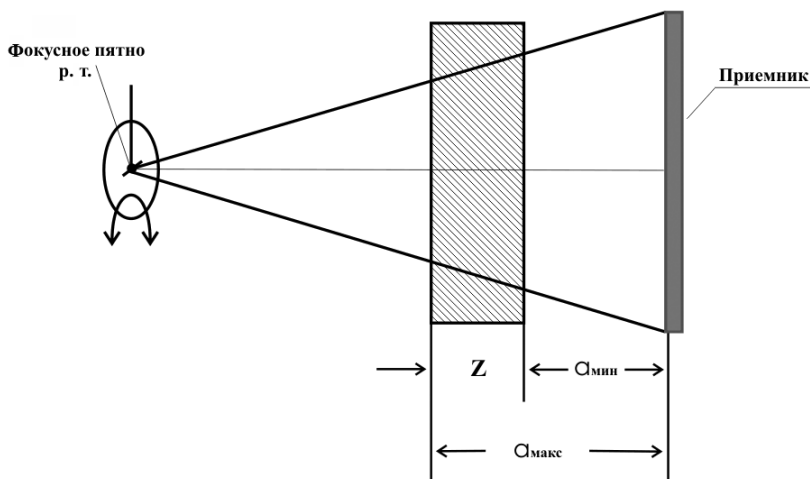


Рис. 3. К определению фокусных расстояний. Z — толщина объекта

имеет место в современных конструкциях маммографов. Если $\Delta > 0,25$, то на рентгенограммах возникают непривычно большие масштабные искажения и искажения формы трехмерных деталей. Так, теневое изображение шарообразных деталей будет иметь форму круга только для деталей, расположенных на центральном луче. Все другие шарообразные детали будут иметь форму овала, тем более вытянутого, чем дальше деталь отстоит от главного луча. Более того, детали в разных плоскостях, перпендикулярных центральному лучу, но расположенные на прямых, параллельных этому лучу, на изображении будут смещены относительно друг друга. Эти искажения при недостаточном опыте рентгенолога в ряде случаев могут толковаться как патологические изменения.

Из-за разного увеличения деталей, расположенных в плоскостях, перпендикулярных центральному лучу, возникает эффект геометрической перспективы, что дает возможность рентгенологу воспринимать глубину залегания отображаемых деталей. Особенно эффект объемности проявляется, когда $\Delta \gg 0,25$. Как утверждает автор работы [9], этот эффект можно использовать в диагностических целях. Однако, так как увеличение $\Delta \gg 0,25$ противоречит общепринятым нормам, обусловленным рассмотренными выше искажениями, то до применения в рентгенологической практике эффект должен быть тщательно изучен рентгенологами с целью его возможного применения в конкретных видах исследований.

Для аппаратов с малой глубиной резкости ($fR_n > 2$) желательно глубину резкости сохранить по всей толщине просвечиваемого объекта. В этом случае максимальное увеличение необходимо выбрать из условия (6). Тогда

$$F = \frac{a_{\text{макс}}}{2} \left[(fR_n)^2 + 1 \right]. \quad (9)$$

В современных аппаратах для контактной съемки при просвечивании толстых объектов ($a \approx 30$ см) чаще всего используются рентгеновские трубки с фокусными пятнами $f = 1,2$ мм и цифровые приемники с разрешением $R_n = 3,5$ пер/мм. В этом случае, используя (9), получаем $F = 280$ см. Такое фокусное расстояние никогда не используется по конструктивным соображениям и из-за отсутствия рентгеновских трубок сверхвысокой мощности. Обычно F выбирается из ряда 100; 150 или 180 см. Следовательно, глубина резкости классических аппаратов не охватывает всех толщин исследуемых объектов.

Чувствительность. Микрофокусные трубки имеют низкую мощность. Ориентировочно можно принять, что допустимая мощность на аноде составляет 200—250 Вт/мм² в течение 1 с. Тогда при $f = 0,1 \times 0,1$ мм рассеиваемая на аноде мощность не должна превышать 2,0—2,5 Вт. Оценим возможности рентгеновских аппаратов с такой мощностью.

Из теории обнаружения Роуза (A. Rose) [7] следует, что доза, требуемая в плоскости приемника для обнаружения малоразмерной, малоконкретной детали, обратно пропорциональна квадрату увеличения этой детали m . Следовательно, во столько же раз можно снизить мощность источника излучения по сравнению со съемкой с $m = 1$. Кроме того, требуемая мощность источника обратно пропорциональна квадрату фокусного расстояния F , которое при микрофокусной съемке меньше.

При рентгенографии с увеличением снижается уровень рассеянного излучения на приемнике, которое увеличивает контраст обнаруживаемой детали в $(1 + \sigma)$ раз, где σ — отношение рассеянного излучения к первичному. Микрофокусная рентгенография применяется при исследовании неподвижных и малоподвижных органов. По данным [8] выдержки при исследованиях малоподвижных органов (1—5 мм/с) не должны превышать 1000 мс, а подвижных — 20 мс.

Если учесть все эти факторы и обозначить индексом 1 параметры контактной съемки, а индексом 2 параметры микрофокусной съемки, то мощность микрофокусного источника может быть в η раз меньше:

$$\eta = \frac{P_{\kappa}}{P_{\mathcal{M}}} = \left(\frac{m_{\mathcal{M}}}{m_{\kappa}} \right)^2 \cdot \left(\frac{F_{\kappa}}{F_{\mathcal{M}}} \right)^2 \cdot \frac{(1 + \delta_{\kappa})t_{\mathcal{M}}}{(1 + \delta_{\mathcal{M}})t_{\kappa}}.$$

Если принять для ориентировочной оценки $m_{\mathcal{M}}/m_{\kappa} = 4$, $F_{\mathcal{M}}/F_{\kappa} = 2$, и $(1 + \delta_{\kappa}) / (1 + \delta_{\mathcal{M}}) = 2$, то получим $\eta = 1280$ раз.

Таким образом, микрофокусный источник мощностью 2 Вт обеспечивает то же качество изображения, что и источник мощностью 2,5 кВт для контактной съемки.

Дополнительный выигрыш в чувствительности микрофокусного аппарата обеспечивается за счет лучшей квантовой эффективности как функции пространственных частот и меньшей толщины просвечиваемых объектов. В большинстве случаев применения отпадает необходимость в свинцовом растре.

Произведенный выше ориентировочный расчет показывает, что, по своим возможностям, которые зависят от мощности источника, современные микрофокусные аппараты сравнимы с палатными и передвижными хирургическими аппаратами. Увеличение мощности микрофокусных источников в несколько десятков раз приблизит их характеристики к возможностям стационарных аппаратов.

Существует только три главных фактора, которые ограничивают области применения микрофокусной рентгенографии с увеличением в медицине. Это толщина и плотность просвечиваемых органов, их подвижность и размер. Использование микрофокуса для контактной съемки вряд ли целесообразно, так как теряются главные преимущества аппарата: намного более высокая четкость и низкий уровень вторичного излучения.

Сегодня можно констатировать, что микрофокусная рентгенография уверенно формируется как самостоятельное направление рентгенографии и круг ее применения непрерывно расширяется. Микрофокусная рентгенография активно внедряется в исследования опорно-двигательного аппарата, в стоматологию, челюстно-лицевую хирургию, маммографию, детскую рентгенографию, ветеринарию [1, 4, 9]. Круг ее применения будет расширяться по мере увеличения мощности микрофокусных источников рентгеновского излучения. Малые габаритные размеры, масса, потребляемая мощность и радиационный выход обеспечивают возможности применения микрофокусной рентгенографии не только в рентгеновских отделениях, но и в незащищенных от радиации помещениях (палатах, стоматологических кабинетах и др.), а также в нестационарных и полевых условиях.

Литература

1. *Васильев А. Ю.* Рентгенография с прямым многократным увеличением в клинической практике.— М.: Логос, 1998.
2. *Дмоховский В. В.* Основы рентгенотехники.— М.: МедГиз, 1960.
3. *Овощников М. С.* Новые аппараты и методы рентгенологического исследования.— Киев: Государственное медицинское издательство УССР, 1962.
4. *Потрахов Н. Н.* Микрофокусная рентгенография в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии.— СПб.: Элмор, 2007.
5. *Pogany A., Gao D., Wilkins S. W.* Contrast and resolution in imaging with a microfocuss X-ray source // *Rev. Sci Instrum.*— 1997.— 68 (7).— P. 2774—2782.
6. *Блинов Н. Н., Мазуров А. И.* Разрешающая способность систем воспроизведения рентгеновских изображений // *Медицинская техника.*— 2000.— № 5.— С. 12—15.
7. *Роуз А.* Зрение человека и электронное зрение.— М.: Мир, 1977.
8. *Нуделмен С.* Электронно-оптическая цифровая рентгенография // *ТИИЭР.*— 1982.— Т 70, № 7.— С. 14—47.
9. *Грязнов А. Ю.* Методы и системы микрофокусной фазоконтрастной медицинской рентгенодиагностики: Автореферат д. т. н.— СПб.: СПб. государственный электротехнический университет, 2010.

// *Медицинская техника.*— 2011.— № 5.— С. 30—34.

**И. Г. Камышанская,
А. И. Мазуров**

СНИЖЕНИЕ ЛУЧЕВЫХ НАГРУЗОК ПРИ ИССЛЕДОВАНИЯХ НА ЦИФРОВЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТАХ

Проведен анализ возможностей снижения лучевых нагрузок в рентгенологических цифровых системах путем рационального построения и использования каждого из функциональных узлов системы. Показано, что потенциально по сравнению с существующими системами можно снизить облучение не менее чем в 10 раз.

В рекомендациях Международной комиссии по радиационной защите (МКРЗ, публикация № 34) записано: «Цель радиационной защиты пациента постепенно смещается от озабоченности риском воздействия на популяцию и наследственность к стремлению ограничить риск, которому подвергается каждый пациент лично». В связи с этим МКРЗ создала известный свод принципов ALARA

(As Low As Reasonably Achievable), в соответствии с которым доза при диагностическом исследовании должна быть настолько мала, насколько это возможно при достаточном для постановки диагноза качестве изображения. Процесс совершенствования классической рентгентехники, построенной на аналоговых системах, с точки зрения уменьшения лучевой нагрузки, близок к теоретическому пределу.

С внедрением в рентгенологическую практику цифровых технологий [1—4] появились новые возможности снижения лучевых нагрузок. Существует довольно много публикаций по методам и средствам минимизации лучевой нагрузки в цифровых рентгеновских аппаратах [1—10]. Наши исследования в Мариинской больнице Санкт-Петербурга совместно с Петербургским НИИ радиационной гигиены имени проф. П. В. Рамзаева и Агентством радиационной защиты (SSI) Швеции также показали значительно меньшие лучевые нагрузки на пациентов при проведении одинаковых процедур на цифровых аппаратах в сравнении с аналоговыми (плёночными) аппаратами. Но потенциальные возможности снижения дозы на пациента еще не исчерпаны и не систематизированы в литературе. Цель настоящей статьи состоит в рассмотрении возможных потенциальных путей снижения уровня облучения пациента при рациональном построении и использовании каждого функционального узла цифрового рентгенодиагностического комплекса.

Цифровой рентгенодиагностический комплекс. Функциональная схема цифрового рентгенодиагностического комплекса представлена на рис. 1. На схеме не показаны функциональные узлы, не имеющие отношения к данной теме.

Рентгеновское излучение испускается рентгеновской трубкой излучателя при подаче на ее анод высокого напряжения (40—150 кВ) от рентгеновского питающего устройства (РПУ). Конус рентгеновских лучей, выходящих из излучателя, ограничивается диафрагмой, проходит через металлический фильтр и облучает пациента, за которым формируется невидимое изображение как в первичных, так и рассеянных исследуемым органом рентгеновских лучах. За пациентом для подавления рассеянного излучения устанавливается, как правило, свинцовый растр и далее экспониметрический датчик, оптимизирующий дозу на приемнике изображения. Рассмотренная часть цифрового комплекса образует систему формирования невидимого изображения в рентгеновских лучах на входе приемника. Далее следует система его визуализации, хранения и распределения пользователям.

Система визуализации начинается с детектора, который преобразует невидимое изображение в видеосигнал. Видеосигнал посту-

пает в видеопроцессор, где происходит его цифровая обработка. После цифровой обработки видеосигнал поступает на монитор и параллельно в систему передачи и хранения изображений (PACS). Видеосигнал с PACS по запросам может быть передан на рабочие места других врачей, в систему компьютерной поддержки рентгенолога (CAD — computer aided diagnosis) или через телерадиологическую сеть в другие рентгенологические центры для интерпретации или консультации.

В каждом из представленных на рис. 1 функциональном узле цифрового комплекса имеется потенциальная возможность минимизации лучевой нагрузки на пациента.

Система формирования невидимого рентгеновского изображения. Эта система включает РПУ, излучатель, диафрагму, фильтр, свинцовый растр и датчик экспонометра.

РПУ, излучатель, фильтр.

Современные РПУ, обеспечивающие работу рентгеновской трубки, строятся по схеме с преобразованием частоты питающей сети 50/60 Гц в килогерцовую область спектра с частотами от 6 до 300 кГц. Выпрямление напряжений таких частот обеспечивает практически постоянное высокое напряжение на аноде рентгеновской трубки с пульсациями не более 2—3 % и, как следствие, практически постоянный спектр рентгеновского излучения, когда трубка работает в непрерывном режиме. Крутизна фронтов импульсов анодного напряжения в таких РПУ также увеличивается, что снижает уровень мягкого излучения, которое полностью поглощается в пациенте. Однако в мощных РПУ анодное напряжение подается на рентгеновскую трубку по длинному кабелю, емкость которого вновь удлиняет фронты импульсов. Кардинальное решение этой проблемы видится в использовании рентгеновских трубок с сеточным управлением. В этом случае на анод трубки подается постоянное регулируемое высокое напряжение, а формирование импульсов рентгеновского излучения осуществляется модуляцией тока трубки импульсным напряжением на сетке. Для режима рентгенографии рентгеновская трубка формирует мощные одиночные импульсы рентгеновского излучения, а для режима рентгеноскопии — последовательность импульсов, частота и длительность которых зависят от подвижности исследуемых органов. Режим непрерывного просвечивания из-за больших дозовых нагрузок в современных цифровых аппаратах должен быть запрещен.

Правильный выбор спектра рентгеновского излучения существенно влияет как на информативность изображения, так и на лучевую нагрузку на пациента. Спектр определяется напряжением на аноде трубки, материалом анода и предварительной фильтрацией.

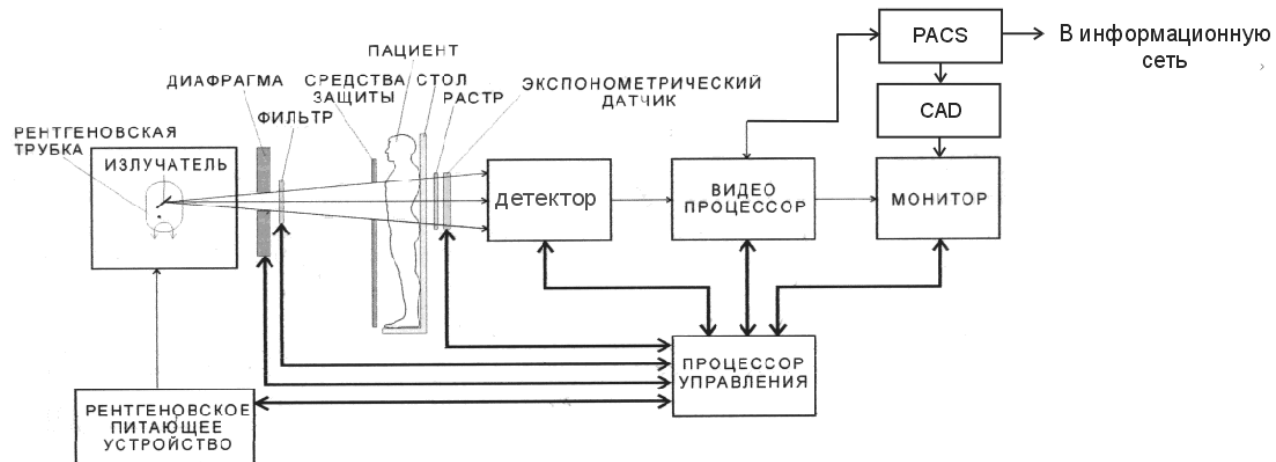


Рис. 1. Функциональная схема рентгенодиагностического комплекса

В классической медицинской рентгенографии общепринято ограничение напряжения на рентгеновской трубке величиной 150 кВ. Для цифровой рентгенографии эта точка зрения требует пересмотра. Повышение напряжения на трубке, как известно, дает расширение спектра излучения в сторону коротких длин волн, что при фиксированной дозе на приемнике уменьшает поглощение в исследуемых органах и увеличивает интенсивность спектра на всех частотах. Но здесь есть две проблемы. Бесполезность присутствующего слишком мягкого излучения, которое полностью поглощается в объекте. Балласт жесткой коротковолновой части спектра, которая снижает контраст деталей малого размера, создает дополнительное рассеянное излучение и также вносит вклад в дозу, получаемую пациентом. Решение этих проблем видится следующим образом: если исследуемый объект симитировать однородной средой с изменением толщины от $X_{\min}$ до $X_{\max}$, то полезный участок спектра рентгеновского излучения будет ориентировочно определяться диапазоном коэффициентов линейного ослабления от $\mu_{\max}(\lambda) = \frac{2}{X_{\min}}$ до $\mu_{\min}(\lambda) = \frac{2}{X_{\max}}$. Поэтому участки спектра, для

которых $\mu(\lambda) > \mu_{\max}(\lambda)$ и $\mu(\lambda) < \mu_{\min}(\lambda)$, необходимо подавлять на выходе рентгеновской трубки. Для подавления мягкого излучения традиционно применяются фильтры из алюминия и меди. Для подавления жесткого неинформативного излучения следует использовать фильтры со скачком поглощения на длине волны, соответствующей $\mu_{\min}(\lambda)$. Эта проблема ждет своего решения. В настоящее время она решена только для маммографии [11]. Если такие фильтры будут созданы, то в РПУ появится возможность использовать анодные напряжения более 150 кВ.

Экспериментально установлено, что для обнаружения малоразмерных объектов и тонких структур на микрофокусных аппаратах требуются меньшие дозы [12]. Это можно объяснить формированием на входе детектора невидимого изображения, которое имеет спектр пространственных частот с большей глубиной модуляции. В связи с этим проводить исследования на цифровых аппаратах следует с минимально возможным фокусным пятном рентгеновской трубки.

Диафрагма.

Радиационный эффект прямо пропорционален облучаемой площади исследуемого объекта. Для ограничения этой площади необходимым минимумом в аппаратах предусмотрены диафрагмы. К сожалению, этот минимум устанавливается не всегда. Причин этому несколько.

Одна из них заключается в том, что многие поворотные столы-штативы с усилителями рентгеновского изображения (УРИ) на РЭОПах не оборудованы ирисовыми диафрагмами, формирующими круглое рабочее поле в соответствии с рабочим полем РЭОПа. Поэтому пациенты получают на 27 % большую лучевую нагрузку. В современных цифровых аппаратах с микропроцессорным управлением это несоответствие должно быть устранено и диафрагма должна автоматически устанавливаться строго в соответствии с используемым рабочим полем УРИ или выбранной зоной интереса. При этом система экспонетра, определяющего дозу на снимок, должна распознавать положение шторок и принимать меры для сохранения оптимальной экспозиции. Это позволит существенно сократить облучение пациента.

Растр для подавления рассеянного излучения.

Известно, что при просвечивании исследуемого органа рассеянное излучение в зависимости от площади и толщины органа, а также жесткости рентгеновского излучения может до десяти раз превосходить полезное излучение, формирующее изображение [3]. Это излучение снижает контраст изображения, вносит дополнительные флуктуационные шумы и неравномерный фоновый сигнал по полю изображения. Для его подавления применяются растры.

Однако отсеивающие растры при увеличении контраста в $\kappa = \frac{T_p}{T_t}$ раз требуют для получения той же дозы на снимок, которая необходима без растра, увеличения дозы перед растром в $B = \frac{1}{T_t}$ раз.

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

Пленка имеет узкий динамический диапазон (30 — 50 раз), поэтому для увеличения контраста и сохранения оптимального почернения пленки приходится ставить растр, увеличивая дозу на снимок в B раз.

Приведем пример для случая использования растра фирмы «Lysholm» (Швеция) с параметрами $T_p = 0,59$, $T_s = 0,07$ (прозрачность для рассеянного излучения), $\Sigma = \frac{T_p}{T_s} = 8,65$ (избирательность

растра). При $\delta = I_s / I_p = 4,6$ (отношение вторичного излучения к первичному на входе растра) контраст K возрастает в 3,66 раза, но при этом, чтобы сохранить на приемнике ту же дозу, дозу на пациента необходимо увеличить в $B = 6,2$ раза. Таким образом, чувст-

вительность аппарата резко падает. За повышение качества изображения приходится платить увеличением облучения пациента.

Цифровые рентгенографические системы имеют, как правило, очень широкий динамический диапазон, достигающий сотен раз. Поэтому в них, в отличие от пленочной рентгенографии, отсутствует опасность ограничения полезного сигнала за счет высокого уровня вторичного излучения, и в то же время имеется возможность увеличения контраста изображения за счет цифровой обработки сигнала изображения. В связи с этим необходимо выяснить, следует ли устанавливать растры в цифровых аппаратах, и, если да, то с какими параметрами.

По мнению авторов, растр необходимо устанавливать только тогда, когда он без увеличения дозы на входе увеличивает отношение сигнал/шум на выходе детектора. В противном случае растр с целью снижения лучевой нагрузки устанавливать не следует, а борьбу с негативными последствиями вторичного излучения следует вести с помощью цифровой обработки сигнала изображения, то есть использовать «виртуальный растр» [12]. Рассмотрим этот вопрос более подробно.

Используя известную методику анализа прохождения сигнала и шума через рентгенотелевизионные системы [13], получим соотношение для изменения отношения сигнал/шум на выходе детектора при установке растра:

$$\eta_{\Psi} = \sqrt{\frac{T_p \left[(1 + \delta) + \frac{D_a}{A \bar{\mu}_{\phi} \bar{\alpha}_{\Sigma}} \right]}{\left(1 + \frac{\delta}{\Sigma} \right) + \frac{D_a}{A T_p \bar{\mu}_{\phi} \bar{\alpha}_{\Sigma}}}}, \quad (1)$$

где D_a — дисперсия аддитивных шумов детектора, A — постоянная для выбранного типа детектора, $\bar{\mu}_{\phi}$ — среднее значение сигнала фона, на котором обнаруживается малококонтрастная деталь, $\bar{\alpha}_{\Sigma}$ — среднее значение суммарного коэффициента преобразования сигнала детектором.

Из соотношения (1) следует, что растр эффективен, если числитель больше знаменателя. Если первые слагаемые и в числителе, и в знаменателе существенно больше вторых, то вторые слагаемые можно не учитывать и изменение отношения сигнал/шум будет полностью определяться эффективностью растра.

$$\eta_{\Psi} = \sqrt{T_p \frac{1+\delta}{1+\frac{\delta}{\Sigma}}} = \sqrt{\eta_p}, \quad (2)$$

где η_p — эффективность раstra.

На рис. 2 представлены зависимости эффективности трех растров ф. «Lysholm» от отношения рассеянного излучения к первичному.

В случае использования в качестве детекторов плоских панелей отмеченное условие выполняется и, следовательно, как видно из рис. 2, при $\delta > 1$ растр необходимо ставить без увеличения дозы.

Для детекторов «экран—объектив—ПЗС», у которых $\bar{\alpha}_{\Sigma}$ близко к единице, растр необходимо устанавливать только тогда, когда $\delta > a \frac{D_a}{\mu_{\phi}} + 1$, где a — постоянный коэффициент, зависящий от типа

растра. В противном случае подавление рассеянного излучения должно осуществляться «виртуальным растром».

Экспонометрический датчик.

В цифровых аппаратах ионизационную камеру, которая в большинстве систем визуализации является датчиком сигнала экспонетра, можно заменить датчиком, расположенным не перед детектором. Это повысит чувствительность системы, так как ионизационная камера поглощает часть теневого изображения. Кроме того, исключение ионизационной камеры улучшит качество изображения, так как ионизационная камера вносит артефакты в изображение, то есть дает видимость доминантных зон. В системах с детекторами «экран — объектив — ПЗС-матрица» ионизационную камеру лучше заменить на фотоэкспонетр, а в плоских панелях — датчиками, расположенными за панелью или непосредственно встроенными в панель.

Система визуализации. Эта система включает детектор, видео-процессор, монитор, PACS и CAD.

Детекторы.

Оценить предельные возможности снижения дозы за счет детектора, когда задан размер обнаруживаемой детали и ее контраст, можно, используя широко известное соотношение А. Роуза для идеального приемника, характеристики которого ограничены фотонным шумом:

$$D = \frac{2\Psi_n^2}{A(lk)^2} = BH^2, \quad (3)$$

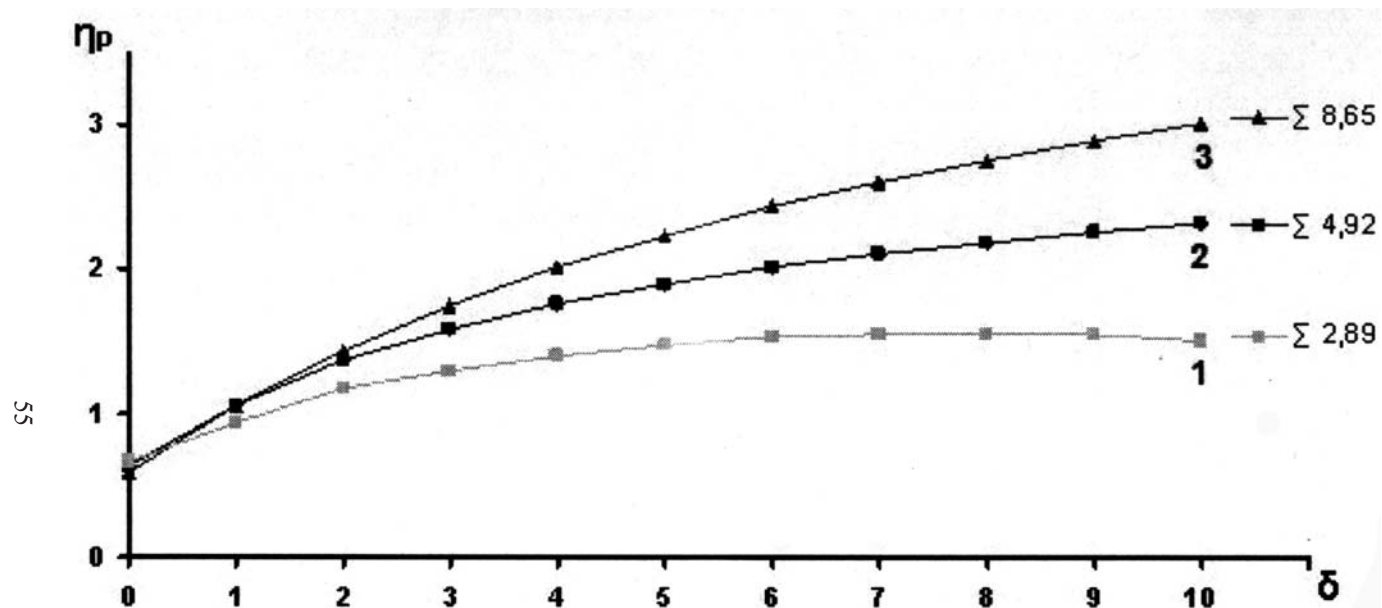


Рис. 2. Зависимость эффективности раstra от δ при различных избирательностях Σ :
 1 — отношение $r = 1:6$, $T_p = 0,66$, $\Sigma = 2,89$; 2 — $r = 1:10$, $T_p = 0,64$, $\Sigma = 4,92$; 3 — $r = 1:16$, $T_p = 0,59$, $\Sigma = 8,65$.

где D — доза на входе приемника, Ψ_{π} — пороговое отношение сигнал/шум, l и k — размер и контраст обнаруживаемой квадратной детали на равномерном фоне соответственно, A — пересчетный коэффициент, зависящий от энергетического спектра рентгеновских фотонов, $B = \text{const}$, $H = \frac{1}{lk}$ — информационный индекс

Хея (G. A. Ней) [14].

Из соотношения (3) следует, что доза в плоскости идеального приемника, требуемая для обнаружения квадратной детали размером l с контрастом k , находится в квадратичной зависимости от информационного индекса.

В общей рентгенологии желательно различать детали площадью около 1 мм^2 с контрастом не более 2 %. Тогда для излучения с энергией квантов 50 кэВ $\left(A = 200 \frac{\text{квант}}{\text{мм}^2 \cdot \text{мкр}} \right)$ и $\Psi_{\pi} = 5$ информационный индекс будет равен 50 и доза — 0,625 мР.

Никакими техническими и программными средствами нельзя снизить дозы для заданных информационных индексов сверх тех, которые следуют из соотношения (3). Для реальных приемников рассчитанную по соотношению (3) дозу необходимо разделить на квантовую эффективность приемника, которая у современных цифровых приемников находится в пределах 0,2—0,7.

Видеопроцессор.

В цифровых аппаратах в видеопроцессоре имеется возможность оперативного изменения пространственной, временной и градиентной разрешающих способностей аппарата в зависимости от детальности, подвижности и контраста изображения исследуемого органа.

Как уже указывалось выше, существенно снизить лучевую нагрузку возможно, регулируя частоту информативных кадров в зависимости от подвижности исследуемых органов. Исследуемый орган можно просветить короткими импульсами рентгеновского излучения требуемой скважности, а недостающие для критической частоты слияния мельчайшие кадры брать из цифровой памяти, повторяя их между двумя информативными кадрами. Предел снижения частоты передаваемых кадров связан с возникновением эффекта разрыва изображения при передаче подвижных органов. Чтобы этого не происходило, частота информативных кадров должна выбираться в соответствии с теоремой отсчетов (теоремой Котельникова), которая определяет спектр временных частот в движущемся изображении.

Опыт эксплуатации рентгеновских телеуправляемых комплексов «КРТ-ОКО» производства НИПК «Электрон» в Мариинской

больнице показал, что частота информативных кадров должна регулироваться, причем в большинстве случаев достаточно 5—7 информативных кадров в секунду.

Так как динамический диапазон цифровых приемников превышает максимально возможный контраст рентгеновского изображения исследуемых органов, то в них, как правило, содержится информация как о мягких, так и плотных тканях. Используя режим «окна» (градиационную лупу), когда весь диапазон сигнала изображения на мониторе воспроизводится последовательно по частям, из изображения можно извлечь всю градиационную информацию. Это может заменить несколько снимков, которые выполняются на пленочном аппарате, что эквивалентно снижению лучевой нагрузки на пациента.

Используя биннинг, можно разрешающую способность обменивать на контрастную чувствительность, что также снижает вероятность выполнения дополнительных снимков.

PACS, CAD и новые методики исследований.

Цифровые технологии стимулировали разработку новых методик рентгенологических исследований: томосинтез, двухэнергетическую рентгенографию, получение рентгенограмм с фазовым контрастом и другие.

Использование томосинтеза заменяет в ряде случаев высокодозовую компьютерную томографию [15]. Фазовый контраст на маммограммах позволяет обнаруживать микрокальцинаты, которые не видны в классическом теневом изображении при умеренных дозах [16].

Системы компьютерной поддержки (CAD) подсказывают рентгенологу на изображении зоны возможных патологических образований, таким образом уменьшая вероятность пропуска патологии, сокращая количество ложных отрицательных заключений [17].

Системы передачи и хранения медицинских изображений (PACS), а также телерадиология сокращают число рентгенологических исследований пациента, а следовательно, лучевые нагрузки [19].

Заключение

Реализация рассмотренных возможностей снижения лучевых нагрузок в цифровых системах позволит уменьшить дозу облучения на пациента не менее чем в 10 раз.

Внедрение вышеизложенных технических приемов с целью снижения дозы облучения без значимой потери диагностического качества изображения позволит фирмам-производителям создать конкурентоспособную, безопасную рентгеновскую технику.

Литература

1. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н. Н. Блинова.— М.: Медицина, 2002.
2. Зеликман М. И. Цифровые системы в медицинской рентгенодиагностике.— М.: Медицина, 2007.
3. Увидеть невидимое: Сборник научных трудов. / Под ред. А. И. Мазурова.— СПб.: Книжный дом, 2008.
4. Мазуров А. И., Данилов В. А. Цифровое рентгенотелевидение.— М.: Знание, 1990.
5. Рентгеновские диагностические аппараты. В 2 т. / Под ред. Н. Н. Блинова, Б. И. Леонова.— М.: ВНИИИМТ, 2001.
6. Медицинская рентгенология: технические аспекты, клинические материалы, радиационная безопасность / Под ред. Р. В. Ставицкого.— М.: МНП, 2003.
7. Цифровые технологии в отделении лучевой диагностики.— М.: Изд. дом Видар.— М., 2007.
8. *Oppelt A.* Possibilities for dose reduction with modern X-ray systems // *Electromedica*.— 1997.— V. 66, № 2.— P. 58—61.
9. *Neitzel U.* Pediatric radiation dose management in digital radiography // *Medicamundi*.— 2004.— №. 11.— P. 12—18.
10. Блинов Н. Н. Теоретическое обоснование, исследование и разработка методов и средств минимизации лучевой нагрузки в современных рентгенодиагностических аппаратах: Дис. д. т. н.— М.: ВНИИИМТ, 2004.
11. Спектры излучения рентгеновских установок: Справочник / В. Н. Васильев, Л. А. Лебедев, В. П. Сидорин, Р. В. Ставицкий.— М.: Энергоатомиздат, 1990.
12. Заявка США US 2010046822 на изобретение «Virtual grid imaging method and system for eliminating scattered radiation effect» опубликована 25.02.2010.
13. Телевизионные методы обработки рентгеновских и гамма-изображений / Н. Н. Блинов, Е. М. Жуков, Э. Б. Козловский, А. И. Мазуров — М.: Энергоиздат, 1982.
14. *Hay G. A.* Quantitative aspects television techniques in diagnostic radiology // *The Brit. J. of Radiology*.— 1985.— Vol. 31, № 371.— P. 611—618.
15. *McAdams H. P., Samei E., Bobbins J., Tourassi G. D., Ravin C. E.* Recent advances in Chest Radiology. *Radiology*.— 2006.— 248 (3).— P. 663—683.
16. *Shu-Ang Zhou, Anders Brahme.* Development of phase-contrast X-ray imaging techniques and potential medical applications. *Physica Medica*.— 2008.— № 24.— P. 129—148.
17. *Peart O. J.* Mammography and breast imaging: just the facts, McGraw-Hill Medical Publishing Division, 2005.
18. *Mulloy J. P.* Teleradiology: step by step / S. J. Pomeranz, MRI EFI Publications, Cincinnati, Ohio, USA, 1998.

19. Kane S. A. Introduction to physics in medicine, 2nd edition, CRC Press, Boca Raton, FL, USA, 2009.

// Биотехносфера.— 2010.— № 4.— С. 33—37.

В. В. Козодой

СИНТЕЗ СВЕТОСИЛЬНОГО ШИРОКОУГОЛЬНОГО ФОТОГРАФИЧЕСКОГО ОБЪЕКТИВА С УВЕЛИЧЕННЫМ ЗАДНИМ ФОКАЛЬНЫМ ОТРЕЗКОМ

Описана методика расчета широкоугольного фотографического объектива на основе теории композиции оптических систем.

В работе [1] изложены основания для выбора принципиальной схемы объектива, исходя из задач и требований, поставленных перед разработчиком оптических систем. Основания для выбора принципиальной схемы объектива подразделены на четыре группы: 1) относительное отверстие, величина входного зрачка, угловое поле; 2) габариты системы; 3) качество изображения; 4) специальные требования. В соответствии с этими требованиями составляется техническое задание на расчет объектива.

В статье изложен порядок решения задачи по синтезу объектива со следующими характеристиками: относительное отверстие 1,0:1,4, угловое поле зрения $2\omega = 62^\circ 50'$, фокусное расстояние $f = 9$ мм, задний фокальный отрезок $S'_{F'} = 10,4$ мм. Качество изображения задано частотно-контрастной характеристикой на 20 лин/мм: для центра изображения контраст не менее 0,8, для края изображения контраст не менее 0,4 при освещенности не менее 40 % освещенности в центре изображения. Дисторсия на краю изображения не должна превышать 1 %. Рабочий интервал длин волн $0,522 \pm \pm 0,033$ мкм.

В научно-технической литературе не обнаружено аналогов, которые бы полностью удовлетворяли указанным техническим требованиям, поэтому возникла необходимость разработки оригинальной оптической системы.

Разработка новой оптической системы по методу синтеза проф. М. М. Русинова [2] включает в себя выбор оптимальной для данных условий базовой системы и дополнение ее коррекционными элементами, облегчающими условия работы или корректирующими недостатки исходной системы. В результате анализа существ-

вующих оптических схем объективов в качестве базовой системы была принята схема объектива типа «Планар», обладающая возможностью развития относительного отверстия, возможностью исправления кривизны изображения и астигматизма. По такой схеме была построена базовая оптическая система (см. рис. 1, поз. 4, 5, 6, 7) с относительным отверстием 1,0:1,5 и угловым полем зрения $2\omega = 53^\circ$. В данной базовой системе был определен ряд существенных недостатков: $S'_{F'} < f'$, $2\omega < 62^\circ 50'$, а также очень плохое светораспределение — освещенность на краю изображения составила только 20 % от центра.

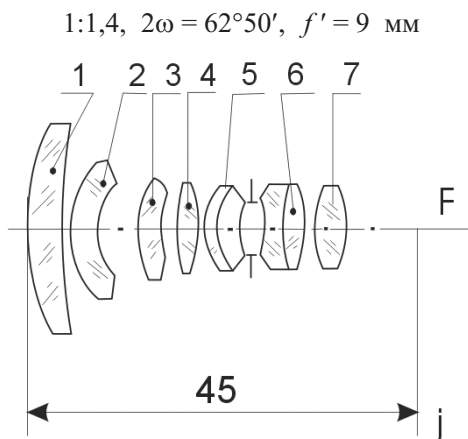


Рис. 1

Таким образом, появилась необходимость дополнить базовую систему коррекционными элементами, которые решали бы задачи уменьшения углового поля зрения базовой системы (для улучшения светораспределения), выноса главных плоскостей объектива в направлении плоскости изображения (для увеличения $S'_{F'}$) и уменьшения отрицательной дисторсии.

При выборе коррекционных элементов были рассмотрены оптические схемы широкоугольных объективов «Мир» и «Руссар», в которых один или несколько отрицательных менисков, вынесенных перед базовой системой, понижают ее угловое поле зрения. При расположении отрицательного мениска перед выбранной базовой системой выяснилось, что он вносит значительную отрицательную дисторсию. Для коррекции этого недостатка перед базовой системой была размещена двухлинзовая система (рис. 1, поз. 1, 2) отрицательной оптической силы (первоначально телескопи-

$$\beta = -0.33, f' = 26, A' = 0,25$$

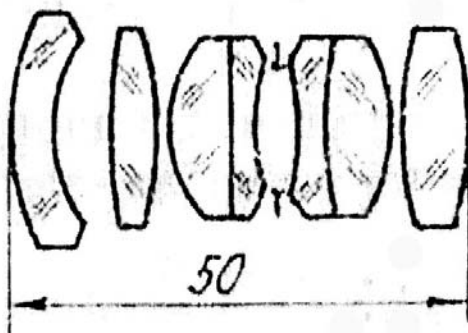


Рис. 2

$$f: 1,35, 2\omega = 40^\circ, f' = 100$$

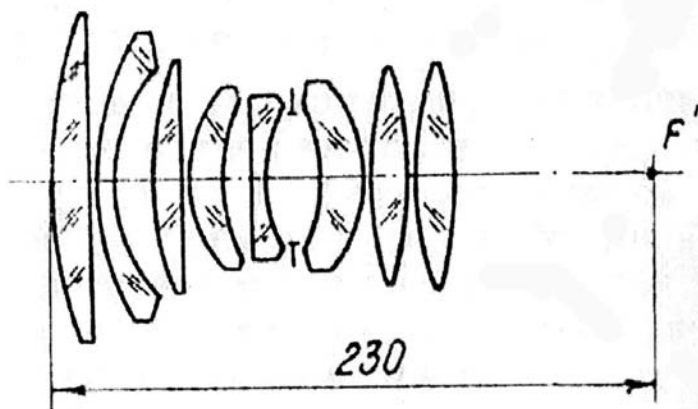


Рис. 3

ческая с $\Gamma_T > 1$), которая позволила частично решить вопросы уменьшения углового поля зрения базовой системы, улучшения светораспределения в плоскости изображений, а также увеличения заднего фокального отрезка.

При коррекции аберраций выяснилось, что для окончательного решения данной задачи необходимо разбить отрицательный мениск (рис. 1, поз. 2) на два (рис. 1, поз. 2, 3). Таким образом, был получен окончательный вид оптической системы, отвечающей техническому заданию.

Следует отметить, что в процессе дополнения базовой системы коррекционными элементами происходило ее преобразование. В частности, склейка (рис. 1, поз. 6) стала выполнять задачу коррекции сферической аберрации и хроматизма положения (в базовой схеме склейка была хроматическая), положительный компонент (рис. 1, поз. 4) приобрел форму двояковыпуклой линзы (в «Планаре» положительный мениск), а также изменилось соотношение прогибов линз у апертурной диафрагмы (рис. 1, поз. 5, 6).

Как показал анализ оптической системы, ее возможности не исчерпаны по угловым полям зрения и относительным отверстиям. В схеме присутствует толстый мениск (рис. 1, поз. 5), который может быть разбит на два, причем такой прием может быть использован для развития углового поля зрения или относительного отверстия в зависимости от прогиба новых элементов.

С помощью описанной выше методики разработаны проекционный (рис. 2) и фотографический (рис. 3) объективы, что показывает универсальность данной методики в области применения оптической системы.

Литература

1. Волосов Д. С. Фотографическая оптика.— М.: Искусство, 1978.
2. Русинов М. М. Техническая оптика.— Л.: Машиностроение, 1979.

// Известия вузов. Приборостроение.— № 2.— 1994.— С. 72—74.

ПРИМЕНЕНИЕ АДАПТИВНОГО НЕПАРАМЕТРИЧЕСКОГО ОЦЕНИВАНИЯ В ЗАДАЧЕ ПОСТРОЕНИЯ МОДЕЛЕЙ УСТАЛОСТИ КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ ТЕПЛОМЕХАНИЧЕСКОГО ОБОРУДОВАНИЯ ЯЭУ

Факт старения и износа оборудования сложных систем, в том числе и ядерных энергетических установок, приводит нас к выводу, что системы имеют ограниченный ресурс. В большинстве случаев, после того как срок службы системы приблизился к проектному, требуется ответить на вопрос: возможна ли эксплуатация объектов за пределами назначенных сроков службы? Чтобы грамотно ответить на этот вопрос, необходимо выполнить прогнозирование ресурса оборудования. Принятие решения по продлению срока службы — весьма ответственный момент, связанный как с экономическими факторами, так и с безопасностью эксплуатации систем, поэтому прогноз должен быть как можно точнее. Следовательно, при оценке и прогнозировании ресурса должны: а) в полной мере учитываться накопленные эксплуатационные статистические данные; б) применяться наиболее современные и эффективные математические модели и методы. Авторы данной статьи, принимая во внимание эти два условия, предлагают новую модель для прогнозирования остаточного ресурса оборудования АЭС одного класса.

Рассмотрим следующую задачу. Необходимо построить кривую регрессии, описывающую процессы деградации, в частности эрозионно-коррозионный износ материалов тепломеханического оборудования энергоблоков АЭС (так называемую модель усталости). Данный класс оборудования (сосуды давления, трубопроводы, оболочки, балки, валы, различного рода арматура и т. д.) является важным с точки зрения надежности, поскольку эксплуатируется в неблагоприятных условиях и подвергается значительным жестким нагрузкам. В качестве объекта исследования возьмем, например, трубопровод большого диаметра турбинного цеха, который представлен на рис. 1. Исходными статистическими данными являются результаты толщинометрии трубопровода за продолжительный период эксплуатации (10—15 лет). Замеры толщин производились раз в год во время планово-профилактических работ. Выбранный участок трубопровода контролировался в 10—20 сечениях через равные промежутки Δl в четырех точках (см. рис. 1).

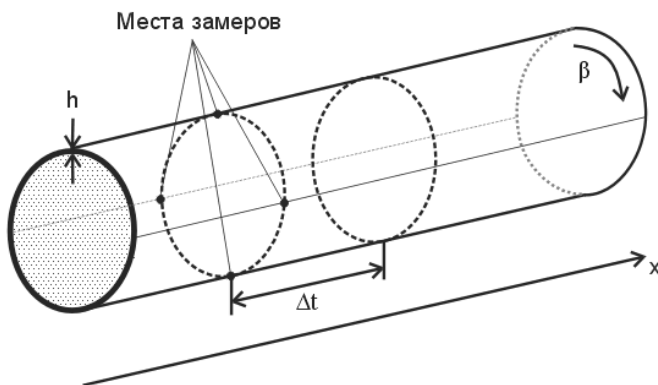


Рис. 1. Вид объекта исследования

Проблема построения регрессионных моделей при вычислении характеристик надежности оборудования сложных систем довольно часто требует своего решения. В настоящее время существует много хорошо известных методов оценивания кривой регрессии: метод наименьших квадратов [1], ядерные оценки [2], проекционные оценки [3], сплайновые оценки [4] и другие. Эти методы имеют один общий недостаток — они зависят от априорной информации количественного и качественного характера об оцениваемой функции, например, класс гладкости, общий вид зависимости и т. д. Однако во многих случаях такая информация отсутствует. В данной работе применяются *адаптивные оценки* (АО), для построения которых достаточно довольно слабых качественных предположений об оцениваемой функции. При этом, однако, скорость сходимости представляемых нами АО совпадает с оптимальной на всех наиболее популярных классах функций.

Математическая модель. Пусть имеются наблюдения h_{ijk} :

$$h_{ijk} = f(t_i, \beta_j, x_k) + \zeta_{ijk}, \quad i = \overline{1, I}, \quad j = \overline{1, J}, \quad k = \overline{1, K},$$

где $f \in (0, h_0]$ — величина толщины трубы, h_0 — ее начальное значение, $f \in [0, \infty)$ — время эксплуатации объекта, $\beta \in [0, 2\pi]$ — угол измерения толщины, $x \in [0, L]$ — длина трубы, ζ_{ijk} — случайные, центрированные, независимые, одинаково распределенные величины,

$$\sup_{i, j, k} M |\zeta_{ijk}|^4 < \infty,$$

гауссовость ζ_{ijk} не предполагается. По этим наблюдениям требуется восстановить функцию $f(t, \beta, x)$ с максимально возможной точностью. Заметим, что в итоге модель усталости должна иметь вид однопараметрической зависимости типа $h = f(t)$ и учитывать случайные закономерности изменения несущей способности исследуемого объекта во времени эксплуатации под действием комплекса нагрузок.

Построение адаптивной оценки. АО предполагает, что неизвестная функция $f(t, \beta, x)$ интегрируема с квадратом по совокупности переменных $\{t, \beta, x\}$:

$$\int_{\Omega_t} \int_{\Omega_\beta} \int_{\Omega_x} f^2(t, \beta, x) dt d\beta dx < \infty. \quad (1)$$

Заметим, что условие (1) является довольно слабым. При выполнении данного условия функция $f(t, \beta, x)$ разлагается в ряд Фурье по трем переменным. АО функции $f(t, \beta, x)$ выглядит следующим образом:

$$\hat{f}_{MNP}(t, \beta, x) = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N \sum_{p=1}^P \hat{C}_{mnp} \varphi_m(t) r_n(\beta) \lambda_p(x), \quad (2)$$

где $\hat{C}_{mnp} = \Delta t \Delta \beta \Delta l \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^K h_{ijk} \varphi_m(t_i) r_n(\beta_j) \lambda_p(x_k)$ — оценка коэффициентов Фурье, $\{\varphi_m(t)\}$, $\{r_n(\beta)\}$, $\{\lambda_p(x)\}$ — ортонормированные системы.

Исходя из физических соображений, можно сделать предположение, что несущая способность объекта — не возрастающая во времени функция, так как в трубопроводах под действием нагрузок наблюдаются процессы ползучести, эрозии, коррозии, что приводит к постепенному износу металла. Поэтому целесообразно по времени выбрать систему экспоненциально убывающих функций вида

$$\varphi_m(t) = \frac{\sqrt{\alpha}}{m!} e^{\frac{\alpha}{2}t} \left(t^m e^{-\alpha t} \right)^{(m)}, \quad m \geq 1,$$

где вторые сомножители представляют собой хорошо известные ортогональные полиномы Чебышева—Лагерра [5], коэффициент d определяется методом наименьших квадратов для модели $h(t) = h_0 e^{-dt}$ с использованием все тех же статистических данных [6]. В качестве $\{r_n(\beta)\}$, $\{\lambda_p(x)\}$ подходят тригонометрические системы

$$r_{2z}(\beta) = \frac{1}{\sqrt{\pi}} \cos z\beta, \quad r_{2z+1}(\beta) = \frac{1}{\sqrt{\pi}} \sin z\beta, \quad z \geq 1, \quad r_1(\beta) = 1,$$

$$\lambda_{2z}(x) = \sqrt{\frac{2}{l}} \cos 2\frac{\pi}{l}zx, \quad \lambda_{2z+1}(x) = \sqrt{\frac{2}{l}} \sin \frac{2\pi}{l}zx, \quad z \geq 1, \quad \lambda_1(x) = 1.$$

Наиболее важным вопросом при адаптивном оценивании является выбор количества членов ряда Фурье, то есть значений M , N и P . Число слагаемых естественно выбрать из условия минимума среднего квадрата погрешности оценивания $f(t, \beta, x)$:

$$\Delta^2(\hat{f}_{MNP}, f_n)^{def} = M \int_0^\infty \int_0^{2\pi} \int_0^l \left(\hat{f}_{MNP}(t, \beta, x) - f_n(t, \beta, x) \right)^2 dt d\beta dx \rightarrow \min_{M, N, P}.$$

В 1962 году Н. Н. Ченцов для функции одной переменной $f(x)$

$$\hat{f}_N(x) = \sum_{n=1}^N \hat{c}_n r_n(x), \quad \sum_{n=1}^\infty c_n^2(x) < \infty$$

доказал [3], что

$$\Delta^2(\hat{f}_N, f) \asymp \Delta x N + p(N)^{def} = \tau(N),$$

где $p(N) = \sum_{n=N+1}^\infty c_n^2 \rightarrow 0$, $N \rightarrow \infty$, а символ И. М. Виноградова означает существование конечных положительных констант C_1 и C_2 таких, что $C_1 \leq A/B \leq C_2$.

Довольно легко показать, что в нашем случае

$$\begin{aligned} \tau(M, N, P) = \Delta t \Delta \beta \Delta l MNP + \sum_{m=M+1}^\infty \sum_{n=N+1}^\infty \sum_{p=P+1}^\infty c_{mnp}^2 \stackrel{def}{=} \Delta t \Delta \beta \Delta l MNP + \\ + p(M, N, P). \end{aligned}$$

Однако такой оценкой воспользоваться невозможно, поскольку неизвестна ни величина $p(M, N, P)$, ни какая-либо другая априорная информация об оцениваемой функции. Предположим, что существует константа такая, что при всех, достаточно больших M, N, P

$$p(2M, 2N, 2P) \leq (1 - \gamma)p(M, N, P). \quad (3)$$

Условие (3) справедливо для всех практически встречающихся классов функций. Как показано в [7], при нарушении условия (3) также возможно построение адаптивной оценки, причем вид ее будет незначительно сложнее.

При выполнении условия (3) функционал вида

$$\tau_a(M, N, P)^{def} = \sum_{m=M+1}^{2M} \sum_{n=N+1}^{2N} \sum_{p=P+1}^{2P} \tilde{c}_{nmp}^2,$$

являющийся аналогом одномерного функционала [8], будет полностью адаптивным, и его можно вычислять, используя только имеющиеся статистические данные. Действительно,

$$M\tau_a(M, N, P) \asymp \tau(M, N, P);$$

$$D\tau_a(M, N, P) \leq \Delta t \Delta \beta \Delta l C \tau(M, N, P) \rightarrow 0, I, J, K \rightarrow \infty, \quad (4)$$

а по свойствам дисперсии неравенства (4) означают асимптотическое сближение $\tau_a(M, N, P)$ с $\tau(M, N, P)$:

$$\lim_{I, J, K \rightarrow \infty} \frac{\tau_a(M, N, P)}{\tau(M, N, P)} = 1, \quad (5)$$

то есть скорость сходимости нашей АО совпадает с оптимальной.

Пример. Рассмотрим класс функций, для которого

$$p(M, N, P) \sim \frac{C}{C_1 M^{2\alpha} + C_2 N^{2\beta} + C_3 P^{2\gamma}}, \quad \alpha, \beta, \gamma > 0.$$

Найдем оптимальную скорость сходимости АО. Решая систему из трех уравнений

$$\begin{cases} \tau'_M(M, N, P) = 0, \\ \tau'_N(M, N, P) = 0, \\ \tau'_P(M, N, P) = 0, \end{cases}$$

получаем

$$\tau(M_{onm}, N_{onm}, P_{onm}) \sim n^{-1 + \frac{\alpha\beta + \beta\gamma + \alpha\gamma}{\alpha\beta + \beta\gamma + \alpha\gamma + 2\alpha\beta\gamma}}$$

где n — общее число измерений наблюдаемой величины.

Исходя из условия (5), удалось доказать, что

$$\{M_a, N_a, P_a\} \stackrel{\text{def}}{=} \arg \min_{M \leq I, N \leq J, P \leq K} \tau_a \{M, N, P\} \sim \arg \min_{M \leq I, N \leq J, P \leq K} \tau \{M, N, P\} \stackrel{\text{def}}{=} \\ = \{M, N, P\}.$$

Таким образом, вместо недоступных величин $\{M, N, P\}$ в формулу (2) можно подставить вычисляемые величины $\{M_a, N_a, P_a\}$. АО в этом случае будет иметь довольно простой вид:

$$\widehat{f}(t, \beta, x) = \sum_{m=1}^{M_a} \sum_{n=1}^{N_a} \sum_{p=1}^{P_a} \widehat{C}_{mnp} \Phi_m(t) r_n(\beta) \lambda_p(x), \\ \{M_a, N_a, P_a\} \stackrel{\text{def}}{=} \arg \min_{M \leq I, N \leq J, P \leq K} \sum_{m=M+1}^{2M} \sum_{n=N+1}^{2N} \sum_{p=P+1}^{2P} \widehat{C}_{mnp}^2.$$

В итоге требуемая в задаче АО представляется как $\widehat{f}(t) = \inf_{\beta, x} f(t, \beta, x)$, которая является консервативной оценкой модели усталости.

Проверка адаптивного алгоритма на имитационных моделях. Проверка представленной выше АО для функции одной переменной проводилась следующим образом. Были взяты параметры регрессионной модели, построенной методом наименьших квадратов для реальных данных эксплуатации трубопровода большого диаметра турбинного цеха энергоблока N1 Смоленской АЭС [6]. Выбранная модель усталости имеет вид:

$$h(t) = 26,87 e^{-0,00811t} \text{ (мм)}.$$

Далее генерировались случайные величины ζ_i , равномерно распределенные на интервале $[0, 1]$ с коэффициентом вариации $A_h = 5\%$.

Имитационная модель является суммой значений модели усталости и центрированной случайной величины ζ с дисперсией σ^2 в конкретные моменты времени:

$$h_i = h(t_i) + (\zeta_i - 0,5) \cdot \sigma \text{ (мм)}, i = 1, 2, \dots, n, t_i = i.$$

АО строились при значениях $n = 70, 130, 200$ (рис. 2, 3, 4). На рисунках указаны N — количество членов ряда Фурье в АО, $s_{\max}$ — максимальное относительное отклонение АО от значений имитационной модели. Из графиков видно, что точность АО по мере роста увеличивается значительно.

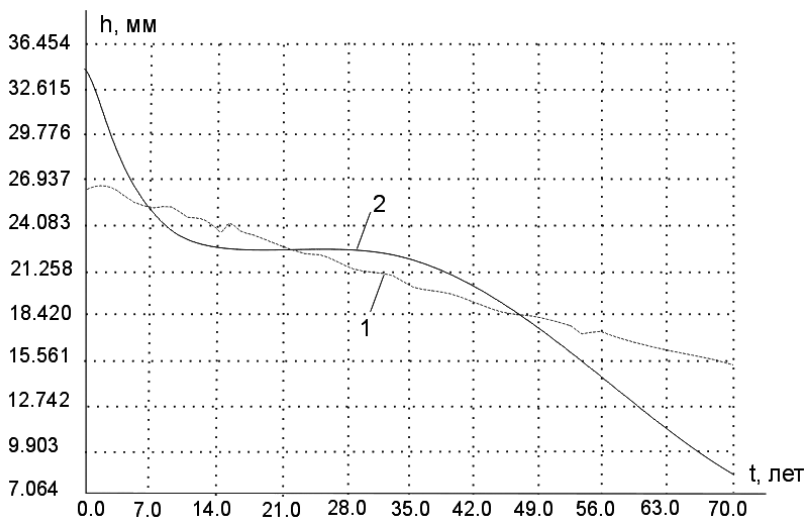


Рис. 2. Имитационная модель (1) и адаптивная оценка (2) при $n = 70$:
 $N = 40$, $s_{\max} = 89\%$

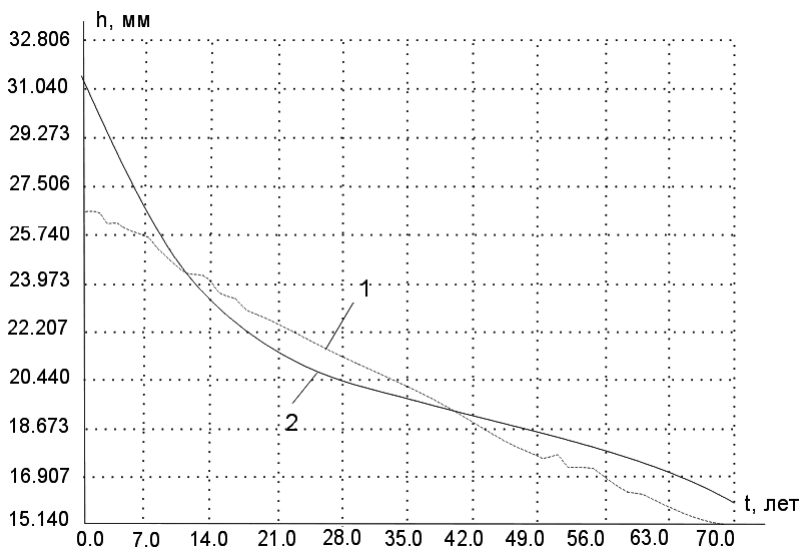


Рис. 3. Имитационная модель (1) и адаптивная оценка (2) при $n = 130$:
 $N = 23$, $s_{\max} = 14\%$

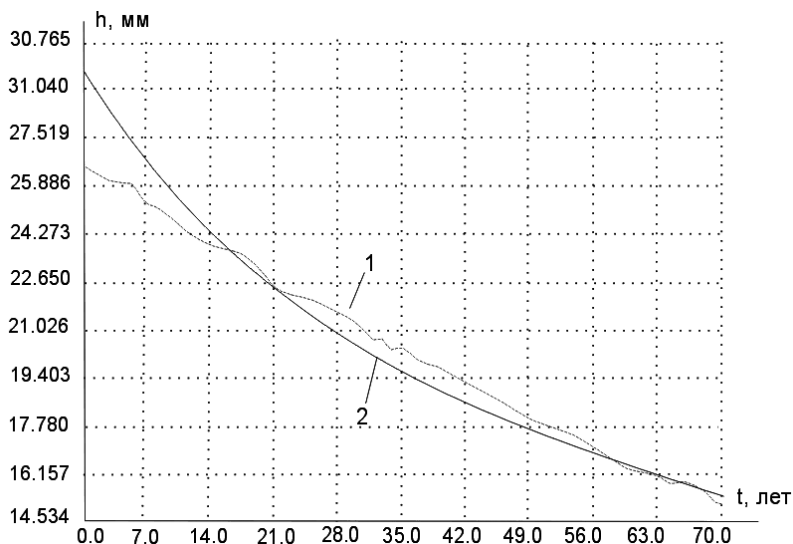


Рис. 4. Имитационная модель (1) и адаптивная оценка (2) при $n = 200$:
 $N = 15$, $s_{\max} = 6\%$

Литература

1. Рао С. Р. Линейные статистические методы.— М.: Наука, 1972.— 568 с.
2. Алексеев В. Г. Непараметрическое оценивание регрессии и функционалов от нее // Теория вероятностей и ее применение.— 1990.— № 35.— Вып. 2.— С. 408—411.
3. Ченцов Н. Н. Статистические решающие правила и оптимальные выводы.— М.: Наука, 1972.— 520 с.
4. Нуссбаум М. Непараметрическое оценивание функции регрессии // Теория вероятностей и ее применение.— 1986.— № 31.— Вып. 1.— С. 118—125.
5. Суетин П. К. Классические ортогональные многочлены.— М.: Наука, 1979.— 416 с.
6. Осецкий А. Ю., Острейковский В. А. Физические основы выбора вида математических моделей и определение их параметров для описания процессов деградации материалов трубопроводов в процессе эксплуатации энергоблока № 1 Смоленской АЭС // Сб. тр. каф. АСУ № 11 / Под общей ред. В. А. Острейковского.— Обнинск: ИАТЭ, 1996.— С. 9—15.
7. Бобров П. Б. Методы адаптивного непараметрического оценивания в задачах надежности и безопасности ЯЭУ: Диссертация на соискание уч. ст. к. ф.-м. н.— Обнинск: ИАТЭ, 1996.— 108 с.

8. Бобров П. Б., Островский Е. И. Доверительные интервалы при адаптивном оценивании регрессии // Проблемы передачи информации.— 1996.— Т. 32.— Вып. 3.— С. 51—59.

// Сб. тр. каф. АСУ № 12.— Обнинск: ИАТЭ, 1998.— С. 60—66.

Д. А. Овсянников,
С. В. Меркурьев

ОБ ОДНОМ АЛГОРИТМЕ СОВМЕСТНОЙ ОПТИМИЗАЦИИ ПРОГРАММНОГО ДВИЖЕНИЯ И АНСАМБЛЯ ВОЗМУЩЕННЫХ ДВИЖЕНИЙ

Работа посвящена разработке алгоритма совместной оптимизации программного движения и ансамбля возмущенных движений. Используя уравнения в частных производных первого порядка специального вида, получили новые формулы для функционалов и их вариаций, позволяющие оценивать динамику пучка частиц и проводить оптимизацию исследуемых функционалов. В основе разработанного подхода лежит переход от задачи управления множеством к задаче управления его границей. При реализации алгоритмов численной оптимизации на основе градиентной методики требуется меньшее количество операций на вычисление функционалов и их градиентов.

В связи с расширением сферы применения электрофизической аппаратуры возникают новые задачи, приводящие к необходимости широкого использования математического моделирования исследуемых процессов и их оптимизации. Настоящая работа посвящена разработке и реализации алгоритма совместной оптимизации программного движения и ансамбля возмущенных движений. Построение условий оптимальности основано на представлении оптимизируемого функционала через решения линейных дифференциальных уравнений в частных производных специального вида. Используя эти представления, выводятся новые формулы для вариаций функционалов, в которых интегрирование ведется не по сечению пучка траекторий частиц, а по его границе. Таким образом, задача управления множеством сводится к задаче управления его границей. Полученные формулы для вариаций функционалов можно эффективно использовать при оптимизации динамики заряженных частиц в ускоряющих и фокусирующих структурах, в частности при оптимизации динамики пучка в ускорителе с пространственно-однородной квадрупольной фокусировкой (ПОКФ).

Описание алгоритма оптимизации

Управляемая динамическая система

Динамика управляемого объекта описывается следующей системой дифференциальных уравнений:

$$\frac{dx}{dt} = f(t, x, u), \quad x(0) = x_0, \quad (1)$$

$$\frac{dy}{dt} = F(t, x, y, u), \quad y(0) = y_0 \in M_0. \quad (2)$$

Здесь $t \in T_0 = [0, T]$ — независимая переменная, $x \in R^m$ и $y \in R^n$ — векторы фазовых переменных размерности m и n соответственно, $u = u(t)$ — вектор-функция размерности r , T — фиксировано, M_0 — компактное множество ненулевой меры в пространстве R^n .

Решение системы (1) будем называть программным движением при управлении $u = u(t)$ и обозначать $x(t) = x(t, x_0, u)$, а решение системы (2) $y(t, y_0) = y(t, x(t), y_0, u)$, $y \in M_0$ — движением в отклонениях от программного движения. Функции $f(t, x, u)$ и $F(t, x, y, u)$ предполагаем достаточно гладкими [1—5].

Оптимизируемые функционалы

Рассмотрим задачу одновременной оптимизации программного движения, описываемого системой (1), и ансамбля возмущенных движений, описываемых системой (2) [1]. Введем следующий функционал, являющийся критерием качества управления в рассматриваемой задаче:

$$I(u) = I_1(u) + I_2(u), \quad (3)$$

где

$$I_1(u) = \int_0^T \varphi_1(t, x(t), u(t)) dt + g_1(x(T)), \quad (4)$$

$$I_2(u) = \int_0^T \int_{M_{t,u}} \varphi_2(t, x(t), y_t, u(t)) dy_t dt + \int_{M_{T,u}} g_2(x(T), y_T) dy_T \quad (5)$$

Здесь $\varphi_1, \varphi_2, g_1, g_2$ — неотрицательные непрерывно дифференцируемые функции, $M_{t,u} = \{y_t | y_t = y(t, x(t), y_0, u), y_0 \in M_0, x(0) = x_0\}$ — сечение пучка траекторий системы (2) в момент t , исходящих из множества M_0 и соответствующих управлению $u = u(t)$ и программному движению $x(t)$.

Представление функционалов через решения уравнений в частных производных

Рассмотрим следующие дифференциальные уравнения в частных производных специального вида [5]:

$$\frac{\partial v_1}{\partial t} + \frac{\partial v_1}{\partial x} f(t, x, u) + \varphi_1(t, x, u) = 0, \quad (6)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial v_2}{\partial t} + \frac{\partial v_2}{\partial x} f(t, x, u) + \frac{\partial v_2}{\partial y} F(t, x, y, u) + v_2 \operatorname{div}_y F(t, x, y, u) + \\ + \varphi_2(t, x, y, u) = 0 \end{aligned} \quad (7)$$

с конечными условиями

$$v_1(T, x(T)) = g_1(x(T)), \quad (8)$$

$$v_2(T, x(T), y(T)) = g_2(x(T), y(T)). \quad (9)$$

Здесь $v_1 = v_1(t, x)$, $v_2 = v(t, x, y)$.

Введем следующие функции:

$$\begin{aligned} w_1(t, x, u) &= \frac{\partial v_1(t, x)}{\partial t} + \frac{\partial v_1(t, x)}{\partial x} f(t, x, u) + \varphi_1(t, x, u), \\ w_2(t, x, y, u) &= \frac{\partial v_2(t, x, y)}{\partial t} + \frac{\partial v_2(t, x, y)}{\partial y} f(t, x, u) + \\ &+ \frac{\partial v_2(t, x, y)}{\partial y} F(t, x, y, u) + v_2(t, x, y) \operatorname{div}_y F(t, x, y, u) + \varphi_2(t, x, y, u). \end{aligned}$$

Очевидно, что имеют место тождества

$$w_1(t, x, u(t)) \equiv 0, \quad w_2(t, x, y(t)) \equiv 0.$$

Учитывая это, мы получаем новые представления для функционалов (4), (5) через решения уравнений (6), (7):

$$I_1(u) = v_1(0, x_0),$$

$$I_2(u) = \int_{M_0} v_2(0, x_0, y_0) dy_0.$$

Вариации функционалов

Используя результаты работ [1-5], приращение функционала (3) можно представить в следующем виде:

$$\Delta I = \delta I + o(\mu), \quad \delta I = \delta I_1 + \delta I_2.$$

где

$$\delta I_1 = \int_0^T w_1(t, x(t), \tilde{u}(t)) dt \quad (10)$$

$$\delta I_2 = \int_0^T \int_{M_{t,u}} w_2(t, x(t), y_t, \tilde{u}(t)) dy_t dt, \quad (11)$$

$$\frac{o(\mu)}{\mu} \rightarrow 0, \quad \text{при } \mu \rightarrow 0,$$

$$\mu = \max_{y_0 \in M_0} \left(\|\Delta_u f\|_L + \|\Delta_u F\|_L + \|\Delta_u \operatorname{div}_y F\|_L \right),$$

$$\Delta_u f = f(t, x, u + \Delta u) - f(t, x, u),$$

$$\Delta_u F = F(t, x, y, u + \Delta u) - F(t, x, y, u),$$

$$\Delta_u \operatorname{div}_y F = \operatorname{div}_y \Delta_u F.$$

Из выражений (10), (11), используя игольчатую вариацию, можно получить следующие условия оптимальности.

Теорема

Предположим, что $u_0 = u_0(t)$ является оптимальным управлением, а функции $v_1^0(t, x)$, $v_2^0(t, x, y)$ — решения уравнений (6), (7) с конечными условиями (8), (9) при оптимальном управлении u_0 . Тогда справедливо соотношение

$$\begin{aligned} \min_{u \in U} \left\{ w_1^0(t, x_0, u) + \int_{M_{t,u}} w_2^0(t, x_0, y_t, u) dy_t \right\} &= w_1^0(t, x_0, u_0) + \\ &+ \int_{M_{t,u_0}} w_2^0(t, x_0, y_1, u_0) dy_t = 0. \end{aligned}$$

Рассмотрим представления для вариаций функционалов (4), (5):

$$\begin{aligned} \delta I_1 &= \int_0^T w_1(t, x, u) dt = \int_0^T \{ w_1(t, x, \tilde{u}) - w_1(t, x, u) \} dt = \\ &= \int_0^T \left\{ \frac{\partial v_1}{\partial t} + \frac{\partial v_1}{\partial x} f(t, x, \tilde{u}) + \varphi_1(t, x, \tilde{u}) - \frac{\partial v_1}{\partial t} - \frac{\partial v_1}{\partial x} f(t, x, u) \right\} dt = \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
&= \int_0^T \left\{ \frac{\partial v_1}{\partial x_t} \Delta_u f(t, x, u) + \Delta_u \varphi_1(t, x, u) \right\} dt, \\
\delta I_2 &= \int_0^T \int_{M_{t,u}} w_2(t, x, y_t, \tilde{u}) dy_t dt = \\
&= \int_0^T \int_{M_{t,u}} \left\{ w_2(t, x, y_t, \tilde{u}) - w_2(t, x, y_t, u) \right\} dy_t dt = \\
&= \int_0^T \int_{M_{t,u}} \left\{ \frac{\partial v_2}{\partial t} + \frac{\partial v_2}{\partial x} f(t, x, \tilde{u}) + \frac{\partial v_2}{\partial y} F(t, x, y, \tilde{u}) + \right. \\
&\quad + v_2 \operatorname{div}_y F(t, x, y, \tilde{u}) + \varphi_2(t, x, y, \tilde{u}) - \frac{\partial v_2}{\partial t} - \frac{\partial v_2}{\partial x} f(t, x, u) - \\
&\quad \left. - \frac{\partial v_2}{\partial y} F(t, x, y, u) - v_2 \operatorname{div}_y F(t, x, y, u) - \varphi_2(t, x, y, u) \right\} dy_t dt = \\
&= \int_0^T \int_{M_{t,u}} \left\{ \frac{\partial v_2}{\partial x} \Delta_u f + \frac{\partial v_2}{\partial y} \Delta_u F + v_2 \operatorname{div}_y \Delta_u F + \Delta_u \varphi_2 \right\} dy_t dt.
\end{aligned}$$

Таким образом, вариации функционалов (4), (5) могут быть записаны в виде

$$\delta I_1 = \int_0^T \left\{ \frac{\partial v_1(t, x)}{\partial x} \Delta_u f(t, x, u) + \Delta_u \varphi_1(t, x, u) \right\} dt, \quad (12)$$

$$\delta I_2 = \int_0^T \int_{M_{t,u}} \left\{ \frac{\partial v_2}{\partial x} \Delta_u f + \frac{\partial v_2}{\partial y} \Delta_u F + v_2 \operatorname{div}_y \Delta_u F + \Delta_u \varphi_2 \right\} dy_t dt \quad (13)$$

Переход к интегрированию по границе

Исследуем вариацию функционала (5) в форме (13) и перейдем от интегрирования по множеству $M_{t,u}$ к интегрированию по его границе. С этой целью введем новые функции

$$q_i(t, x, y, u) = \int_0^{y_i} \frac{\partial v_2(t, x, y_1, \dots, y_{i-1}, \zeta_i, y_{i+1}, \dots, y_m)}{\partial x} d\zeta_i f(t, x, u).$$

Пусть существует такая функция Φ_2 , что $\varphi_2(t, x, y, u) = \operatorname{div}_y \Phi_2(t, x, y, u)$. Тогда вариация (13) может быть представлена так:

$$\begin{aligned}\delta I_2 &= \int_0^T \int_{M_{t,u}} \operatorname{div}(\Delta_u q + v_2 \Delta_u F + \Delta_u \Phi_2) dy_t dt = \\ &= \int_0^T \int_{S_{t,u}} \{ \Delta_u q + v_2 \Delta_u F + \Delta_u \Phi_2 \} n(y_t) dS_{t,u} dt,\end{aligned}$$

где $S_{t,u}$ — граница множества $M_{t,u}$, а $n(y_t) = \frac{\Lambda(y_t)}{\|\Lambda(y_t)\|}$ — внешняя

единичная нормаль. Вектор функция Λ удовлетворяет уравнению

$$\frac{d\Lambda(y(t))}{dt} = - \left(\frac{\partial F(t, x(t), y(t), u(t))}{\partial y} \right)^* \Lambda(y(t))$$

с начальным условием $\Lambda(y_0) = \Lambda(y(0)) = \frac{\partial B_0(y_0)}{\partial y_0}$, где $B_0(x) = 0$ яв-

ляется границей множества M_0 .

Пусть существует функция G_2 такая, что $\operatorname{div}_y G_2(x, y) = g_2(x, y)$. Тогда мы получаем новое представление для функционала I_2 :

$$I_2 = \int_0^T \int_{S_{t,u}} \Phi_2(t, x(t), y_t, u(t)) n(y_t) dS_{t,u} dt + \int_{S_{T,u}} G_2(x(T), y_T) n(y_T) dS_{T,u}.$$

Таким образом, задача управления множеством сводится к задаче управления его границей.

Вычисление градиента

Предположим далее, что вектор-функции $f(t, x, u)$ и $f(t, x, y, u)$ дифференцируемы по u . Вариацию (13) представим в следующем виде (классическая вариация):

$$\delta I_2 = \int_0^T q \Delta u dt.$$

Здесь

$$q = q_1 + q_2 + q_3,$$

$$q_1 = \int_{M_{t,u}} \left\{ \frac{\partial v_2}{\partial y} \frac{\partial F}{\partial u} + v_2 \frac{\partial}{\partial u} (\operatorname{div}_y F) \right\} dy_t,$$

$$q_2 = \int_{M_{t,u}} \frac{\partial \Phi_2}{\partial u} dy_t,$$

$$q_3 = \int_{M_{t,u}} \frac{\partial v_2}{\partial x} dy_t \frac{\partial f}{\partial u}.$$

Используя формулу Остроградского, перепишем выражение для q_1 в следующем виде:

$$\begin{aligned} q_1 &= \int_{M_{t,u}} \left\{ \frac{\partial v_2}{\partial y} \frac{\partial F}{\partial u} + v_2 \frac{\partial}{\partial u} (\operatorname{div}_y F) \right\} dy_t = \int_{M_{t,u}} \operatorname{div}_y \left(v_2 \frac{\partial F}{\partial u} \right) dy_t = \\ &= \int_{S_{t,u}} v_2 \frac{\partial F}{\partial u} n(y_t) dS_{t,u}, \end{aligned}$$

где $S_{t,u}$ — граница $M_{t,u}$, а $n(y_t)$ — внешняя единичная нормаль к поверхности $S_{t,u}$.

Учтем, что $\operatorname{div}_y \Phi_2 = \varphi_2$. Тогда для q_2 имеем

$$q_2 = \int_{M_{t,u}} \frac{\partial \Phi_2}{\partial u} dy_t = \int_{M_{t,u}} \operatorname{div}_y \frac{\partial \Phi_2}{\partial u} dy_t = \int_{S_{t,u}} \frac{\partial \Phi_2}{\partial u} n(y_t) dS_{t,u}.$$

Проанализируем теперь формулу для интеграла q_3 . Из уравнения (7) следует, что функция $v_2(t, x, y)$ вдоль траекторий системы (1), (2) удовлетворяет следующему уравнению:

$$\frac{\partial v_2}{\partial t} = -v_2 \operatorname{div}_y F - \varphi_2 \quad (14)$$

и конечному условию $v_2(T, x(T), y(T)) = g_2(x(T), y(T))$.

Используя (14), можно найти выражение для полной производной по времени от $\frac{\partial v_2}{\partial x}$:

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \frac{\partial v_2}{\partial x} &= \frac{\partial}{\partial x} \frac{dv_2}{dt} = \frac{\partial}{\partial x} (-v_2 \operatorname{div}_y F - \varphi_2) = \\ &= -\frac{\partial v_2}{\partial x} \operatorname{div}_y F - v_2 \frac{\partial}{\partial x} (\operatorname{div}_y F) - \frac{\partial \varphi_2}{\partial x}. \end{aligned} \quad (15)$$

Таким образом, для вычисления производной $\frac{\partial v_2}{\partial x}$ мы можем использовать уравнение (15) и, тем самым, найти интеграл q_3 .

Далее рассмотрим случай, когда

$$\operatorname{div}_y F = \tilde{\varphi}(t, x(t)) \text{ и } \varphi_2 \equiv 0. \quad (16)$$

Тогда $\nabla I_2 = q_1 + q_3$ и уравнение (14) принимает вид

$$\frac{dv_2(t, x, y)}{dt} = -v_2(t, x, y)\tilde{\varphi}((t, x), \quad (17)$$

а уравнение (15) теперь можно записать в следующей форме:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial v_2(t, x, y)}{\partial x} = \frac{\partial v_2(t, x, y)}{\partial x} \tilde{\varphi}(t, x) - v_2(t, x, y) \frac{\partial \tilde{\varphi}}{\partial x}, \quad (18)$$

причем
$$\frac{\partial v_2(T, x(T), y(T))}{\partial x_T} = \frac{\partial g_2(x(T), y(T))}{\partial x_T}.$$

Найдем решение уравнения (18). При выполнении условий (16) уравнение (14) становится линейным однородным вида (17) и мы можем выписать общее решение в форме Коши:

$$v_2(t, x(t), y(t)) = g_2(x(T), y(T)) \exp \left(- \int_T^t \tilde{\varphi}(\tau, x(\tau)) d\tau \right). \quad (19)$$

Аналогично, общим решением в форме Коши линейного неоднородного уравнения (18) будет:

$$\begin{aligned} \frac{\partial v_2(t, x(t), y(t))}{\partial x} = \tilde{F}(t, x) \left\{ \frac{\partial v_2(T, x, y)}{\partial x_T} + \right. \\ \left. + \int_T^t F^{-1}(\tau, x, y) v_2(\tau, x, y) \frac{\partial \tilde{\varphi}(\tau, x)}{\partial x} d\tau \right\}, \end{aligned} \quad (20)$$

где

$$\tilde{F}(t, x(t)) = \exp \left(- \int_T^t \tilde{\varphi}(\tau, x(\tau)) d\tau \right).$$

Подставляя в (20) решение уравнения (17) в виде (19), а также конечное условие для уравнения (18), перепишем q_3 в следующем виде:

$$q_3 = \int_{M_{t,u}} \frac{\partial v_2}{\partial x} dy_t \frac{\partial f}{\partial u} = \left\{ \tilde{F} \int_{M_{t,u}} \frac{\partial g_2}{\partial x_T} dy_t + \tilde{F} \int_T^t \frac{\partial \tilde{\varphi}}{\partial x} d\tau \int_{M_{t,u}} g_2 dy_t \right\} \frac{\partial f}{\partial u}.$$

Переходя к интегрированию по множеству M_T , получим

$$q_3 = \left\{ \tilde{F} \int_{M_T} \frac{\partial g_2}{\partial x_T} \left| \det \left(\frac{\partial y_t}{\partial y_T} \right) \right| dy_T + \tilde{F} \int_T^t \frac{\partial \tilde{\Phi}}{\partial x} d\tau \int_{M_T} g_2 \left| \det \left(\frac{\partial y_t}{\partial y_T} \right) \right| dy_T \right\} \frac{\partial f}{\partial u}.$$

Здесь

$$\begin{aligned} \det \left(\frac{y_t}{y_T} \right) &= \exp \left(\int_T^t Sp \left(\frac{\partial F(\tau, x, y, u)}{\partial y} \right) d\tau \right) = \exp \left(\int_T^t \operatorname{div}_y F d\tau \right) = \\ &= \exp \left(\int_T^t \tilde{\Phi}(\tau, x) d\tau \right) = \tilde{F}^{-1}. \end{aligned}$$

С учетом последнего формулу для q_3 перепишем следующим образом:

$$\begin{aligned} q_3 &= \left\{ \int_{M_T} \frac{\partial g_2(x(T), y(T))}{\partial x_T} dy_T + \int_T^t \frac{\partial \tilde{\Phi}}{\partial x} d\tau \int_{M_T} g_2(x(T), y(T)) dy_T \right\} \frac{\partial f}{\partial u} = \\ &= \left\{ q_3^1 + q_3^2 \int_T^t \frac{\partial \tilde{\Phi}}{\partial x} d\tau \right\} \frac{\partial f}{\partial u}, \end{aligned}$$

где

$$q_3^1 = \int_{M_T} \frac{\partial g_2(x(T), y(T))}{\partial x_T} dy_T, \quad q_3^2 = \int_{M_T} g_2(x(T), y(T)) dy_T.$$

По сделанному выше предположению существует такая векторная функция G_2 , что $\operatorname{div}_y G_2 = g_2$. В таком случае

$$\begin{aligned} q_3^1 &= \int_{M_T} \frac{\partial \operatorname{div}_y G_2}{\partial x_T} dy_T = \int_{M_T} \left(\frac{\partial \operatorname{div}_y G_2}{\partial x_1}, \dots, \frac{\partial \operatorname{div}_y G_2}{\partial x_m} \right) dy_T = \\ &= \left(\int_{M_T} \frac{\partial \operatorname{div}_y G_2}{\partial x_1} dy_T, \dots, \int_{M_T} \frac{\partial \operatorname{div}_y G_2}{\partial x_m} dy_T \right) = \\ &= \left(\int_{M_T} \operatorname{div}_y \frac{\partial G_2}{\partial x_1} dy_T, \dots, \int_{M_T} \operatorname{div}_y \frac{\partial G_2}{\partial x_m} dy_T \right) = \\ &= \left(\int_{S_T} \frac{\partial G_2}{\partial x_1} n(y_T) dS_T, \dots, \int_{S_T} \frac{\partial G_2}{\partial x_m} n(y_T) dS_T \right) = \int_{S_T} L dS_T, \end{aligned}$$

$$\text{где } L = \left(\frac{\partial G_2(x(T), y(T))}{\partial x_1} n(y_T), \dots, \frac{\partial G_2(x(T), y(T))}{\partial x_m} n(y_T) \right).$$

Для q_3^2 переход к интегрированию по границе также осуществляется по формуле Остроградского:

$$q_3^2 = \int_{M_T} g_2(x(T), y(T)) dy_T = \int_{M_T} \text{div}_y G_2 dy_T = \int_{S_T} G_2 n(y_T) S_T.$$

Приведем формулу для нахождения градиента функционала (4). Как известно [2, 3, 6], он представляется в следующем виде:

$$\nabla I_1 = \frac{\partial h}{\partial u},$$

где $h = -f * \Psi + \varphi_1$, а функция Ψ определяется из системы

$$\begin{cases} \frac{d\Psi}{dt} = -\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^* \Psi + \left(\frac{\partial \varphi_1(t, x, u)}{\partial x}\right)^*, \\ \Psi(T, x(T)) = -\left(\frac{\partial g_1(x(T))}{\partial x(T)}\right)^*, \end{cases}$$

В заключение отметим, что условие $\text{div}_y F = \tilde{\varphi}(t, x(t))$, накладываемое на исходную систему, ограничивает применение полученных формул для вычисления градиента функционала. Однако в математических моделях оптимизации, рассматриваемых в работах [1—4], это условие выполняется. Таким образом, представленная здесь модель расчета и оптимизации динамики пучка частиц с переходом к интегрированию по границе при вычислении функционалов и градиентов может быть использована для оптимизации продольного движения в ускоряющей структуре с ПОКФ.

Литература

1. *Ovsyannikov A. D.* New Approach to Beam Dynamics Optimization Problem // Proc. of the 6th International Computational Accelerator Physics Conference, September 11—14, 2000, Darmstadt, Germany.
2. *Овсянников Д. А.* Математические методы управления пучками.— Л.: ЛГУ, 1980.
3. *Овсянников Д. А., Егоров Н. В.* Математическое моделирование систем формирования электронных и ионных пучков.— СПб.: СПбГУ, 1998.
4. *Ovsyannikov D. A.* Modeling and Optimization Problems of Charged Particle Beams Dynamics // Proceedings of the 4th European Control Conference.— Brussels, 1997.— P. 390—394.

5. Ovsyannikov D. A. Proceedings of 5th IFAC Symposium «Nonlinear Control Systems», St. Petersburg, Russia, 4—6 July 2001. Edited by A. B. Kurzhansky and A. L. Fradkov.— Vol. 1.— PERGAMON Press., 2002.— P. 13—22.

6. Понтрягин Л. С., Болтянский В. Г., Гамкрелидзе Р. В., Мищенко Е. Ф. Математическая теория оптимальных процессов.— М., 1969.

// Proceedings of the Ninth International Workshop: Beam Dynamics & Optimization, June 24—27, 2002, Saint-Petersburg, Russia.— Pp. 252—259.

**Э. Б. Козловский,
А. И. Мазуров**

ОСОБЕННОСТИ ПОСТРОЕНИЯ ЦИФРОВЫХ РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИХ АППАРАТОВ НА ОСНОВЕ ПЗС-МАТРИЦ

Рассмотрены особенности построения цифровых приёмников рентгеновского изображения на основе ПЗС-матриц. Проведено сравнение с цифровыми плоскими матричными преобразователями («flat panel»), а также с приёмниками на основе нескольких ПЗС-матриц. Показано, что многоматричные приёмники не имеют преимуществ по сравнению с одноматричными приёмниками на основе современных высокоэффективных ПЗС-матриц с числом элементов 4000×4000 и более.

В настоящее время разработан целый ряд цифровых приёмников рентгеновских изображений, на основе которых организован промышленный выпуск цифровых рентгеновских аппаратов [1, 2, 3]. Большинство фирм в своих разработках цифровых рентгеновских аппаратов используют приёмники на базе плоских панелей («flat panel») или построенные по схеме «экран—оптика—ПЗС-матрица».

Высокая технология плоских панелей под силу только гигантам рентгеновского аппаратостроения. Достаточно сказать, что лидирующие в этой области европейские фирмы («Thomson», «Siemens» и «Philips») совместно разрабатывали плоскую панель «TRIXELL» около 10 лет. В то же время разработка приёмника «экран—оптика—ПЗС-матрица» на базе широко развитой индустрии рентгеновских экранов, объективов и ПЗС-матриц доступна фирмам, имеющим средний научно-технический потенциал. Поэтому российские фирмы используют эту технологию. Основной

недостаток этой технологии заключается в больших потерях света (более 99 %) при переносе изображения с экрана на ПЗС-матрицу. Эти потери обуславливают низкую квантовую эффективность приемника. На низких пространственных частотах (менее $0,5 \text{ мм}^{-1}$) она не превышает 40 %, в то время как квантовая эффективность плоских панелей может достигать 70 %.

Два других преимущества плоских панелей (меньшие габариты и вес) в современных аппаратах не имеют существенного значения, а надежды, возлагавшиеся на плоские панели по замене пленки в любом рентгеновском аппарате, оправдались лишь частично.

Технология «экран—оптика—ПЗС-матрица» также имеет ряд преимуществ перед плоскими панелями. У плоских панелей разрешающая способность фиксирована. В приемнике на ПЗС-матрице разрешающую способность можно адаптировать под конкретную область применения. Например, при использовании биннинга матрица с числом пикселей 4000×4000 может быть применена как матрица с числом пикселей 2000×2000 или 1000×1000 . При этом повышается чувствительность в 2 и 3 раза соответственно при сохранении той же контрастной чувствительности. Разрешающую способность в зоне интереса можно повысить, используя электронное масштабирование.

Приемники с ПЗС-матрицами более надежны и долговечны. Дело в том, что фотодиодная матрица плоской панели не может быть защищена от воздействия рентгеновского излучения, так как находится в непосредственном контакте с рентгеновским экраном. Поэтому, несмотря на то, что фотодиодные матрицы плоских панелей изготавливают из радиационностойкого аморфного кремния, ее параметры все же непрерывно деградируют. Это со временем должно приводить к необратимой потере работоспособности и, следовательно, к сокращению срока службы.

Новые технологические и технические решения могут быть внедрены в приемники на ПЗС-матрицах без замены всего приемника, так как имеется возможность улучшения экрана, оптики, ПЗС-матрицы.

Разделив экран на несколько зон, можно передавать изображение каждой зоны на свою ПЗС-матрицу. При этом соответственно будет увеличиваться пространственная разрешающая способность. Такое техническое решение используют ряд фирм. Фирмы «Swissray» (Швейцария) и «Apelem» (Франция) используют четырехматричную технологию, а фирма «Телеоптик» (Украина) — конструкцию с большим числом фотоприемников (более 30). Следует отметить, что вопреки распространенному мнению, при увеличении числа матриц не происходит увеличения радиационной

чувствительности приемника в целом. Для примера рассмотрим одноматричный и 4-матричный приемники рентгеновского изображения, имеющие размер рабочего поля 400×400 мм. Положим, что размер мишени применяемых матриц 24 мм. Освещенность (E) мишени матрицы определяется формулой

$$E = \left(\frac{F}{S} \right) \cdot \lambda,$$

где F — световой поток с люминесцентного экрана (пропорционален его площади); S — площадь мишени матрицы; λ — коэффициент сбора светового потока.

В свою очередь, коэффициент λ рассчитывается по известному соотношению

$$\lambda = \frac{\tau \cdot \theta^2 \cdot m^2}{4 \cdot (1 + m)^2},$$

где τ — коэффициент светопропускания объектива; θ — относительное отверстие объектива; m — коэффициент увеличения, равный отношению размера изображения (то есть мишени матрицы) к размеру объекта (люминесцентного экрана).

Положим для простоты, что в первом и во втором рассматриваемых случаях $\tau_1 = \tau_2$, $\theta_1 = \theta_2 = 1:1 = 1,0$,

$$m_1 = \frac{l_m}{l_1} = \frac{24}{400} = 0,06, \quad m_2 = \frac{l_m}{\left(\frac{l_1}{2}\right)} = \frac{24}{200} = 0,12$$

(l_1 — размер люминесцентного экрана), $F_1 = 4F_2$.

Тогда отношение освещенностей мишеней матриц будет:

$$\frac{E_1}{E_2} = \frac{\frac{F_1 \cdot \lambda_1}{S_m}}{\frac{F_2 \cdot \lambda_2}{S_m}} = \frac{F_1 \cdot \lambda_1}{F_2 \cdot \lambda_2} = \frac{4\lambda_1}{\lambda_2} = 4 \cdot \frac{\tau_1 \cdot (\theta_1)^2 \cdot (m_1)^2 \cdot (1 + m_2)^2}{\tau_2 \cdot (\theta_2)^2 \cdot (m_2)^2 \cdot (1 + m_1)^2}.$$

Подставив вышеприведенные значения коэффициентов, получаем

$$\frac{E_1}{E_2} = 1,12.$$

Таким образом, при прочих равных условиях освещенность матрицы в первом случае будет на 12 % более высокой, чем во втором (4-матричный вариант).

Из этого следует, что многоматричные системы не могут иметь преимуществ в части радиационной чувствительности по сравнению с одноматричными. Понятно, что квантовая эффективность приемников и в первом и во втором случаях наряду с зависимостью от размеров мишени матрицы зависит от квантовой эффективности самой матрицы, входного люминесцентного экрана, а также от светосилы объектива.

Таким образом, появление высокоэффективных ПЗС-матриц с числом пикселей 4000×4000 и более лишает многоматричные технологии, по мнению авторов, перспективы.

Кроме того, разный электронный износ отдельных матриц и сшивка изображений требуют периодической калибровки. Изменение температурного режима также неблагоприятно сказывается на качестве изображения. Надежность многоматричных систем ниже одноматричных по определению.

Явным преимуществом многоматричных систем является возможность создания конструкции достаточно плоских рентгеновских преобразователей, что может быть серьезным аргументом в некоторых областях их применения, например в цифровых маммографах.

Стоимость — это та категория параметров, которую нельзя игнорировать при сравнительном анализе приемников рентгеновских изображений. Многокамерные приемники, так же как и плоские панели, всегда будут дороже приемника на одной ПЗС-матрице.

Исходя из вышеизложенного, ВНИИИМТ совместно с НПО «Экран», ЗАО «Рентгенпром», НИПК «Электрон», ОАО «Актюбрентген» (Казахстан), а также ряд других фирм выбрали одноматричную схему построения приемника

рентгеновских изображений для общей рентгенографии и флюорографии. Например, НИПК «Электрон» на базе одноматричных приемников разработала цифровой флюорограф ФЦ-01-«Электрон», цифровой рентгенографический аппарат АРЦ-01-«ОКО», ЗАО «Рентгенпром» совместно с НПО «Экран» — цифровой рентгенографический аппарат АРГЦ-РП (ПроГраф) (рис. 1).

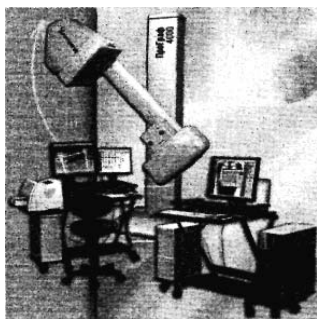


Рис. 1. Внешний вид аппарата рентгенографического цифрового АРГЦ-РП (ПроГраф)

Литература

1. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н. Н. Блинова.— М.: Медицина, 2002.
2. Медицинская техника для лучевой диагностики: Справочник / Под ред. Б. И. Леонова, Н. Н. Блинова.— М.: НПЦ «Интерфорум», 2004.
3. Рентгеновские диагностические аппараты (в двух томах) / Под редакцией Н. Н. Блинова, Б. И. Леонова.— М.: ВНИИИМТ, 2001.

// Развитие медицинской техники в России: Юбилейный сборник научных трудов ВНИИИМТ — М.: ВНИИИМТ, 2006.— С. 55—77.

А. И. Мазуров

БОРЬБА С РАССЕЯННЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ В ЦИФРОВЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТАХ

Фотоны первичного рентгеновского пучка, проходя через тело пациента, могут в нем поглотиться, рассеяться или пройти без изменения своего направления. Фотоны, которые прошли тело пациента без изменения направления, формируют на входе приемника полезное изображение. Эти фотоны дают информацию о вероятности того, что они проходят через тело пациента без взаимодействия. Вероятность этого события зависит от суммарного поглощения и рассеяния во всех тканях, лежащих на направлении распространения рентгеновского пучка. Таким образом, полезное изображение представляет собой негатив двумерной проекции трехмерного распределения ослабления рентгеновских лучей в теле. Рассеянные фотоны, напротив, создают паразитное изображение, которое, смешиваясь с полезным изображением, ухудшает такие его характеристики, как контраст, зашумленность, равномерность фона, резкость границ. Распределение рассеянных фотонов сложным образом зависит от распределения тканей и их положения в организме пациента. Таким образом, во входной плоскости приемника на полезное изображение накладывается «паразитное» изображение, сформированное рассеянным излучением.

Для подавления рассеянного излучения используют ряд методов, но в большинстве рентгеновских аппаратов применяют отсеивающие растры [1]. Чтобы правильно выбрать метод подавления, необходимо знать уровень рассеянного излучения и факторы, которые влияют на этот уровень. К таким факторам относятся: размер поля облучения, толщина и структура просвечиваемых органов,

жесткость первичных рентгеновских лучей (зависит от напряжения на рентгеновской трубке и предварительной фильтрации), геометрия съемки. Хотя основным источником рассеянного излучения является облучаемый объем тела пациента, необходимо понимать, что вторичное излучение возникает от взаимодействия первичных фотонов с любыми объектами на их пути (края диафрагм, деки столов, фильтры, кассеты, экспонометры и т. д.)

Рассмотрим факторы, определяющие уровень вторичного излучения более подробно.

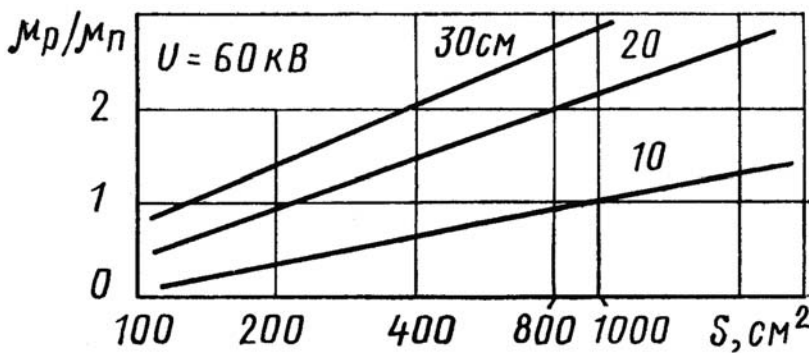
Уровень вторичного излучения в сильной степени зависит от размеров поля облучения и толщины объекта. Интенсивность рассеянного излучения возрастает с увеличением размеров поля облучения, так как увеличивается число центров рассеяния. Отношение вторичного излучения к первичному возрастает приблизительно линейно с увеличением размера поля (рис. 1, а). На рис. 1, а приведены заимствованные из работы [2] соотношения прямого и рассеянного излучения для водного фантома в зависимости от размера рабочего поля.

Эффективные атомные номера Z воды и тканей человека (кроме костной ткани) близки [3] ($Z = 7,4$ — для воды и крови, $Z = 7,3$ — для мускулов, $Z = 6,6$ — для жира), поэтому результаты измерений близки к данным, которые могут иметь место в реальных условиях медицинской диагностики. С увеличением размеров поля облучения однородного объекта интенсивность рассеянного излучения уменьшается к краям изображения. Это обусловлено поглощением рассеянного излучения в облучаемом объеме.

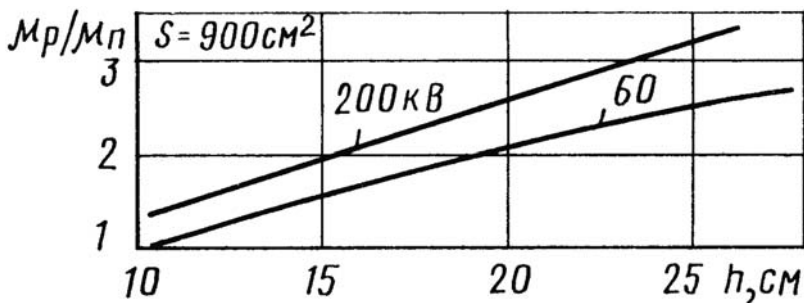
Интенсивность рассеянного излучения увеличивается примерно пропорционально толщине облучаемого объема также из-за увеличения числа центров рассеяния (рис. 1, б) Линейные коэффициенты рассеяния пропорциональны плотности рассеивающего вещества.

Интенсивность рассеянного излучения уменьшается с увеличением энергии рентгеновских фотонов, что связано с убыванием коэффициента комптоновского рассеяния. Однако при более высоких энергиях фотонов (следовательно, при более высоком напряжении на рентгеновской трубке) отношение вторичного излучения к первичному на приемнике возрастает, так как большая, чем при меньших энергиях, часть рассеянного излучения попадает на приемник (рис. 1, в). Дело в том, что рассеянные фотоны с большей энергией имеют большую вероятность достигнуть приемника.

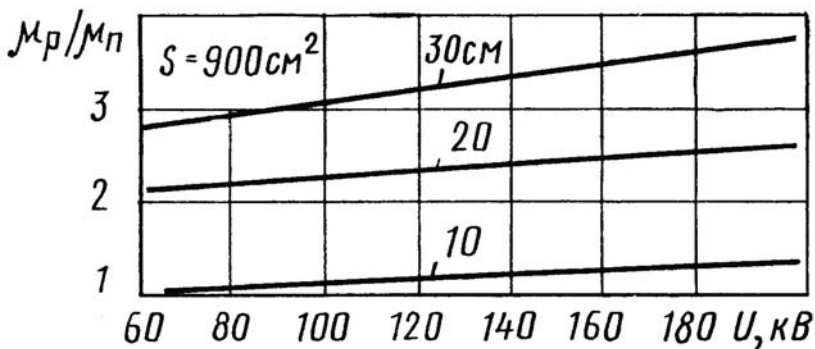
Все рассмотренные факторы приводят к тому, что при просвечивании массивных отделов тела, например брюшной полости, рассеянное излучение на приемнике может быть в 10 раз больше



a



б



в

Рис. 1. Зависимость отношения рассеянного излучения к прошедшему через объект излучению без отклонения от площади рабочего поля S (а), толщины объекта h (б) и напряжения на рентгеновской трубке (в)

первичного излучения, а при получении рентгеновских изображений грудной клетки они могут быть близки друг к другу.

Отношение вторичного излучения к первичному изменяется по полю изображения. Это отношение сильно возрастает в темных участках изображения, уменьшается на краях изображения и зависит от структуры снимаемого объекта. Функция рассеяния сложным образом зависит от распределения тканей и их положения в организме пациента. Например, при снимках грудной клетки уровень вторичного излучения за тенью сердца выше, чем позади легких, поскольку масса тканей, продуцирующих рассеянное излучение, у органов средостения больше, чем у заполненных воздухом легких. Однако в ряде приложений вполне достаточно функцию рассеяния считать медленно меняющейся и уменьшающейся по мере удаления от центра изображения.

Необходимость борьбы с рассеянным излучением трудно переоценить, так как его влияние на качество изображения огромное (см. ниже).

Прежде всего, необходимо всегда первичный пучок излучения ограничивать размерами исследуемого органа. Для этих целей в рентгеновских аппаратах служат тубусы, плоские и глубинные диафрагмы [1]. В цифровом рентгеновском аппарате должна существовать система контроля поля облучения, которая блокирует включение рентгеновской трубки, если поле облучения не сформировано по размерам поля приемника.

Снизить относительный уровень рассеянного излучения можно отодвинув объект от приемника, то есть применив съемку с прямым увеличением. Метод основан на том, что интенсивность излучения точечного источника уменьшается обратно пропорционально квадрату расстояния от источника.

Компрессия (сдавливание) какой-либо части тела при рентгеновских исследованиях также уменьшает интенсивность рассеянного излучения. Это связано с тем, что вследствие отдавливания тканей при компрессии в сторону от прямого пучка уменьшается объем облучаемой ткани. Для этих целей используются компрессионные тубусы [4]. Компрессия, ограничивая подвижность органов, уменьшает также динамическую нерезкость и снижает дозу облучения пациента.

Как уже упоминалось, для подавления вторичного излучения наиболее широко применяют отсеивающие свинцовые растры (решетки). Отсеивающие растры помещают перед приемником рентгеновского изображения до ионизационной камеры экспонометра.

Принцип фильтрации растром рассеянного излучения поясняет рис. 2.

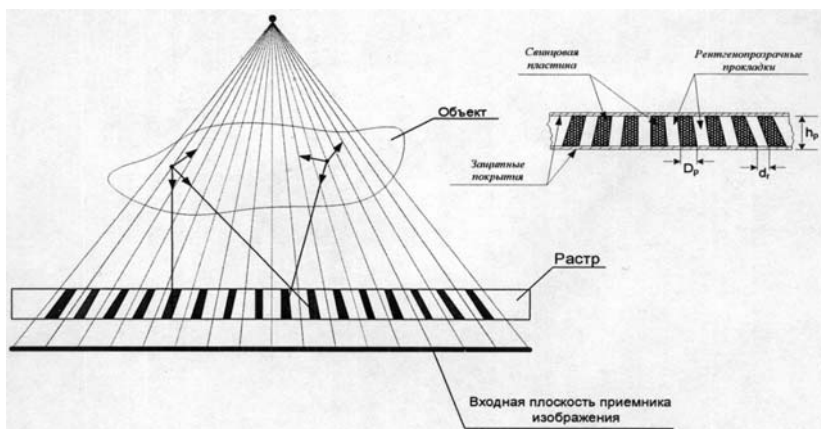


Рис. 2. К пояснению принципа фильтрации рассеянного излучения

Растр состоит из тонких пластинок свинца, разделенных прокладками. Прокладки делаются из рентгенопрозрачного вещества: алюминия, углепластика, пластмассы. Свинцовые полоски и прокладки запрессованы между двумя пластинами из алюминия или углепластика, предохраняющими их от повреждений и деформации. Преимущественное ослабление рассеянного излучения по сравнению с первичным, исходящим из фокуса трубки, определяется ориентацией поглощающих свинцовых пластин раstra на фокус трубки. Для больших фокусных расстояний допускается использование параллельных растр, в которых свинцовые пластины расположены параллельно друг другу. Для цифровых систем использование параллельных растр не рекомендуется из-за их более низкой избирательности.

Основными параметрами растр являются фокусное расстояние F , частота раstra N и отношение раstra r . Фокусное расстояние F раstra измеряется от его поверхности до точки, в которой сходятся линии, являющиеся продолжением свинцовых пластин. Частота раstra N определяется количеством свинцовых пластин на 1 см:

$$N = \frac{1}{d_p + D_p},$$

где d_p — толщина свинцовой пластины, D_p — толщина прокладки.

Неподвижный растр не должен вносить в изображение цифрового аппарата артефакты, связанные с его периодической структу-

рой. Поэтому его частота N должна быть больше удвоенной частоты пространственной дискретизации цифрового приемника.

Отношение раstra $r = \frac{h_p}{D_p}$, где h_p — толщина раstra, определя-

ет его фильтрующие свойства. Это главный параметр, определяющий степень фильтрации. Именно этот параметр определяет прозрачность раstra для первичного T_p и вторичного T_s рентгеновских излучений.

На рис. 3 представлены экспериментальные зависимости процентного содержания на выходе раstra первичного излучения по отношению к суммарному (первичное плюс вторичное) как функции отношения раstra γ для трех значений напряжения на рентгеновской трубке: 100 кВ, 75 кВ и 50 кВ. Измерения были проведены фирмой «Gilardoni» (Италия) с использованием водного фантома размером 30×30 см и толщиной 20 см, эквивалентного брюшной полости (или черепа) «нормального» типа.

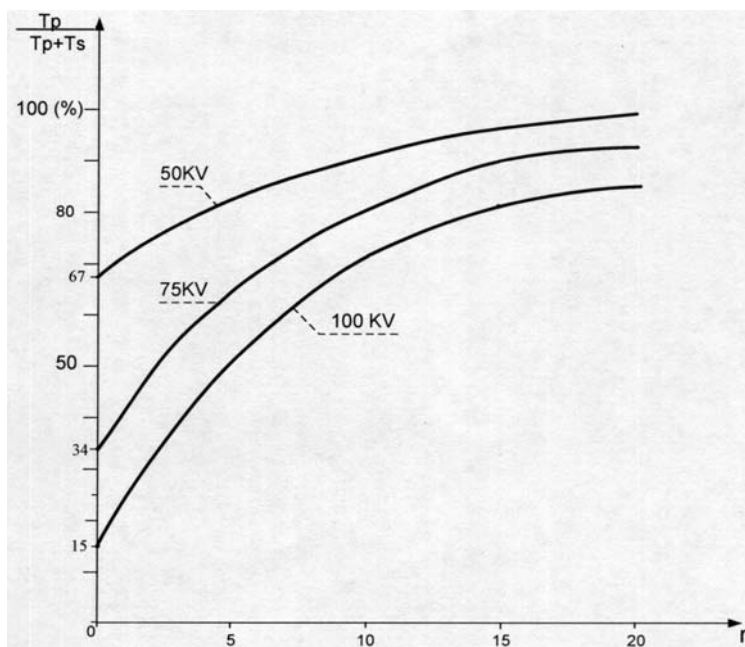


Рис. 3. Зависимости процентного содержания на выходе раstra первичного излучения по отношению к суммарному излучению как функции отношения раstra для трех значений напряжения на рентгеновской трубке: 100 кВ, 75 кВ и 50 кВ

Полученные фирмой «Gilardoni» кривые являются универсальными и практически применимы для оценки параметров всех типов свинцовых растров. Они позволяют при известной прозрачности растра для первичного пучка T_p определить все информативные параметры растра. Прозрачность же растра T_p для первичного пучка определяется конструкцией растра и зависит от его частоты N и отношения r , а также зависит от жесткости рентгеновского излучения и указывается фирмой, изготавливающей растр.

Покажем, как вычисляются с использованием приведенных на рис. 3 кривых основные параметры растра.

При нулевом отношении растра $r = 0$, что означает его отсутствие, по кривой для выбранного напряжения на рентгеновской трубке определяется отношение величины вторичного излучения I_s к первичному I_p :

$$\delta = \frac{I_s}{I_p}. \quad (1)$$

Далее для растра с выбранным отношением r по этой кривой вычисляется отношение вторичного излучения к первичному на выходе растра:

$$\delta' = \frac{I_s}{I_p} \frac{T_s}{T_p}. \quad (2)$$

Поделив (1) на (2), получим избирательность растра

$$\Sigma = \frac{\delta'}{\delta} = \frac{T_p}{T_s}. \quad (3)$$

Среднее значение коэффициента пропускания растра будет равно

$$T_t = \frac{l_p T_p + l_s T_s}{I_p + I_s} = T_p \frac{1 + \frac{\delta}{\Sigma}}{1 + \delta}. \quad (4)$$

Улучшение контраста растром

$$\eta_k = \frac{T_p}{T_t} = \frac{1 + \delta}{1 + \frac{\delta}{\Sigma}}. \quad (5)$$

Чтобы в пленочной рентгенографии с растром получить то же почернение снимка при отсутствии растра, требуется увеличить экспозицию в η_d раз:

$$\eta_0 = \frac{1}{T_t} = \frac{\eta_d}{T_p}. \quad (6)$$

Коэффициент η_d называется фактором увеличения экспозиции (Букки-фактор).

Для цифровых систем, которые имеют широкий динамический диапазон, нет необходимости увеличивать в η_d раз экспозицию. Чтобы с установленным растром получить ту же величину полезного сигнала, достаточно увеличить входную дозу в η'_e раз:

$$\eta'_e = \frac{1}{T_p}. \quad (7)$$

Для цифровых систем на соотношение (6) можно смотреть как на выигрыш в динамическом диапазоне.

Таким образом, при установке раstra увеличение контраста изображения на пленке достигается путем увеличения дозы в плоскости приемника, то есть чувствительность пленочной рентгенографической системы при установке раstra уменьшается в $1/T_i$ раз. Фактор увеличения дозы в зависимости от типа раstra, параметров просвечиваемого объекта и режима съемки может достигать 7 раз.

Совсем другая роль отводится растрам в рентгеновских аппаратах с цифровыми приемниками. Цифровые рентгенографические системы имеют, как правило, очень широкий динамический диапазон, достигающий сотни и тысячи раз. Поэтому в них, в отличие от классической рентгенографии, отсутствует опасность ограничения полезного сигнала и в то же время имеется возможность увеличения контраста изображения в электронных схемах, например, с помощью ограничения постоянной составляющей сигнала изображения по уровню сигнала самого темного элемента (пиксела) изображения.

В связи с возможностью электронного ограничения сигнала изображения растр в цифровых системах целесообразно устанавливать только в том случае, если он увеличивает отношение сигнал/шум на входе приемника, что эквивалентно улучшению чувствительности или квантовой эффективности рентгеновской системы.

Чтобы выяснить этот вопрос, проведем ряд вычислений.

Отношение сигнал/шум на входе раstra вычисляется по соотношению

$$\Psi_{\text{вх}} = \frac{\Delta\mu}{\sqrt{2(\mu_p + \mu_s)}},$$

где $\Delta\mu$ — сигнал разности между уровнем сигналов детали и фона, μ_p — сигнал на уровне фона, μ_s — уровень вторичного излучения.

Отношение сигнал/шум на выходе раstra

$$\Psi_{\text{вых}} = \frac{\Delta \mu T_p}{\sqrt{2(\mu_p T_p + \mu_s T_s)}} = \frac{\Delta \mu T_p}{\sqrt{2I_p T_s (\Sigma + \delta)}}$$

Квантовая эффективность растра будет равна

$$\eta_p = \left(\frac{\Psi_{\text{вых}}}{\Psi_{\text{вх}}} \right)^2 = T_p \frac{1 + \delta}{1 + \frac{\delta}{\Sigma}} = T_p \eta_k. \quad (8)$$

Если растр отсутствует, то $\eta_p = 1$ и квантовая эффективность аппарата определяется только квантовой эффективностью приемника.

Если $\eta_p > 1$, растр необходим.

Таблица

фирма, страна	Частота растра, см ⁻¹	Отношение растра	Прозрачность для первичного излучения	Прозрачность для вторичного излучения	Ср. знач. коэф-та пропускания	Коэф-т улучшения контраста	Избирательность растра	Букки-фактор
«Lysholm», Швеция	70	1:6	0,66	0,23	0,31	2,16	2,89	3,26
		1:8	0,63	0,17	0,25	2,51	3,64	3,97
		1:10	0,64	0,13	0,22	2,94	4,92	4,59
		1:12	0,61	0,10	0,19	3,23	6,14	5,28
		1:14	0,58	0,08	0,16	3,56	7,45	6,14
		1:16	0,59	0,07	0,16	3,68	8,65	6,26
«Siemens», Германия	70	1:17	0,637	0,068	0,17	3,75	9,38	5,88
«Gilardoni», Италия	70	1:06	0,70	0,275	0,34	2,05	2,54	2,94
		1:08	0,68	0,22	0,30	2,26	3,09	3,33
		1:10	0,66	0,16	0,25	2,64	4,12	4,00
		1:12	0,65	0,135	0,23	2,82	4,81	4,34

В таблице приведены параметры нескольких растров ведущих фирм производителей. Значения T_p , T_s , T_t приведены для $U = 100$ кВ. На основании взятых из таблицы параметров T_p и Σ и соотношения (8) построены зависимости квантовой эффективно-

сти растров фирмы «Lysholm» от отношения вторичного излучения к первичному (рис. 4).

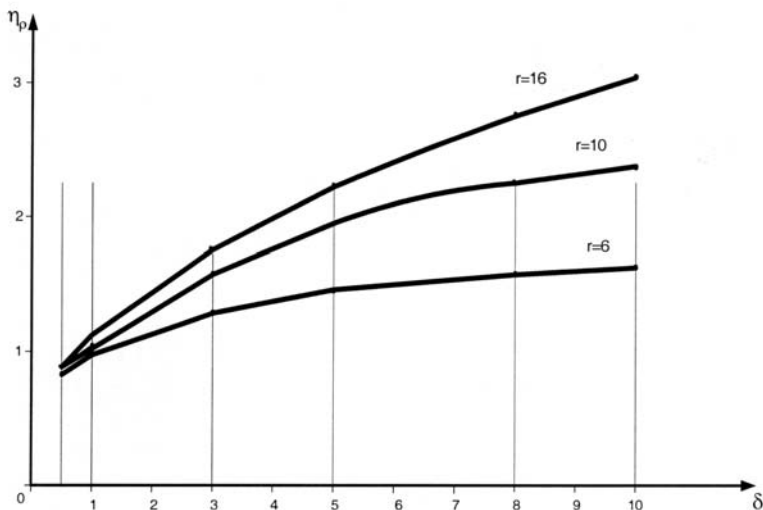


Рис. 4. Квантовая эффективность растров в зависимости от отношения вторичного излучения к первичному

Из рис. 4 видно, что в цифровых системах целесообразно применять неподвижные растры с максимальным отношением r . Если отношение вторичного излучения к первичному $\delta < 1$, то устанавливать растр нецелесообразно, так как η_p также меньше 1. В целях еще большего увеличения отношения r и, следовательно, η_p можно использовать решетку из двух растров, расположенных друг над другом, свинцовые пластины в которых идут во взаимно перпендикулярном направлении (образуется ячейковый растр). Таким образом, в цифровых рентгеновских аппаратах растр увеличивает контраст изображения, подавляет шумы на входе приемника и увеличивает динамический диапазон приемника. Кроме того, подавляя рассеянное излучение, он улучшает резкость границ и устраняет неравномерный фон, образованный изображением во вторичном излучении. Растр ослабляет также дополнительный фон, который вызван внефокальным излучением.

Но наряду с положительным влиянием на качество изображения растр ухудшает ряд потребительских свойств аппарата.

Вместе с подавлением вторичного излучения частично ослабляется интенсивность изображения в прямом пучке. Растры с часто-

той N ниже двойной частоты пространственной дискретизации вносят в изображение паразитный сигнал. Использование подвижного растра для подавления паразитного сигнала усложняет конструкцию и создает дополнительную нерезкость, если конструкция недостаточно жесткая. Растр ограничивает диапазон изменения фокусного расстояния:

$$\Delta F = \pm \frac{F_0}{1 - \frac{2F_0 k}{rL}} - F_0, \quad (9)$$

где ΔF — допустимое изменение фокусного расстояния относительно номинального F_0 , k — допустимое дополнительное относительное ослабление первичного излучения, L — длина растра вдоль ламелей. Если ΔF больше допустимого, то происходит резкое уменьшение прозрачности растра T_p к краям изображения.

При низких напряжениях прозрачность растра снижается. В ряде случаев растры ограничивают число используемых проекций. Например, ячейковые растры нельзя применять при снимках косых проекций и в линейной томографии.

Усложняется настройка рентгеновского аппарата. Во избежание избыточного поглощения первичного пучка растр необходимо очень точно располагать по отношению к фокусному пятну рентгеновской трубки. Фокусное пятно трубки и фокус растра должны совпадать, а центральный луч рентгеновского пучка должен перпендикулярно попадать на центр растра. Неточное центрирование рентгеновской трубки или наклон трубки в направлении, поперечном ходу пластин, также уменьшают пропускания растра. При этом неравномерность пропускания по полю изображения будет несимметричной. Наклон трубки допустим только в направлении хода свинцовых пластин, что позволяет делать косые снимки и цифровую линейную томографию. Поэтому в столах снимков направление свинцовых пластин растра должно совпадать с длинной осью стола.

Наконец, растр увеличивает габариты и массу приемника и стоимости аппарата. Несмотря на эти недостатки, целесообразность установок растров в цифровых аппаратах, когда $\delta > 1$, несомненная.

В аппаратах, которые часто используются для съемки тонких органов (например, кисти рук и стопы ног), целесообразно использовать быстросъемный растр и снимок делать без растра, так как в этих случаях $\delta < 1$.

Учитывая важность полного подавления рассеянного излучения и невозможность реализации этого на аппаратах с одновременным

формированием всего поля изображения, ряд фирм работает над созданием аппаратов с узким веерным рентгеновским пучком и аппаратов бегущего рентгеновского луча [5].

При сканировании пациента узким веерным рентгеновским пучком резко сокращается число центров рассеяния и, следовательно, интенсивность вторичного излучения, попадающего на приемник изображения. Если с помощью растров с отношениями $r > 15$ можно подавить рассеянное излучение до 20 раз, то сканирование объекта узким веерным пучком потенциально может снизить уровень вторичного излучения во столько раз, сколько строк в кадре, то есть до 500—2000 раз. При этом полностью отсутствует поглощение первичного излучения (растр отсутствует). Главный недостаток таких систем обусловлен большим временем сканирования, что приводит к потере четкости (смазыванию) изображения вследствие движения пациента и кимографическому эффекту.

Отметим, что в системах сканирования узким веерным пучком следует различать общее большое время экспозиции и маленькое время экспозиции каждого элемента изображения. Время экспозиции каждого элемента равно общему времени формирования кадра, деленному на число строк в снимке. Поэтому время экспозиции элемента сравнимо и даже может быть меньше времени экспозиции при традиционной рентгенографии. Поэтому потери качества изображения за счет динамической нерезкости проявляются главным образом в виде сдвигов изображений в строках. В каждой строке изображение регистрируется в своей фазе движущегося органа, что аналогично кимографическому эффекту.

Другими недостатками сканирующих аппаратов являются большие токи рентгеновской трубки, так как большая часть рентгеновского излучения трубки не используется, большие механические нагрузки на излучатель и возникновение дополнительной нерезкости из-за вибраций аппарата. Сочетание больших токов трубки с большим временем сканирования сокращает срок службы рентгеновской трубки.

Еще большего снижения уровня рассеянного излучения можно добиться в аппаратах бегущего рентгеновского луча. Однако практические конструкции таких рентгеновских аппаратов для медицинской диагностики в настоящее время отсутствуют из-за трудностей реализации и высокой стоимости сверхмощных рентгеновских источников. Исключение составляют специальные компьютерные томографы [4].

Еще один путь снижения вторичного излучения заключается в разработке приемников изображения, в которых осуществляется

счет фотонов каждого пиксела. Появляется возможность отсечь рассеянное излучение по амплитудам считаемых импульсов сигналов, так как энергия рассеянных квантов в среднем на 25 % меньше энергии квантов первичного излучения.

Учитывая вышеизложенное, все цифровые рентгеновские аппараты, которые производит НИПК «Электрон» под маркой «ОКО», оснащены растрами для подавления рассеянного излучения. Частота этих растров N , как минимум, в 2 раза превышает частоту пространственной дискретизации, а отношение растров r обеспечивает высокую избирательность и квантовую эффективность.

Литература

1. Рентгентехника: Справочник. Кн. 1 / Под ред. В. В. Ключева.— М.: Машиностроение, 1992.
2. Блинов Н. Н., Жуков Е. М., Козловский Э. Б., Мазуров А. И. Телевизионные методы обработки рентгеновских и гамма-изображений.— М.: Энергоиздат, 1982.
3. Поройков И. В. Рентгенометрия.— М.-Л.: ГИТЛ, 1950.
4. Физика визуализации изображений в медицине / Под ред. С. Уэбба.— М.: Мир, 1991.
5. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н. Н. Блинова.— М.: Медицина, 2002.

// Сборник «По пути прогресса — к новым достижениям» / ОАО НПП «Радар ММС»; под ред. Г. В. Анцева.— СПб., 2006.— С. 304—309.

**Ю. А. Вейп,
А. И. Мазуров**

КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ РЕНТГЕНТЕЛЕВИЗИОННЫХ СИСТЕМ НА ПЛОСКИХ ПАНЕЛЯХ

Рассмотрено преобразование сигнала изображения и шумов в рентгенотелевизионной системе на плоской панели, проведено сравнение с широко используемой в настоящее время системой «экран—оптика—ПЗС-матрица». Квантовая эффективность систем определена с учетом влияния рассеянного рентгеновского излучения в процессе формирования входного изображения.

Ключевые слова: визуализация, рентгенотелевизионная система, отношение «сигнал/шум», квантовая эффективность.

Разработка рентгентелевизионных систем (РТС) для медицинской диагностики подчинена решению задачи повышения эффективности диагностики при минимальной лучевой нагрузке на пациента. В связи с этим применяются минимальные дозы облучения, обеспечивающие достаточное для диагностики качество изображения. В настоящее время широкое распространение получили РТС, использующие приемники (преобразователи рентгеновского изображения в видеосигнал) двух типов: «экран—оптика—ПЗС-матрица» и «экран—фотопреобразователь». Последние конструктивно выполнены без промежуточной оптики.

Системы «экран—оптика—ПЗС-матрица», основанные на съемке изображения с флюороскопического экрана с помощью телевизионного преобразователя на ПЗС-матрице, получили широкое распространение в аппаратуре ряда российских и зарубежных фирм. Принципы построения таких систем очевидны: рентгеновское изображение преобразуется в видимое флюороскопическим экраном, с помощью светосильного объектива это изображение проецируется на ПЗС-матрицу, образованный сигнал подвергается дальнейшей обработке для формирования изображения или для консервации.

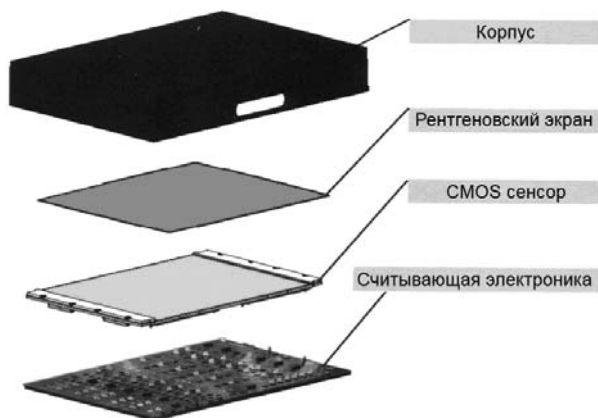


Рис. 1

Приемники на плоских панелях с непрямым преобразованием в корпусе (рис. 1) содержат: рентгеновский экран, фотопреобразователь (КМОП-матрицы), который имеет непосредственный контакт с рентгеновским экраном, и плату считывающей электроники. Приемники этого класса получили наименование «приемники с не-

прямым преобразованием» в связи с тем, что невидимое рентгеновское изображение преобразуется в световое и, далее, в сигнал изображения. Прямой контакт экрана и фотопреобразователя исключает применение оптики, что в сотни и более раз увеличивает сбор светового потока на фотопреобразователь, уменьшает габариты и массу приемника. Фотопреобразователь обычно состоит из нескольких «сшитых» между собой КМОП-матриц. Например, плоскпанельный приемник DIRA-DFP, разработанный по технологии детекторов с непрямым преобразованием, состоит из экрана CsI (или $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$), нескольких матричных КМОП-сенсоров и платы электроники, считывающей сигнал изображения. Разработано пять модификаций приемника с рабочими полями 135×235 , 235×290 , 290×350 , 350×430 и 290×700 мм. Увеличение рабочего поля осуществляется «сшивкой» базовой панели размером 120×145 мм [1].

Механизмы преобразования сигналов в приемниках типа «экран—оптика—ПЗС-матрица» и приемниках на плоских панелях принципиально одинаковы [2], [3] (рис. 2).

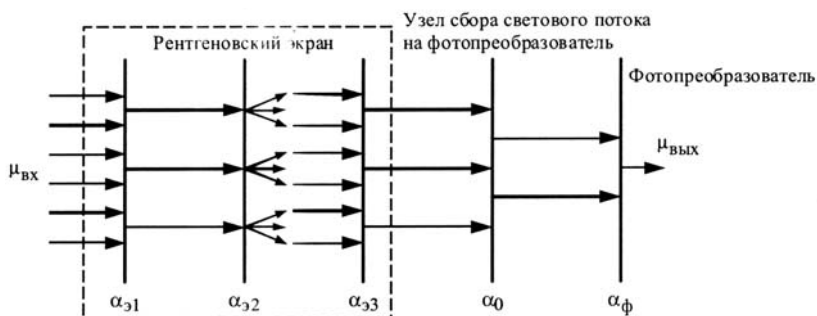


Рис. 2

В каждом из этих приемников происходит поглощение рентгеновских квантов $\mu_{вх}$ в экране (коэффициент поглощения $\alpha_{з1}$, преобразование люминофором экрана поглощенных рентгеновских фотонов в световые фотоны с коэффициентом преобразования $\alpha_{з2}$, выход световых фотонов в сторону фотопреобразователя (коэффициент выхода $\alpha_{з3}$, сбор светового потока на фотопреобразователе с коэффициентом α_0 и, наконец, преобразование светового потока в фотопреобразователе в электроны (α_{ϕ} — квантовый выход преобразователя), которые после считывания преобразуются в сигнал изображения $\mu_{вых}$.

Одной из основных характеристик цифровых РТС является обобщенная квантовая эффективность как функция пространственных частот, определяющая чувствительность системы, включая узел подавления рентгеновского излучения (свинцовый растр) на входе приемника [4].

Квантовые эффективности РТС и ее элементов могут быть определены на основе анализа прохождения сигнала и шума в системе. Соотношение для обобщенной квантовой эффективности аппарата $\eta_0(\nu)$ имеет тот же вид, что и для квантовой эффективности приемника [5]:

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

где ν — пространственная частота; $\Psi_{\text{вых}}$ и $\Psi_{\text{вх}}$ — выходное и входное отношения «сигнал/шум» соответственно; $A(\nu)$ — функция передачи модуляции (контрастно-частотная характеристика (КЧХ)); $n(\nu)$ — нормированная спектральная плотность шумов.

Из теоремы Буржеса [6] следует, что в многокаскадном фотоприемнике каскады с коэффициентами преобразования $\alpha < 1$, для которых дисперсии $D(\alpha) = \bar{\alpha}(1 - \bar{\alpha})$ (черта сверху обозначает математическое ожидание), можно объединить, перемножив их коэффициенты преобразования. В рассматриваемых приемниках объединим в один каскады с коэффициентами $\alpha_{\gamma 3}$, α_0 , α_ϕ , тогда схема на рис. 2 упростится и примет вид, представленный на рис. 3.

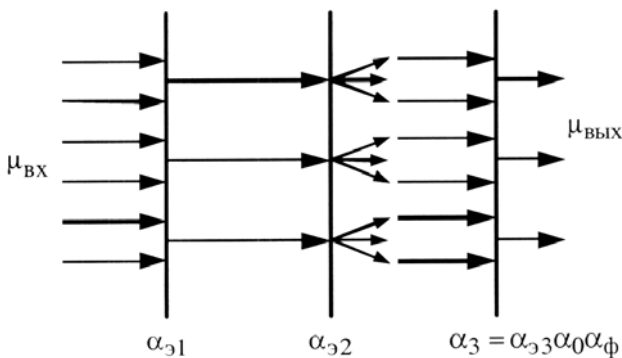


Рис. 3

Следуя [7], под сигналом будем понимать разность $\Delta\mu$ между математическими ожиданиями количества частиц (рентгеновских и световых фотонов, электронов), переносящих информацию, при-

ходящихся на малококонтрастный тестовый элемент (деталь) и на окружающие его элементарные площадки фона того же размера, а под уровнем шума — среднеквадратичное отклонение $\Delta\mu$. Сигнал на выходе фотоприемника типа «экран—оптика—ПЗС-матрица» равен

$$\Delta\mu_{вых1} = \Delta\mu_{вх} \bar{\alpha}_{\varphi 1} \bar{\alpha}_{\varphi 2} \bar{\alpha}_{3M} = \Delta\mu_{вх} \bar{\alpha}_{\Sigma M},$$

где $\Delta\mu_{вх}$ — сигнал на входе; $\bar{\alpha}_{3M} = \bar{\alpha}_{\varphi 3} \bar{\alpha}_{01} \bar{\alpha}_{\varphi M}$ — коэффициент преобразования каскада α_3 для приемника на ПЗС-матрице ($\alpha_{\varphi M}$ — квантовый выход ПЗС-матрицы); $\bar{\alpha}_{\Sigma M} = \bar{\alpha}_{\varphi 1} \bar{\alpha}_{\varphi 2} \bar{\alpha}_{3M}$ — общий коэффициент преобразования на ПЗС-матрице.

На выходе фотоприемника в системе с плоской панелью сигнал составит

$$\Delta\mu_{вых2} = \Delta\mu_{вх} \bar{\alpha}_{\varphi 1} \bar{\alpha}_{\varphi 2} \bar{\alpha}_{3П} = \Delta\mu_{вх} \bar{\alpha}_{\Sigma П},$$

где $\bar{\alpha}_{3П} = \bar{\alpha}_{\varphi 3} \bar{\alpha}_{02} \bar{\alpha}_{\varphi П}$ — коэффициент преобразования каскада α_3 для приемника с плоской панелью ($\bar{\alpha}_{\varphi П}$ — квантовый выход плоской панели); $\bar{\alpha}_{\Sigma П} = \bar{\alpha}_{\varphi 1} \bar{\alpha}_{\varphi 2} \bar{\alpha}_{3П}$ — общий коэффициент преобразования в системе с плоской панелью.

Дисперсии выходных сигналов определяются как

$$D_M(\mu_{вых}) = 2 \left\{ \left[D(\mu_{вх}) + D(\mu_p) \right] \bar{\alpha}_{\Sigma M}^2 \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\varphi 1}}{\bar{\alpha}_{\varphi 1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\varphi 1} \bar{\alpha}_{\varphi 2}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_3}{\bar{\alpha}_{\Sigma M}} \right) + D_{a.M} \right\};$$

$$D_n(\mu_{вых}) = 2 \left\{ \left[D(\mu_{вх}) + D(\mu_p) \right] \bar{\alpha}_{\Sigma П}^2 \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\varphi 1}}{\bar{\alpha}_{\varphi 1}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_{32}}{\bar{\alpha}_{\Sigma П}} \right) + D_{a.n} \right\}$$

где μ_p — сигнал рассеянного излучения, приходящийся на тестовый элемент; $D_{a.M}$, $D_{a.n}$ — дисперсии аддитивных шумов рентгеноприемников на основе ПЗС-матрицы и плоской панели соответственно.

Так как флуктуации рентгеновского излучения подчинены закону Пуассона, то $D(\mu_{вх}) = \bar{\mu}_{вх}$ и $D(\mu_p) = \bar{\mu}_p$. Обозначив $\frac{\bar{\mu}_p}{\bar{\mu}_{вх}} = \delta$, получим:

$$D_M(\mu_{вых}) = 2 \left[\bar{\mu}_{вх} (1 + \delta) \bar{\alpha}_{\Sigma M}^2 \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\varphi 1}}{\bar{\alpha}_{\varphi 1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\varphi 1} \bar{\alpha}_{\varphi 2}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_3}{\bar{\alpha}_{\Sigma M}} \right) + D_{a.M} \right]; \quad (2)$$

$$D_{\Pi}(\mu_{\text{вых}}) = 2 \left[\bar{\mu}_{\text{ex}} (1 + \delta) \bar{\alpha}_{2\Pi}^2 \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\text{э}1}}{\bar{\alpha}_{\text{э}1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\text{э}1} \bar{\alpha}_{\text{э}2}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_3}{\bar{\alpha}_{\Sigma\Pi}} \right) + D_{a.n} \right]. \quad (3)$$

Из (2) и (3) следует, что рассеянное рентгеновское излучение при пренебрежимо малых аддитивных шумах увеличивает дисперсию сигнала на выходе приемника в $(1 + \delta)$ раз. Так как в темных местах изображения $\delta \geq 10$ [5], проблему подавления рассеянного излучения трудно переоценить. Для борьбы с рассеянным излучением используют свинцовые растры (отсеивающие решетки), которые устанавливают перед приемником.

Типичные значения коэффициентов преобразования звеньев приемника составляют $\bar{\alpha}_{\text{э}1} = 0,5$, $\bar{\alpha}_{\text{э}2} = 3000$, $\bar{\alpha}_{0M} = 0,0025$ (для приемника на основе ПЗС-матрицы), $\bar{\alpha}_{0\Pi} = 0,5$ (для приемника на основе плоской панели), $\bar{\alpha}_{\phi.M} = \bar{\alpha}_{\phi.n} = 0,5$ [5]. В плоских панелях слагаемые $1/(\bar{\alpha}_{\text{э}1} \bar{\alpha}_{\text{э}2})$ и $(1 - \bar{\alpha}_{3\Pi}/\bar{\alpha}_{\Sigma1})$ существенно меньше единицы, поэтому их влиянием на $D(\mu_{\text{вых}})$ можно пренебречь. В обозначениях коэффициентов преобразования звеньев α индекс M относится к приемнику на ПЗС-матрице, а Π — к плоской панели. В приемниках типа «экран—оптика—ПЗС-матрица» можно пренебречь только слагаемым $1/(\bar{\alpha}_{\text{э}1} \bar{\alpha}_{\text{э}2})$. Следовательно,

$$D_1(\mu_{\text{вых}}) = 2 \left\{ \bar{\mu}_{\text{ex}} [1 + \delta] \bar{\alpha}_{\Sigma M}^2 \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\text{э}1}}{\bar{\alpha}_{\text{э}1}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_{31}}{\bar{\alpha}_{\Sigma M}} \right) + D_1(\mu_A) \right\};$$

$$D_1(\mu_{\text{вых}}) = 2 \left\{ \bar{\mu}_{\text{ex}} [1 + \delta] \bar{\alpha}_{\Sigma M}^2 \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\text{э}1}}{\bar{\alpha}_{\text{э}1}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_{31}}{\bar{\alpha}_{\Sigma M}} \right) + D_2(\mu_A) \right\}.$$

Определим выходные отношения «сигнал/шум» для рассматриваемых схем:

$$\Psi_{\text{вых}1}^2 = \frac{(\Delta \mu_{\text{ex}} \bar{\alpha}_{\Sigma M})^2}{2 \left\{ \bar{\mu}_{\text{ex}} [1 + \delta] \bar{\alpha}_{\Sigma M}^2 \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\text{э}1}}{\bar{\alpha}_{\text{э}1}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_{31}}{\bar{\alpha}_{\Sigma M}} \right) + D_1(\mu_A) \right\}};$$

$$\Psi_{\text{вых}2}^2 = \frac{(\Delta \mu_{\text{ex}} \bar{\alpha}_{\Sigma \Pi})^2}{2 \left\{ \bar{\mu}_{\text{ex}} [1 + \delta] \bar{\alpha}_{\Sigma \Pi}^2 \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\text{э}1}}{\bar{\alpha}_{\text{э}1}} \right) + D_2(\mu_A) \right\}}.$$

Обобщенные квантовые эффективности (1) на низких пространственных частотах при КЧХ $A(v)$ равны

$$\eta_1 = \frac{1}{(1+\delta) \left(1 + \frac{1-\bar{\alpha}_{\vartheta 1}}{\bar{\alpha}_{\vartheta 1}} + \frac{1-\bar{\alpha}_{31}}{\bar{\alpha}_{\Sigma M}} \right) + \frac{D_1(\mu_A)}{\bar{\mu}_{ex} \bar{\alpha}_{\Sigma M}^2}};$$

$$\eta_2 = \frac{1}{(1+\delta) \left(1 + \frac{1-\bar{\alpha}_{\vartheta 1}}{\bar{\alpha}_{\vartheta 1}} + \frac{1-\bar{\alpha}_{31}}{\bar{\alpha}_{\Sigma M}} \right) + \frac{D_2(\mu_A)}{\bar{\mu}_{ex} \bar{\alpha}_{\Sigma \Pi}^2}}.$$

Приняв $\delta = 0$, получим квантовую эффективность на низких пространственных частотах для приемника «экран—оптика—ПЗС-матрица» и плоской панели:

$$\eta_1 = \frac{1}{1 + \left(1 + \frac{1-\bar{\alpha}_{\vartheta 1}}{\bar{\alpha}_{\vartheta 1}} + \frac{1-\bar{\alpha}_3}{\bar{\alpha}_{\Sigma M}} \right) + \frac{D_1(\mu_A)}{\bar{\mu}_{ex} \bar{\alpha}_{\Sigma M}^2}}; \quad (4)$$

$$\eta_2 = \frac{1}{1 + 1 + \frac{1-\bar{\alpha}_{\vartheta 1}}{\bar{\alpha}_{\vartheta 1}} + \frac{D_2(\mu_A)}{\bar{\mu}_{ex} \bar{\alpha}_{\Sigma \Pi}^2}}. \quad (5)$$

Анализируя соотношения (4) и (5), можно сделать следующие выводы.

Соотношение (4) для квантовой эффективности приемника типа «экран—оптика—ПЗС-матрица» отличается от соотношения (5) для квантовой эффективности плоской панели слагаемым $(1-\bar{\alpha}_3)/\bar{\alpha}_{\Sigma M}$ в знаменателе. Это слагаемое существенно снижает квантовую эффективность. Оно обусловлено мультипликативными шумами, которые связаны с большими потерями сигнала в оптическом звене приемника на ПЗС-матрице. Чтобы минимизировать это слагаемое, суммарный коэффициент преобразования сигнала приемником должен быть больше единицы, однако возможности для его увеличения практически исчерпаны. В плоских панелях $\bar{\alpha}_{\Sigma M}$ существенно больше единицы и может достигать нескольких десятков. Это их главное преимущество по отношению к приемникам на ПЗС-матрицах.

Последнее слагаемое в знаменателе соотношения (5), связанное с аддитивными шумами фотоприемника, меньше аналогичного слагаемого в соотношении (4) при одинаковой затрачиваемой на снимок дозе облучения, то есть при равных $\bar{\mu}_{ex}$. Это также обусловлено тем, что $\bar{\alpha}_{\Sigma 2} > \bar{\alpha}_{\Sigma 1}$ даже при том, что в плоских панелях темновой ток в десятки раз больше темнового тока в ПЗС-матрицах.

Расчеты показывают, что квантовая эффективность плоских панелей на низких пространственных частотах приблизительно в 1,5 раза выше, чем у приемников на ПЗС-матрицах. Чтобы приблизить эффективность приемников типа «экран—оптика—ПЗС-матрица» к эффективности плоских панелей, необходимо увеличивать суммарный коэффициент преобразования сигнала до значений не менее 3.

Проведенный анализ квантовой эффективности рассмотренных приемников непрямого преобразования позволяет разделить их на три группы.

- Приемники на плоских панелях. Эти приемники являются квазиидеальными. В них снижение чувствительности по сравнению с идеальным приемником прямого преобразования определяется только поглощением рентгеновского излучения в экране. При коэффициенте поглощения $\bar{\alpha}_{\Sigma} \geq 0,5$ в них преобладают квантовые шумы рентгеновского излучения.

- Приемники «экран—оптика—ПЗС-матрица», относящиеся к приемникам средней чувствительности. Низкий коэффициент передачи света с экрана на фотоприемник даже светосильным объективом (менее 1 %) обуславливает небольшой суммарный коэффициент преобразования ($\bar{\alpha}_{\Sigma} \approx 1$). В них преобладают мультипликативные шумы, связанные с флуктуациями коэффициентов преобразования звеньев приемника.

- Высокодозовые приемники, в которых квантовая эффективность определяется как мультипликативными шумами, обусловленными флуктуациями коэффициентов преобразования, так и аддитивными шумами. Для уменьшения влияния аддитивных шумов приходится увеличивать дозу на входе приемника. Такие приемники используются в флюорографических камерах.

Оценивая перспективы развития рассмотренных двух типов приемников непрямого преобразования, наряду с количественным сопоставлением их по квантовой эффективности, следует обратить внимание на некоторые технологические особенности этих систем. Учитывая возможность реализации существенно более высокой квантовой эффективности плоских панелей, их небольшие габариты и вес, можно прогнозировать, что они вытеснят приемники других типов, включая приемники «экран—оптика—ПЗС-матрица». Вместе с этим следует отметить, что увеличение в плоских панелях размера фоточувствительной матрицы до размера рентгеновского экрана является сложной технологической задачей. Полноформатную матрицу фотоприемников большинство фирм составляют из матриц меньших размеров. Например, матрица фирмы «TRIXELL» типа Pixium 4600 размером 429 × 429 мм составлена

из четырех матриц меньшего размера [8]. Такой технологический прием требует решения ряда задач: обеспечения идентичности параметров всех частей составной матрицы, сшивки матриц, поддержания одинаковой температуры по всей поверхности матрицы. Это порождает ряд технических проблем.

1. Из-за неидентичности параметров матриц, из которых составляется полноформатная матрица, требуется тщательная предварительная калибровка. Она состоит из замещения сигналов дефектных пикселей сигналами соседних пикселей, выравнивания чувствительности всех пикселей и компенсации темнового тока для каждого пикселя при коротких и длительных экспозициях. Кроме того, требуется периодическая калибровка из-за разного износа отдельных матриц, а также вследствие изменения температуры по всей поверхности составной матрицы.

2. Поддержание одинаковой температуры по всей поверхности составной матрицы является сложной технологической задачей. При изменении температуры могут появиться зазоры на стыках между матрицами и измениться калибровка.

3. Стыковка матриц в монолитную конструкцию является сложной технологической задачей.

4. В плоской панели фотоприемники находятся под непосредственным воздействием рентгеновского облучения, прошедшего через экран. Как правило, экран поглощает не более 70 % излучения, формирующего входное рентгеновское изображение. С увеличением энергии рентгеновского излучения (напряжения на рентгеновской трубке) доля прошедшего через экран излучения существенно увеличивается и, следовательно, увеличивается вероятность возникновения радиационных дефектов, особенно при высоких дозах и интенсивностях эксплуатации плоской панели. Для устранения радиационных дефектов в электронных компонентах, расположенных непосредственно в плоской панели, они экранируются, что увеличивает массу и объем конструкции. Таким образом, разработка долгоживущих плоских приемников для цифровой рентгенографии требует создания радиационно-стойких электронных компонентов. Несмотря на то, что фотоприемники изготавливают из радиационно-стойких материалов, под действием рентгеновского излучения параметры плоских панелей непрерывно деградируют, что приводит к необратимой потере работоспособности и, следовательно, к сокращению срока службы приемника.

Для устранения указанных недостатков плоских панелей требуется значительное время, поэтому рассмотренные технологии РТС на значительном временном интервале будут развиваться параллельно. При любом варианте их построения РТС остаются много-

звенными системами, для которых характерно многократное преобразование информационного потока. Следовательно, одно звено, как бы совершенно оно ни было, не определяет качество всей системы. Главное в системе — согласование параметров отдельных звеньев. Практика показывает, что в этом направлении далеко не использованы все возможности систем «экран—оптика—ПЗС-матрица». Поэтому, кроме совершенствования самих приемников при проектировании систем, необходимо проводить согласование параметров входного изображения и приемника. В первую очередь необходимо уменьшить входные шумы рассеянного излучения и повысить глубину модуляции спектра пространственных частот входного изображения. Минимизировать шум на входе приемника можно, выбрав оптимальные параметры рентгеновского раstra. Ряд конструктивных особенностей систем этого типа и относительно невысокая стоимость отдельных ее элементов дает основание считать целесообразным дальнейшее их развитие.

Литература

1. Вейн Ю. А., Мазуров А. И. Универсальные цифровые приемники рентгеновских изображений // Медицинская техника.— 2009.— № 5.— С. 37—39.
 2. Борисов А. А., Вейн Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон М. Б. О двух технологиях построения цифровых приемников рентгеновских изображений // Медицинская техника.— 2006.— № 5.— С. 7—10.
 3. Körner V., Weber C. H., Wirth S. et al. Advances in Digital radiography: physical principles and system overview // Radiographics.— 2007.— Vol. 27, № 3.— P. 675—686.
 4. Телевизионная астрономия / Под ред. В. Б. Никонова.— М.: Наука, 1984.— С. 272.
- // Известия Высших учебных заведений России: Радиоэлектроника.— № 3.— 2010.— С. 54—60.

КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ СИСТЕМ РЕГИСТРАЦИИ И ВОСПРОИЗВЕДЕНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Рассмотрены различные подходы к оценке чувствительности многозвенных систем регистрации и воспроизведения изображений. Показано, что наиболее универсальной характеристикой чувствительности таких систем является обобщенная квантовая эффективность, определяемая как функция пространственных частот. На примере рентгенотелевизионных систем рассмотрены принципы построения и анализ их квантовой эффективности.

Ключевые слова: квантовый выход, квантовая эффективность, обобщенная квантовая эффективность, чувствительность.

Назначение прикладных систем воспроизведения изображений часто состоит в том, чтобы извлечь максимальное количество информации при ограниченной интенсивности физического поля, которое непосредственно формирует изображения на входе системы (телевизионные, фотографические, интроскопические и др.). В связи с этим в различных классах систем воспроизведения, объединенных научным направлением «иконика» [1], использовались различные во многом взаимно несогласованные определения чувствительности. Так, в телевидении она определяется как величина, обратная минимальному значению светового потока, при котором обеспечивается формирование выходного сигнала с заданными параметрами [2]. Фотографическая чувствительность характеризуется величиной, обратной экспозиции, необходимой для получения заданного фотографического эффекта. На практике используются различные определения, методики и единицы измерений чувствительности. Например, для оценки чувствительности цифровых видеокамер используют единицы ASA (американский стандарт), чувствительность фотографических материалов в соответствии с отечественным стандартом измеряется в единицах ГОСТ, в общеевропейском стандарте для этого используются единицы ISO, в немецком — единицы DIN.

В ряде работ чувствительность систем воспроизведения изображений определяется величиной, обратной значению световой (лучистой) энергии входного сигнала изображения, при которой обеспечивается точность воспроизведения, характеризуемая заданным количеством информации о входном изображении при заданном числе элементарных объемов [3]. Этот список определений чувствительности можно продолжить.

Учитывая несоответствия и недостатки общепринятых и стандартизованных систем оценок чувствительности разных классов изображающих систем, А. Роуз (Rose) предложил для сравнения чувствительности различных систем воспроизведения изображений использовать характеристику, идентичную квантовому выходу фотопреобразователей, которая была названа квантовой эффективностью [4].

Квантовый выход. Введенная А. Роузом характеристика указывает, в какое число раз необходимо в реальной системе увеличить энергию (или число фотонов) по сравнению с идеальной, чтобы получить на выходе то же отношение «сигнал/шум». Под идеальной понимается система, не имеющая собственных шумов. В силу этого идеальная система регистрирует каждый фотон излучения, падающий на светочувствительную поверхность детектора, и единственными ограничениями, накладывающимися на качество выходного изображения, являются флуктуации в регистрируемом изображении.

Фактически А. Роуз ввел новое определение квантового выхода, приравняв его к классическому определению, которое уже использовалось при оценке чувствительности фотопреобразователей с внешним и внутренним фотоэффектами, например фотокатодов. Если обозначить классическое определение квантового выхода фотокатода η_B то его среднее значение равно

$$\bar{\eta}_B = \bar{S}_\gamma / \bar{S}_\phi, \quad (1)$$

где $\bar{S}_\gamma$ — среднее число электронов, эмитируемых фотокатодом под действием среднего числа фотонов $\bar{S}_\phi$.

Вычислим флуктуации квантового выхода, то есть его дисперсию $D(\eta_B)$. Квантовый выход фотопреобразователя — это результат процесса, при котором фотон генерирует или не генерирует электрон, то есть значение квантового выхода всегда меньше единицы. Статистические характеристики такого процесса описываются биномиальным распределением, для которого вероятность события $p(\eta_B)$ можно представить в виде

$$\begin{aligned} p(\eta_B) &= \bar{\eta}_B, \quad \eta = 1; \\ p(\eta_B) &= 1 - \bar{\eta}_B, \quad \eta = 0; \\ p(\eta_B) &= 0, \quad \eta > 1. \end{aligned}$$

Тогда дисперсия квантовой эффективности определяется как

$$D(\eta_B) = \Sigma(\eta_B - \bar{\eta}_B)^2 p(\eta_B) = \bar{\eta}(1 - \bar{\eta}) \quad (2)$$

Используя (2), соотношение (1) можно выразить через отношение «сигнал/шум». Так как фотоны распределены по закону Пуассона, то $D(S_\phi) = \bar{S}_\phi$. Тогда отношение «сигнал/шум» на входе фотокатода (в потоке фотонов) определяется как

$$\Psi_{\text{вх}} = \bar{S}_\phi / \sqrt{D(S_\phi)} = \sqrt{\bar{S}_\phi}. \quad (3)$$

Для вычисления флуктуаций числа эмитированных электронов используем теорему Буржесса (Burgess) [5]: $D(S_{\text{вых}}) = D(S_{\text{вх}}) \bar{\alpha}^2 + \bar{S}_{\text{вх}} D(\alpha)$, где $D(S_{\text{вых}})$ и $D(S_{\text{вх}})$ — дисперсии сигнала на выходе и входе звена соответственно; $\bar{S}_{\text{вх}}$ — средний сигнал на входе; $\bar{\alpha}$ — средний коэффициент преобразования сигнала в звене; $D(\alpha)$ — дисперсия коэффициента преобразования.

Тогда дисперсия флуктуаций числа генерированных фотонов равна

$$D(S_\phi) = D(S_\phi) \bar{\eta}_B^2 + \bar{S}_\phi D(\eta_B) = S_\phi \bar{\eta}_B^2 + S_\phi \bar{\eta}_B (1 - \bar{\eta}_B) = \bar{S}_\phi \bar{\eta}_B,$$

а отношение «сигнал/шум» в потоке электронов составит

$$\Psi_{\text{вых}} = \bar{S}_\phi / \sqrt{D(S_\phi)} = \bar{S}_\phi \bar{\eta}_B / \sqrt{\bar{S}_\phi \bar{\eta}_B} = \sqrt{\bar{S}_\phi \bar{\eta}_B}. \quad (4)$$

Из (3) и (4) следует

$$\Psi_{\text{вых}}^2 / \Psi_{\text{вх}}^2 = \bar{\eta}_B. \quad (5)$$

Таким образом, соотношение (5), определяющее квантовый выход через отношение $\Psi_{\text{вых}}^2 / \Psi_{\text{вх}}^2 = \bar{\eta}_B$ равносильно классическому определению квантового выхода по соотношению (1):

$$\bar{\eta}_B = \bar{S}_\phi / \bar{S}_\phi = \Psi_{\text{вых}}^2 / \Psi_{\text{вх}}^2. \quad (6)$$

Следовательно, квантовый выход фотопреобразователя можно описывать двумя способами, но соотношение (6) в отличие от (1) имеет универсальный характер, что впервые было отмечено А. Роузом.

Квантовая эффективность. Оценка чувствительности по соотношению (6) может применяться к многозвенным фотопреобразователям (приемникам) изображений без выделения источников потери чувствительности. В этом случае приемник входного изображения может рассматриваться как «черный ящик» и принципиально важным является коэффициент использования фотонов или других носителей информации, формирующих входное изображе-

ние. Одним из главных и наиболее ценных свойств соотношения (6) является применимость этого параметра к любому приемнику изображений, так как оно не использует какие-либо особые требования к физическому принципу работы приемника. Для его вычисления необходимо знать флуктуации потока излучения на входе приемника и измеренное отношение «сигнал/шум» на выходе.

Чтобы отличить величину $\Psi_{вых}^2 / \Psi_{вх}^2$ от квантового выхода, Р. Джонс (Jones) назвал ее квантовой эффективностью детектирования (detective quantum efficiency — DQE) [6]. Соотношение (6) стало широко использоваться в системах воспроизведения изображений различного назначения. Чтобы отличить квантовую эффективность от квантового выхода, используется обозначение η : $\eta = \Psi_{вых}^2 / \Psi_{вх}^2$.

Для вычисления квантовой эффективности многозвенный приемник можно рассматривать как однозвенный или, если известна структура приемника, можно анализировать прохождение сигнала и шума через все n каскадов. Это следует из соотношения

$$\eta = \left(\Psi_1^2 / \Psi_{вх}^2 \right) \left(\Psi_2^2 / \Psi_1^2 \right) \left(\Psi_3^2 / \Psi_2^2 \right) \dots \left(\Psi_{вых}^2 / \Psi_n^2 \right) = \Psi_{вых}^2 / \Psi_{вх}^2 = \\ = \eta_1 \eta_2 \eta_3 \dots \eta_n.$$

Анализ прохождения сигнала и шума через все каскады позволяет выявить наиболее узкое звено системы. Такой анализ использовался многими авторами [7]—[13].

Выходной сигнал многих систем воспроизведения изображений не состоит из счетного числа событий, поэтому формула (1) к таким системам не применима. При оценке чувствительности эту проблему можно преодолеть, определив отношение «сигнал/шум» на входе и выходе системы. Квантовая эффективность позволяет дать оценку потенциальных возможностей повышения чувствительности системы по сравнению с достигнутым уровнем.

Квантовая эффективность как функция пространственной частоты. Проведенное рассмотрение относится к квантовой эффективности вблизи нулевой пространственной частоты, то есть для относительно большой площади детали изображения, когда влиянием контрастно-частотной характеристики (КЧХ) приемника $A(\nu)$ (ν — пространственная частота) можно пренебречь. Такая оценка чувствительности приемника является неполной, так как не учитывает уменьшение чувствительности на высоких пространственных частотах из-за подавления сигнала на этих частотах звеньями приемника.

Поэтому наряду с параметром η необходимо использовать характеристику как функцию пространственной частоты ν . В общем случае эта функция имеет вид:

$$\eta(\nu) = \Psi_{\text{вых}}^2(\nu) / \Psi_{\text{вх}}^2(\nu).$$

Ее связь с квантовой эффективностью η на низких пространственных частотах, где $A(\nu) = 1$, была исследована в работе Р. Шоу (Shaw) [12]:

$$\eta(\nu) = \eta A^2(\nu) / \text{Ш}(\nu), \quad (7)$$

где $\text{Ш}(\nu)$ — спектральная плотность мощности шумов, нормированная так, что на практически нулевой пространственной частоте $\text{Ш}(0) = 1$.

Эта характеристика приемника является интегральной, так как кроме снижения отношения «сигнал/шум» в приемнике η учитывает КЧХ и спектральную плотность мощности шумов $\text{Ш}(\nu)$.

Обобщенная квантовая эффективность. На отношение «сигнал/шум» на выходе систем регистрации и воспроизведения изображений, а следовательно, на квантовую эффективность системы влияют не только ее внутренние параметры, но и внешние элементы, с которыми она взаимодействует.

Перечисленные выше оценки чувствительности характеризуют систему не в полной мере. Представляет интерес реальная чувствительность системы в условиях ее работы. Для этого используют понятие обобщенной квантовой эффективности η_0 , которая учитывает все шумы системы на выходе устройства регистрации и воспроизведения независимо от места их возникновения. При этом входное отношение «сигнал/шум» вычисляют с учетом только квантовых шумов, которые связаны с полезным сигналом, а КЧХ в соотношении (7) рассчитывается с учетом всех параметров системы, которые оказывают влияние на спектр пространственных частот выходного изображения:

$$\eta_0(\nu) = \eta_0 A_0^2(\nu) / \text{Ш}_0(\nu). \quad (8)$$

Такой подход используют в рентгенотелевизионных системах (РТС), в телевизионной астрономии и в системах обнаружения слабых источников света [11], [13].

Рассмотренный подход к описанию характеристик чувствительности — квантовый выход η_e , квантовая эффективность η и $\eta(\nu)$, обобщенная квантовая эффективность $\eta_0(\nu)$ — наглядно иллюстрируется при анализе РТС.

Рассмотрим практическое применение исследованных оценок чувствительности на примере цифровых РТС, построенных на детекторах непрямого преобразования: плоскопанельных и типа «экран—объектив—ПЗС-матрица».

Анализ показывает, что прохождение сигнала и шума в этих системах идентично (рис. 1). В каждой из этих систем происходит поглощение рентгеновских фотонов во флюоресцирующем экране (коэффициент поглощения $\alpha_{\text{э1}}$), преобразование поглощенных фотонов в свет ($\alpha_{\text{э2}}$), выход световых фотонов в сторону фотопреобразователя ($\alpha_{\text{э3}}$), сбор светового потока на фотопреобразователь (α_0) и, наконец, преобразование светового потока в фотопреобразователе в электроны (α_ϕ), которые после накопления их за время экспозиции в емкости фотопреобразователя и считывания преобразуются в электрический сигнал изображения. Под сигналом будем понимать разность $\Delta\bar{S}$ между средними значениями количества частиц $\bar{S}_\text{д}$ (рентгеновских, световых фотонов или электронов), переносящих информацию, приходящихся на тестовый элемент (деталь) и на окружающие его элементарные площадки фона $\bar{S}_\phi$ того же размера, а под уровнем шума — среднеквадратическое отклонение $\sigma(\Delta S)$ [4]. Для РТС с указанными детекторами сигналы на выходе фотоприемников равны:

$$\Delta\bar{S}_{\text{вых}} = \Delta\bar{S}_{\text{вх}} \bar{\alpha}_{\text{э1}} \bar{\alpha}_{\text{э2}} \bar{\alpha}_{\text{э3}} \bar{\alpha}_0 \bar{\alpha}_\phi = \Delta\bar{S}_{\text{вх}} \bar{\alpha}_\Sigma, \quad (9)$$

где $\Delta\bar{S}_{\text{вх}}$ и $\Delta\bar{S}_{\text{вх}}$ — сигналы на входе и выходе соответственно; $\bar{\alpha}_\Sigma$ — среднее значение суммарного коэффициента преобразования сигнала.

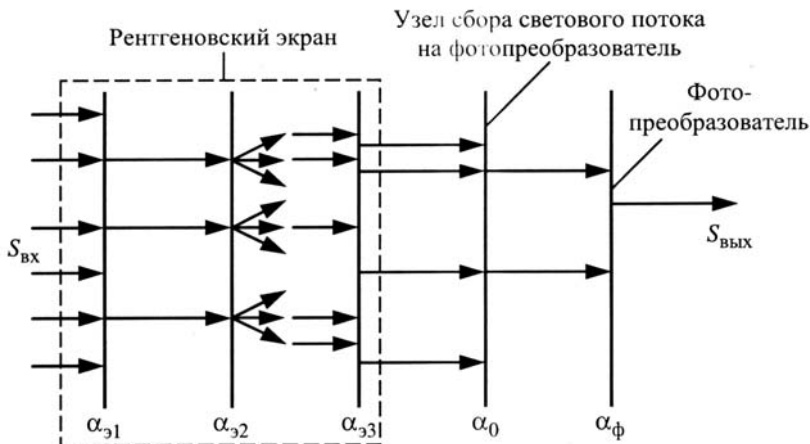


Рис. 1

Дисперсии выходных сигналов определяются как

$$D(\Delta S) = 2 \left\{ \bar{S}_{\text{ex}} (1 + \delta) \bar{\alpha}_{\Sigma}^2 \left[1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\varphi 1}}{\bar{\alpha}_{\varphi 1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\varphi 1} \bar{\alpha}_{\varphi 2}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\varphi 3} \bar{\alpha}_0 \bar{\alpha}_{\varphi}}{\bar{\alpha}_{\Sigma}} \right] + D(S_a) \right\} \quad (10)$$

где $\delta = \bar{S}_p / \bar{S}_{\varphi}$ — отношение сигнала рассеянного рентгеновского излучения к сигналу фона; $D(S_a)$ — дисперсия аддитивного шума на выходе фотопреобразователей.

Используя (8)—(10), получим для РТС с указанными детекторами соотношение для обобщенной квантовой эффективности как функции пространственных частот (11):

$$\eta_0(\nu) = \frac{A^2(\nu)}{\left\{ (1 + \delta) \left[1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\varphi 1}}{\bar{\alpha}_{\varphi 1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\varphi 1} \bar{\alpha}_{\varphi 2}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\varphi 3} \bar{\alpha}_0 \bar{\alpha}_{\varphi}}{\bar{\alpha}_{\Sigma}} \right] + \frac{D(S_a)}{\bar{S}_{\varphi} \bar{\alpha}_{\Sigma}^2} \right\} \text{Ш}(\nu)}$$

Анализ полученного соотношения показывает, что максимальную квантовую эффективность будет иметь квазиидеальная РТС, у которой единственным ограничением чувствительности являются флуктуации рентгеновских фотонов, эффективно поглощенных экраном. В этом случае, в соответствии с (11), чувствительность определяется коэффициентом $\bar{\alpha}_{\varphi 1}$ что для РТС эквивалентно квантовому выходу фотопреобразователя $\eta_a = \bar{\alpha}_{\varphi 1}$.

Для приближения квазиидеальной РТС к идеальной коэффициент должен стремиться к единице. Из (11) следует, что чувствительность детекторов непрямого преобразования РТС на низких пространственных частотах определяется соотношением

$$\eta = \frac{1}{1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\varphi 1}}{\bar{\alpha}_{\varphi 1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\varphi 1} \bar{\alpha}_{\varphi 2}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\varphi 3} \bar{\alpha}_0 \bar{\alpha}_{\varphi}}{\bar{\alpha}_{\Sigma}} + \frac{D(S_a)}{\bar{S}_{\text{ex}} \bar{\alpha}_{\Sigma}^2}}$$

Типичные значения коэффициентов преобразования звеньев детекторов составляют $\bar{\alpha}_{\varphi 1} = 0,5$, $\bar{\alpha}_{\varphi 2} = 3000$, $\bar{\alpha}_{\varphi 3} = 0,5$, $\bar{\alpha}_0 = 0,0025$ (для детектора на основе ПЗС-матрицы), $\bar{\alpha}_0 = 0,5$ (для плоскостового детектора), $\bar{\alpha}_{\varphi} = 0,5$ [13]. При этом в плоскостовых детекторах слагаемые $\frac{1}{\bar{\alpha}_{\varphi 1} \bar{\alpha}_{\varphi 2}}$ и $\frac{1 - \bar{\alpha}_{\varphi 3} \bar{\alpha}_0 \bar{\alpha}_{\varphi}}{\bar{\alpha}_{\Sigma}}$ существенно меньше единицы,

поэтому их влиянием на η можно пренебречь. В детекторах на основе ПЗС-матрицы можно пренебречь только слагаемым $\frac{1}{\bar{\alpha}_{\varphi 1} \bar{\alpha}_{\varphi 2}}$.

Следовательно, для плоскопанельного детектора

$$\eta_{\Pi} = \frac{1}{1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\varphi 1}}{\bar{\alpha}_{\varphi 1}} + \frac{D(S_a)}{\bar{S}_{ex} \bar{\alpha}_{\Sigma}^2}}$$

а для детектора на основе ПЗС-матрицы

$$\eta_M = \frac{1}{1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\varphi 1}}{\bar{\alpha}_{\varphi 1}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\varphi 3} \bar{\alpha}_0 \bar{\alpha}_{\phi}}{\bar{\alpha}_{\Sigma}} + \frac{D(S_a)}{\bar{S}_{ex} \bar{\alpha}_{\Sigma}^2}}$$

Зависимости квантовой эффективности детекторов от дозы облучения, приходящейся на один снимок (кадр), представлены на рис. 2. Из них следует, что плоскопанельные детекторы (кривая 1) существенно превосходят по квантовой эффективности детекторы на ПЗС-матрицах (кривая 2).

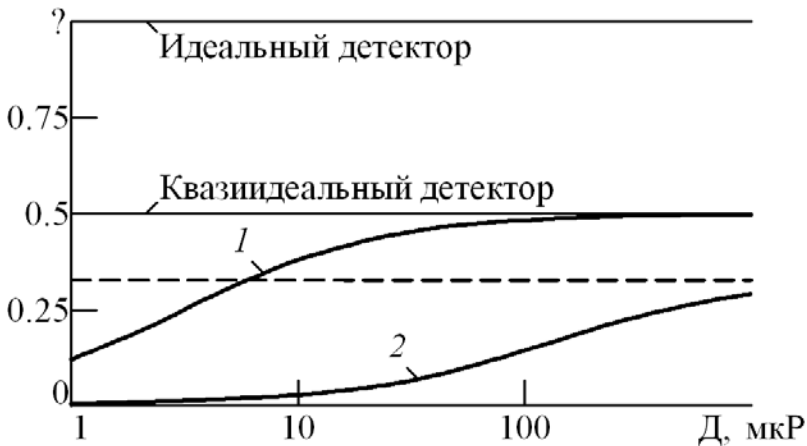


Рис. 2

Как следует из (11), одной из основных причин, снижающих обобщенную квантовую эффективность, является влияние рассеянного излучения. Рассеянное излучение на входе детектора в значи-

тельной степени зависит от свойств исследуемого объекта. Так, в медицинской рентгенодиагностике в зависимости от телосложения пациента и просвечиваемого органа рассеянное излучение на входе системы может превышать излучение, формирующее изображение, в десять и более раз. Поэтому проблему борьбы с рассеянным излучением трудно переоценить.

Другим фактором, снижающим обобщенную квантовую эффективность как функцию пространственных частот, является большой размер фокусного пятна рентгеновской трубки. КЧХ $A(\nu)$ можно представить в виде произведения $A(\nu) = A_1(\nu)A_2(\nu)$ где $A_1(\nu)$ — КЧХ детектора, а $A_2(\nu)$ — КЧХ узла формирования рентгеновского изображения, которая при нормальном распределении интенсивности рентгеновского излучения по фокусному пятну рентгеновской трубки определяется как

$$A_1(\nu) = \exp\left[-2(n\sigma\nu)^2\right], \quad (12)$$

где $\sigma = mf / 6$ — среднеквадратическое отклонение нормального распределения интенсивности точечной детали в плоскости детектора, причем m — увеличение изображения фокуса во входной плоскости детектора; f — размер фокусного пятна рентгеновской трубки.

Используя (12), можно показать, что при фокусном пятне трубки $f = 2 \cdot 2 \text{ мм}^2$ и более и $m = 0,4$ пространственные частоты более 4 мм^{-1} полностью подавляются.

В результате проведенного рассмотрения могут быть сделаны следующие выводы.

Рассмотренные характеристики — квантовый выход η_e , квантовая эффективность η и обобщенная квантовая эффективность η_0 — определяют квантовую чувствительность систем регистрации и воспроизведения изображений, при этом $\eta_e > \eta > \eta_0$.

Квантовый выход η_e определяет чувствительность квазиидеального детектора. Он учитывает только процессы в первом каскаде детектора и свидетельствует о том, сколько входных фотонов эффективно воздействовало на детектор.

Квантовая эффективность учитывает все источники шумов детектора независимо от места их возникновения: квантовые шумы входного изображения, флуктуации коэффициентов преобразования звеньев детектора и аддитивные шумы. Квантовая эффективность детектора $\eta(\nu)$ учитывает КЧХ и распределение шумов по спектру пространственных частот.

Обобщенная квантовая эффективность $\eta_0(\nu)$ как функция пространственных частот позволяет оценить не только вклад всех

звеньев системы воспроизведения изображений, но и внешних элементов, с которыми она взаимодействует.

Список литературы

1. Мирошников М. М. Теоретические основы оптико-электронных приборов.— Л.: Машиностроение, 1983.— 696 с.
2. Рыфтин Я. А. Телевизионная система: Теория.— М.: Сов. радио, 1967.— 271 с.
3. Гуревич С. Б. Эффективность и чувствительность телевизионных систем.— М.-Л.: Энергия, 1964.— 344 с.
4. Rose A. Television pickup tubes and the problem of vision // Adv. electron. and electron phys.— 1948.— Vol. 1.— P. 131—166.
5. Вандер Зил А. Шумы при измерениях.— М.: Мир, 1979.— 292 с.
6. Jones R. S. Quantum efficiency of detectors for visible and infra-red radiation // Adv. electron. and electron phys.— 1959.— Vol. 11.— P. 183—187.
7. Роуз А. Зрение человека и электронное зрение.— М.: Мир, 1977.— 216 с.
8. Джеймс Т. Х. Теория фотографического процесса.— Л.: Химия, 1980.— 672 с.
9. Бутслов М. М., Степанов Б. М., Фанченко С. Д. Электронно-оптические преобразователи и их применение в научных исследованиях.— М.: Наука, 1978.— 431 с.
10. Вендровский К. В., Вейцман А. И. Фотографическая структурометрия.— М.: Искусство, 1982.— 270 с.
11. Телевизионная астрономия / Под ред. В. Б. Никонова.— М.: Наука, 1983.— 272 с.
12. Shaw R. The equivalent quantum efficiency of the photographic process // J. photogr. science.— 1963.— Vol. 1.— P. 199—204.
13. Мазуров А. И. Обобщенная квантовая эффективность цифровых рентгеновских аппаратов // Медицинская техника.— 2008.— № 5.— С. 15—19.

Detective quantum efficiency of imaging systems

We have analyzed different approaches to sensitivity assessment of multi-link imaging systems. It was shown that the most universal sensitivity feature of such systems is generalized detective quantum efficiency as a function of spatial frequency. An X-ray imaging system was used as an example to show its design principles and detective quantum efficiency analyzing.

Quantum output, quantum efficiency, generalized detective quantum efficiency, sensitivity.

// Известия Высших учебных заведений России: Радиоэлектроника.— 2012.— № 1.— С. 5—17.

НЕЛИНЕЙНОЕ ОТРАЖЕНИЕ ФЕМТОСЕКУНДНОГО СПЕКТРАЛЬНОГО СУПЕРКОНТИНУУМА

Получена зависимость пространственно-временного спектра оптического излучения, отраженного от диэлектрической среды с нерезонансной дисперсией и нелинейностью, от параметров пространственно-временного спектра падающего на границу раздела под малыми углами параксиального светового пучка. Промоделировано нелинейное отражение различных типов фемтосекундных спектральных суперконтинуумов от границы раздела воздух-кварцевое стекло. Показано, что излучение кратных частот, генерируемое при отражении суперпозиции сильных полей двух импульсов из малого числа колебаний с разными центральными длинами волн, может иметь временную длительность и поперечные размеры меньшие, чем у падающих сверхкоротких импульсов.

В последнее десятилетие были созданы и появились во многих научных лабораториях эффективные лазерные системы, генерирующие высокоинтенсивные сверхкороткие световые импульсы фемто- и субфемтосекундного диапазона [1—3]. Распространение фемтосекундного излучения в оптических средах без разрушения вещества (по крайней мере, за сверхкороткую длительность импульса) оказалось возможным при гораздо больших интенсивностях, чем для более длинных импульсов [4]. Это привело к возможности свободно наблюдать нелинейные явления, которые в поле импульсов больших длительностей наблюдаются редко. Например, достаточно необычное даже для пикосекундного диапазона явление сверх уширения временного спектра излучения, когда ширина спектра становится соразмерной с его центральной частотой, в поле фемтосекундных импульсов наблюдается практически во всех прозрачных средах [5—7]. Это явление, которое называют также генерацией спектрального суперконтинуума, по-видимому, можно считать универсальным в фемтосекундной нелинейной оптике. Оно сопровождается как самоуширение или самосжатие импульсов в волноводах [6, 8, 9], так и их самофокусировку в объемных средах [10]. В настоящей работе рассмотрено нелинейное отражение фемтосекундных импульсов со сверхширокими временными спектрами.

В работах [11—13] были получены соотношения, связывающие параметры поля отраженного излучения с характеристиками падающего на нелинейный диэлектрик света, спектр которого может

занимать значительную часть диапазона прозрачности диэлектрической среды, для случая нормального падения плоской поперечно однородной волны. В данной работе, по-видимому, впервые получены аналоги формул Френеля для случая отражения от нелинейного диэлектрика поперечно слабонеоднородной (параксиальной) волны со сверхшироким временным спектром. Выведенные формулы использованы для анализа нелинейного отражения различных типов фемтосекундных спектральных суперконтинуумов.

Пространственно-временной спектр отраженного излучения.

Параксиальная динамика вдоль оси z поля E линейно-поляризованного излучения, временной спектр которого сверхширок, но лежит в диапазоне прозрачности диэлектрической однородной и изотропной среды с электронной нелинейностью, может быть описана уравнением [14]

$$\frac{\partial E}{\partial z} + \frac{N_0}{c} \frac{\partial E}{\partial t} - a \frac{\partial^3 E}{\partial t^3} + b \int_{-\infty}^t E dt' + g E^2 \frac{\partial E}{\partial t} = \frac{c}{2N_0} \Delta_{\perp} \int_{-\infty}^t E dt', \quad (1)$$

где N_0 , a , b — константы, характеризующие нерезонансную дисперсию линейного показателя преломления среды,

$$\begin{cases} n(\omega) = N_0 + \Delta n(\omega), \\ \Delta n(\omega) = c a \omega^2 - c \frac{b}{\omega^2}, \end{cases} \quad (2)$$

$g = \frac{6\pi\chi}{cN_0}$ — описывает безынерционную нелинейность ее поляриза-

ционного отклика $P_{nl} = \chi E^3$, χ — нелинейная восприимчивость среды, c — скорость света, $\Delta_{\perp}$ — поперечный лапласиан, t — время.

Граничные условия при падении параксиального излучения на границу раздела диэлектрических сред под малыми углами имеют вид [15]

$$E_{inc} + E_{ref} = E_{tr}, \quad (3a)$$

$$\frac{\partial E_{inc}}{\partial z} + \frac{\partial E_{ref}}{\partial z} = \frac{\partial E_{tr}}{\partial z}, \quad (36)$$

где E_{inc} , E_{ref} и E_{tr} — напряженности электрического поля падающей, отраженной и преломленной волн соответственно.

Будем полагать, что световое излучение падает на границу раздела «линейная среда (характеризуемая дисперсионными парамет-

рами N_1, a_1, b_1) — нелинейная среда (характеризуемая N_2, a_2, b_2 и нелинейным коэффициентом g)» вдоль положительного направления оси z из линейной среды. Ось z рассматриваем совпадающей с нормалью к границе раздела сред. Тогда для падающей, отраженной и преломленной волн выполняется:

$$\begin{cases} \frac{\partial E_{inc}}{\partial z} + \frac{N_1}{c} \frac{\partial E_{inc}}{\partial t} - a_1 \frac{\partial^3 E_{inc}}{\partial t^3} + b_1 \int_{-\infty}^t E_{inc} dt' = \frac{c}{2N_1} \Delta_{\perp} \int_{-\infty}^t E_{inc} dt', \\ \frac{\partial E_{ref}}{\partial z} + \frac{N_1}{c} \frac{\partial E_{ref}}{\partial t} + a_1 \frac{\partial^3 E_{ref}}{\partial t^3} - b_1 \int_{-\infty}^t E_{ref} dt' = -\frac{c}{2N_1} \Delta_{\perp} \int_{-\infty}^t E_{ref} dt', \\ \frac{\partial E_{tr}}{\partial z} + \frac{N_2}{c} \frac{\partial E_{tr}}{\partial t} - a_2 \frac{\partial^3 E_{tr}}{\partial t^3} + b_2 \int_{-\infty}^t E_{tr} dt' + g E_{tr}^2 \frac{\partial E_{tr}}{\partial t} = \frac{c}{2N_2} \Delta_{\perp} \int_{-\infty}^t E_{tr} dt'. \end{cases} \quad (4)$$

Сделанные выше приближения ограничивают нас рассмотрением отражения излучения с широким временным (зависимость (2) описывает дисперсию показателя преломления диэлектрика практически во всем диапазоне его прозрачности [16]), но узким пространственным спектром (поперечные размеры светового пучка предполагаются значительно большими центральной длины волны излучения). Причем все компоненты (плоские волны) пространственного спектра рассматриваются падающими на границу раздела сред под малыми углами. В этих условиях нормальная составляющая поля на границе раздела много меньше тангенциальной и задача отражения (4) оказывается скалярной. При малых углах падения на прозрачные среды в линейной оптике для преломленных волн реализуется режим однонаправленного распространения. В данной работе предполагается, что наведенная в среде нелинейная добавка к показателю преломления недостаточна, чтобы изменить такой характер распространения на полное внутреннее отражение или на не имеющую аналога в линейной оптике возможность появления самоиндуцированной новой границы раздела в нелинейной среде с генерацией от нее обратных волн [17]. В третьем уравнении системы (4) исходно заложено (оно дифференциальное первого, а не второго порядка по z) отсутствие в нелинейной среде такого самоотраженного излучения.

Используя граничные условия (3), из системы (4) несложно получить связь между полем отраженного и падающего излучения вида

$$\frac{N_1}{c} \frac{\partial E_{inc}}{\partial t} - a_1 \frac{\partial^3 E_{inc}}{\partial t^3} + b_1 \int_{-\infty}^t E_{inc} dt' - \frac{c}{2N_1} \Delta_{\perp} \int_{-\infty}^t E_{inc} dt -$$

$$\begin{aligned}
& -\frac{N_1}{c} \frac{\partial E_{ref}}{\partial t} + a_1 \frac{\partial^3 E_{ref}}{\partial t^3} - b_1 \int_{-\infty}^t E_{ref} dt' + \frac{c}{2N_1} \Delta_{\perp} \int_{-\infty}^t E_{ref} dt = \\
& = \frac{N_2}{c} \frac{\partial (E_{inc} + E_{ref})}{\partial t} - a_2 \frac{\partial^3 (E_{inc} + E_{ref})}{\partial t^3} + b_2 \int_{-\infty}^t (E_{inc} + E_{ref}) dt' + \\
& + g(E_{inc} + E_{ref})^2 \frac{\partial (E_{inc} + E_{ref})}{\partial t} - \frac{c}{2N_2} \Delta_{\perp} \int_{-\infty}^t (E_{inc} + E_{ref}) dt. \quad (5)
\end{aligned}$$

Уравнение (5) для пространственно-временного спектра излучения

$$G(\omega, k_x, k_y) = \int \int \int_{-\infty}^{\infty} E(t, x, y) \exp[i(\omega t - k_x x - k_y y)] dt dx dy \quad (6)$$

решается в квадратурах и с учетом нерезонансной дисперсии, при которой $\Delta n(\omega) \ll N_0$, а также малости E_{ref} по сравнению с E_{inc} (характерно для диэлектриков при малых углах падения светового излучения), зависимость спектра отраженного излучения G_{ref} от спектра падающего G_{inc} может быть приведена к виду

$$G_{ref} = \frac{n_1 - n_2}{n_1 + n_2} \left(1 + \frac{c^2}{n_1 n_2} \frac{k_x^2 + k_y^2}{\omega^2} \right) G_{inc} - \frac{gcS}{3(n_1 + n_2)}, \quad (7)$$

где $n_1(\omega)$ и $n_2(\omega)$ — линейные показатели преломления граничащих сред,

$$\begin{aligned}
S(\omega, k_x, k_y) &= \int \int \int_{-\infty}^{\infty} E_{inc}^3(t, x, y) e^{i(\omega t - k_x x - k_y y)} dt dx dy = \\
&= \frac{1}{(2\pi)^6} \int \int \int \int_{-\infty}^{\infty} G_{inc}(\omega - \omega', k_x - k'_x, k_y - k'_y) \times \\
&\times G_{inc}(\omega' - \omega'', k'_x - k''_x, k'_y - k''_y) G_{inc}(\omega'', k''_x, k''_y) d\omega' dk'_x dk'_y d\omega'' dk''_x dk''_y.
\end{aligned}$$

Из формулы (7) видно, что изменения пространственного и временного спектра излучения при его отражении неразделимы. Из-за дифракции (поперечной ограниченности) световой волны ее пространственный спектр при отражении смещается в область высоких пространственных частот, причем в большей степени на меньших временных частотах. Изменения спектра, обусловленные нелинейностью показателя преломления отражающей среды, опи-

сываются двукратной сверткой пространственно-временного спектра падающего светового пучка.

Линеаризованное соотношение (7), как несложно проверить, эквивалентно формулам Френеля в приближении параксиального излучения, а в приближении плоской однородной волны переходит в известную нелинейную формулу для спектра, выведенную в [13].

Полезно подчеркнуть, что примененная выше техника вывода нелинейной формулы Френеля (7) позволила получить спектр отраженного излучения в зависимости от параметров спектра падающей волны без решения уравнения динамики поля в нелинейной среде. Это возможно, когда излучение в нелинейной среде априорно является однонаправленным и динамика его поля описывается укороченным уравнением с первой (а не второй) производной по продольной координате, связи которых и фигурируют в граничных условиях (36). На возможность решения задачи об отражении без определения преломленного поля в нелинейной среде впервые, по-видимому, было указано в работе [18].

Нелинейное отражение одиночного импульса из малого числа колебаний.

Применим выведенную формулу (7) для анализа нелинейного отражения фемтосекундного спектрального суперконтинуума, который сфазирован и сжат во времени до всего нескольких колебаний светового поля [1, 2, 8]. Пусть поле падающего излучения имеет вид:

$$E_{inc}(t, x, y) = E_1 e^{-2\left(\frac{t}{\tau_1}\right)^2} e^{-2\left(\frac{x}{\rho_1}\right)^2} e^{-2\left(\frac{y}{\rho_1}\right)^2} \sin(\omega_1 t), \quad (8)$$

где ρ_1 — поперечный размер пучка, τ_1 — длительность импульса, предполагаемая немногим большей центрального периода колебаний $T_1 = \frac{2\pi}{\omega_1}$, ω_1 — центральная частота, E_1 — амплитуда.

Соответственно спектр (6) падающего импульса (8) имеет вид

$$G_{inc}(\omega, k_x, k_y) = G_1 e^{\left(-\frac{\rho_1^2 k_x^2}{8}\right)} e^{\left(-\frac{\rho_1^2 k_y^2}{8}\right)} \left[e^{\left(-\frac{\tau_1^2 (\omega + \omega_1)^2}{8}\right)} - e^{\left(-\frac{\tau_1^2 (\omega - \omega_1)^2}{8}\right)} \right], \quad (9)$$

где $G_1 = \frac{E_1}{2i} \tau_1 \rho_1^2 \left(\frac{\pi}{2}\right)^{\frac{3}{2}}$.

Для иллюстрации основных закономерностей нелинейного отражения соотношения (7)—(9) удобно нормировать, вводя новые

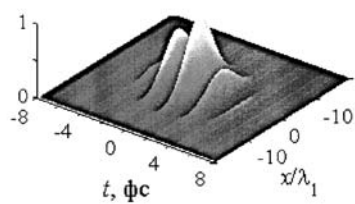
переменные $\tilde{E} = \frac{E}{E_1}$; $\tilde{t} = \omega_1 t$; $\tilde{x} = \frac{x}{\rho_1}$; $\tilde{y} = \frac{y}{\rho_1}$ и соответствующие им переменные в спектральной области $\tilde{G} = \frac{G}{G_1}$; $\tilde{\omega} = \frac{\omega}{\omega_1}$; $\tilde{k}_x = \rho_1 k_x$; $\tilde{k}_y = \rho_1 k_y$. После нормировки формула (7) принимает вид (для всех этих новых переменных знак « $\sim$ » ниже везде опускаем):

$$G_{ref} = \frac{n_1 - n_2}{n_1 + n_2} \left(1 + \frac{D}{n_1 n_2} \frac{k_x^2 + k_y^2}{\omega^2} \right) G_{inc} - \frac{FS}{n_1 + n_2}, \quad (10)$$

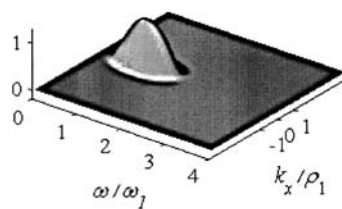
где $n_i(\omega) = N_i + A_i \omega^2 - \frac{B_i}{\omega^2}$ ($A_i = a_i c \omega_1^2$, $B_i = b_i c l \omega_1^2$, $i = 1, 2$) — линейные показатели преломления граничащих сред; $F = \frac{g}{3} c E_1^2 = \frac{2}{3} \Delta n_{nl}$ — описывает нелинейность отражающей среды (здесь $\Delta n_{nl} = n_2 I$ — нелинейное изменение показателя преломления, n_2 — коэффициент нелинейного показателя преломления отражающей среды, I — интенсивность преломленного излучения, предполагаемая близкой интенсивности падающего), $D = \frac{c^2}{\rho_1^2 \omega_1^2}$ — характеризует дифракцию пучка.

На рис. 1 приведены иллюстрации изменения структуры электрического поля и пространственно-временного спектра излучения с центральной длиной волны $\lambda_1 = 780$ нм (соответствующей излучению титан-сапфирового лазера), пространственно-временными параметрами $\rho_1 = 10 \cdot \lambda_1$, $\tau_1 = 4,5$ фс и пиковой интенсивностью $I = 5 \cdot 10^{13}$ Вт/см² (при таком ее значении еще можно использовать приближение кубичной нелинейности [19]), падающего из воздуха на кварцевое стекло ($N = 1,4508$, $a = 2,7401 \cdot 10^{-44}$ с³/см, $b = 3,9437 \times 10^{17}$ 1/(с · см), $n_2 = 2,9 \cdot 10^{-16}$ см²/Вт [10]). При указанных параметрах световой волны и характеристиках граничащих сред коэффициенты нормированного уравнения (10) имеют значения $N_1 = 1$, $A_1 = B_1 = 0$, $N_2 = 1,45$, $A_2 = 4,8 \cdot 10^{-3}$, $B_2 = 2,0 \cdot 10^{-3}$, $D = 0,25 \cdot 10^{-3}$, $F = 9,7 \cdot 10^{-3}$.

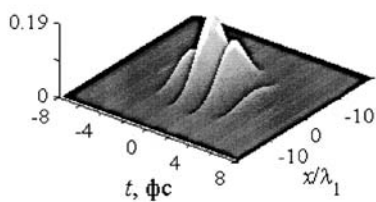
На рис. 1, а и 1, б иллюстрированы зависимости электрического поля E_{inc} падающего излучения от координаты t времени и его спектра G_{inc} от пространственной и временной частот. В связи с цилиндрической симметрией пучка (8) на рисунке дана зависимость поля только от одной пространственной координаты.

E_{inc}


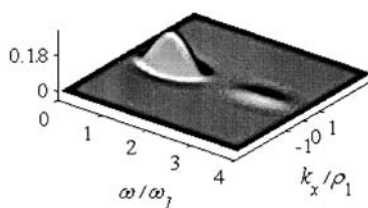
a

 $|G_{inc}|$


б

 E_{ref}


в

 $|G_{ref}|$


г

Рис. 1

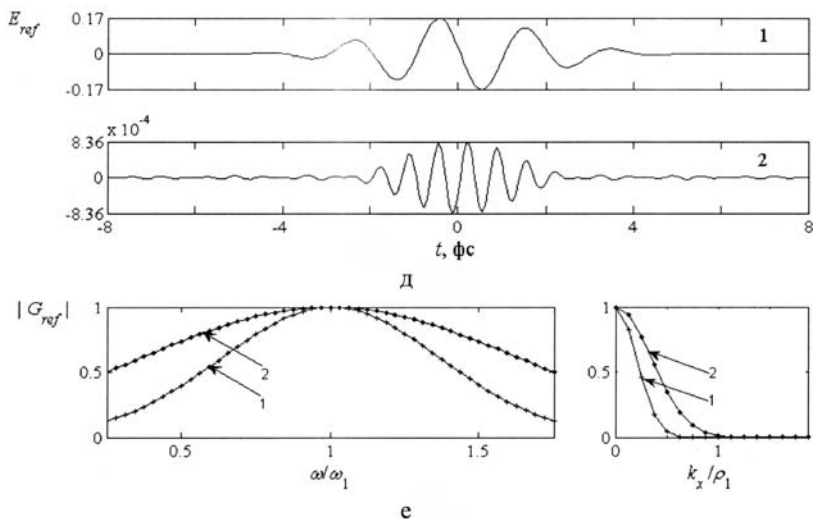


Рис. 1. Нормированное поле E_{inc} (а) и пространственно-временной спектр G_{inc} (б) (логарифмический масштаб) падающего на границу раздела сред одиночного гауссова импульса; нормированное поле E_{ref} (в) и пространственно-временной спектр G_{ref} (г) (логарифмический масштаб) отраженного излучения при падающем на границу раздела «воздух—кварцевое стекло» одиночного гауссова импульса; нормированные поля (д) и спектры (е) импульсов, отраженных на центральной (1) и утроенной (2) частотах

На рис. 1, в и рис. 1, г представлены электрическое поле E_{ref} и спектр G_{ref} отраженного излучения. Из рис. 1, в видно, что при выбранных условиях отражения (A_2 , B_2 и D малы) линейными эффектами дифракционно-дисперсионного изменения поля и спектра излучения можно пренебречь, а заметными являются только тривиальные — скачок фазы отраженного излучения на π и пятикратное уменьшение его амплитуды.

Основным нелинейным эффектом отражения является генерация излучения на утроенной частоте, энергия которого составляет величину порядка 10^{-6} от энергии падающего импульса (рис. 1, г). На рис. 1, д сравниваются зависимости поля от времени на оси отраженного пучка на основных (1) и утроенных (2) частотах. На рис. 1, е приведены временные и пространственные спектры излучения на этих же частотах, которые для удобства сопоставления их полуширин нормированы на свои максимальные значения. Из рисунков видно, что импульс на утроенной частоте в $\sqrt{3}$ раз короче импульса на основной частоте по временной длительности (что не-

сложно показать и аналитически из (7) для падающего излучения (8)). И в такое же число раз шире его временной и пространственный спектр. Несмотря на более широкий пространственный спектр и, соответственно, в $\sqrt{3}$ раз меньший размер светового пятна на границе раздела, излучение на утроенных частотах дифрагирует в дальней зоне в более узкий конус, чем излучение на основных частотах, из-за в три раза меньшей длины волны.

Нелинейное отражение двух одновременно падающих на границу раздела импульсов из малого числа колебаний с разными центральными частотами.

В настоящем разделе статьи формулу (7) применим для анализа нелинейного отражения более сложного спектрального суперконтинуума, имеющего вид нормированной суперпозиции двух фемтосекундных гауссовых или супергауссовых импульсов:

$$E_{inc}(t, x, y) = e^{-2\left(\frac{t}{\tilde{\tau}_1}\right)^{2m}} e^{-2(x)^{2m}} e^{-2(y)^{2m}} \sin(t) + \\ + \frac{E_2}{E_1} e^{-2\left(\frac{t+\Delta\tilde{t}}{\tilde{\tau}_2}\right)^{2m}} e^{-2\left(\frac{x}{\tilde{\rho}_2}\right)^{2m}} e^{-2\left(\frac{y}{\tilde{\rho}_2}\right)^{2m}} \sin\left(\frac{\omega_2}{\omega_1}(t + \Delta\tilde{t})\right), \quad (11)$$

где E_1 и E_2 — амплитуды первого и второго импульсов соответственно, $\tilde{\tau}_1 = \omega_1 \tau_1$ и $\tilde{\tau}_2 = \omega_1 \tau_2$ — их нормированные временные длительности, $\tilde{\rho}_2 = \frac{\rho_2}{\rho_1}$ — нормированный поперечный размер второго

импульса, $\Delta\tilde{t} = \omega_1 \Delta t$ — нормированная задержка импульсов по времени, $\omega_1 = \frac{2\pi c}{\lambda_1}$ и $\omega_2 = \frac{2\pi c}{\lambda_2}$ — центральные частоты импульсов, λ_1

и λ_2 — их центральные длины волн, Δt — временная задержка импульсов, m — целое число. Далее будем полагать амплитуды и поперечные размеры импульсов равными друг другу ($E_2/E_1 = 1$, $\rho_2 / \rho_1 = 1$).

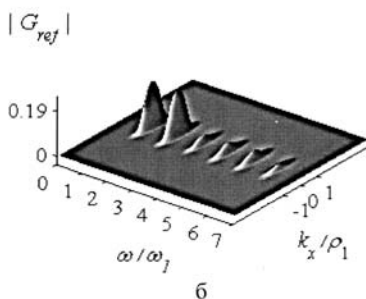
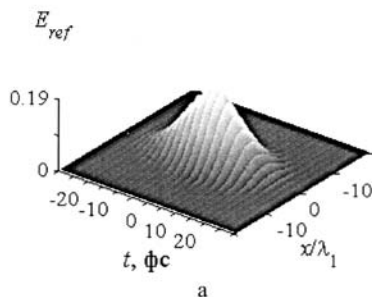
На рис. 2 иллюстрированы изменения структуры электрического поля и пространственно-временного спектра суперпозиции двух гауссовых ($m = 1$) импульсов с центральными длинами волн $\lambda_1 = 780$ нм и $\lambda_2 = 390$ нм, пространственно-временными параметрами $\rho_1 = \rho_2 = 10 \cdot \lambda_1$ ($D = 0,25 \cdot 10^{-3}$) и $\tau_1 = \tau_2 = 20$ фс ($\tilde{\tau}_1 = \tilde{\tau}_2 = 48$) и пиковой интенсивностью $I = 5 \cdot 10^{13}$ Вт/см² ($F = 9,7 \cdot 10^{-3}$), которые падают из воздуха на кварцевое стекло без временной задержки ($\Delta\tilde{t} = 0$).

На рис. 2, а и 2, б приведены электрическое поле E_{ref} и спектр G_{ref} отраженного излучения. Из рисунков видно, что, как и в пре-

дыдущем разделе, дифракционно-дисперсионным изменением поля и спектра можно пренебречь, а основными эффектами являются нелинейные, заключающиеся в генерации импульсов на кратных и комбинационных частотах $3\omega_1$ (совпадающей с $2\omega_2 - \omega_1$), $2\omega_1 + \omega_2$, $2\omega_2 + \omega_1$ и $3\omega_2$.

На рис. 2, в иллюстрированы волновые пакеты с разными центральными комбинационными частотами. Из рисунка видно, что импульсы, отраженные на кратных и комбинационных частотах, имеют меньшую длительность по сравнению с импульсами, отраженными на основных частотах ω_1 и ω_2 (в $\sqrt{3}$ раз). Их спектральная полуширина как по временной оси, так и по пространственной (рис. 2, г) в соответственное число раз больше. Одинаковые полуширины пространственных спектров и размеры световых пятен на границе раздела сред волновых пакетов на разных комбинационных частотах означают, что в дальней зоне они дифрагируют в разные по угловым размерам конусы: на более высоких частотах излучение идет в более узкий конус. Энергия импульсов на кратных и комбинационных частотах составляет величину порядка 10^{-6} от энергии падающего излучения.

Рассмотрим отражение суперпозиции двух импульсов (11) с теми же параметрами, что и на рис. 2, но с длительностью второго импульса в два раза меньшей $\tau_2 = 10$ фс ($\tilde{\tau}_2 = 24$). Из рис. 3, а



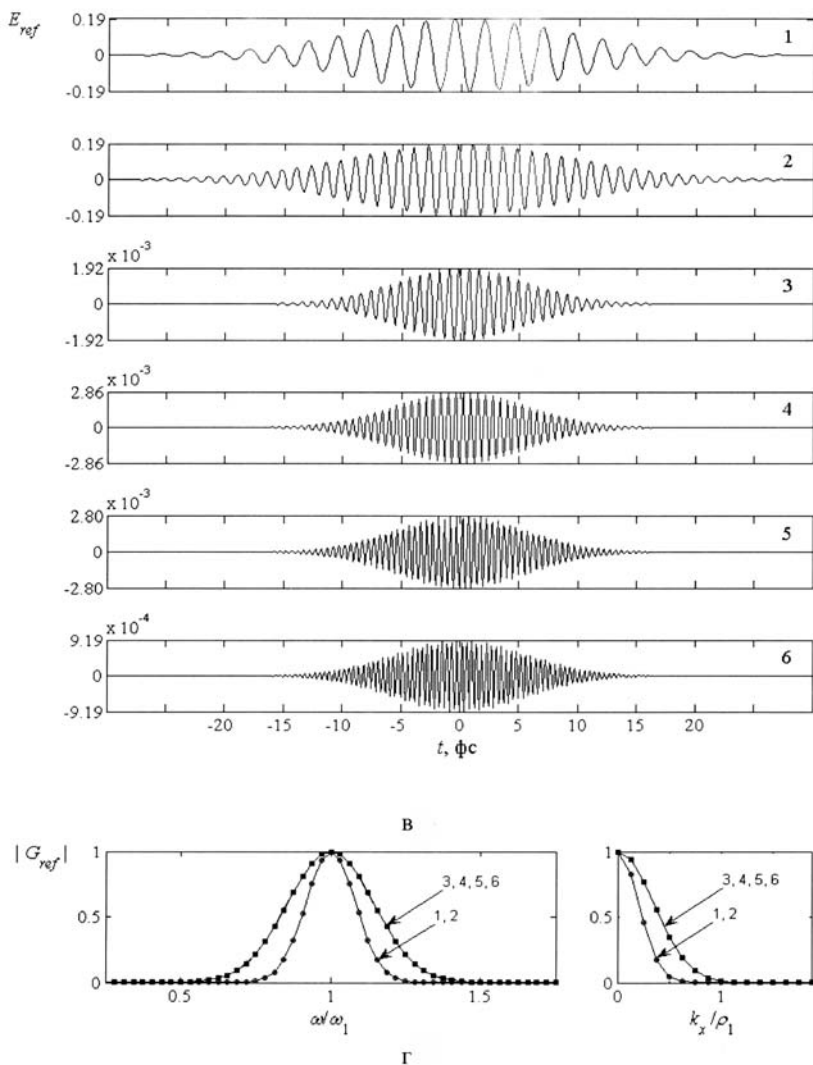
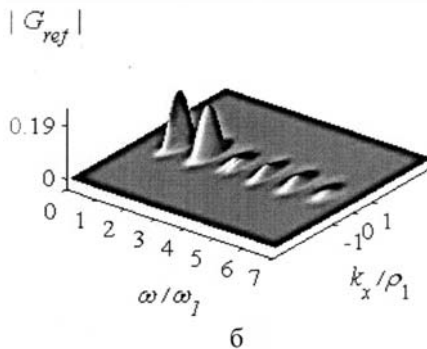
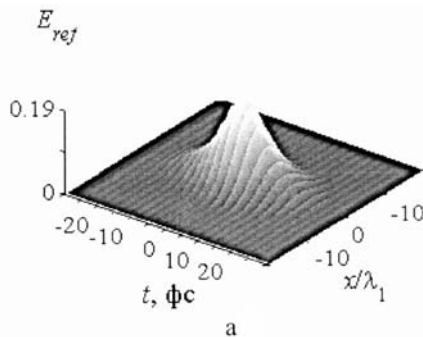


Рис. 2. Нормированное поле E_{ref} (а) и пространственно-временной спектр G_{ref} (б) (логарифмический масштаб) отраженного излучения при падающей на границу раздела «воздух—кварцевое стекло» суперпозиции полей двух гауссовых импульсов одинаковой длительности; нормированные поля (в) и спектры (г) импульсов, отраженных на основных (1, 2) и кратных (3, 4, 5, 6) частотах

и 3, б, где приведены электрическое поле E_{ref} и спектр G_{ref} отраженного излучения, видно, что неодинаковая длительность импульсов приводит к различию ширин спектров излучения разных комбинационных частот.

На рис. 3, в и рис. 3, г представлены временные и пространственные характеристики излучения на комбинационных частотах по отдельности. Из рисунков видно, что длительности отраженных на этих частотах импульсов, во-первых, как и на рис. 2, в, короче длительности падающих, а, во-вторых, на этот раз не равны между собой (рис. 3, в). Соответственно, как было упомянуто выше, полуширины временных спектров импульсов на разных частотах тоже отличаются (рис. 3, г). На кривой 3 наблюдается провал спектральной плотности, который, по-видимому, объясняется наложением комбинационной частоты $2\omega_2 - \omega_1$ на утроенную $3\omega_1$.

Рассмотрим отражение суперпозиции двух импульсов (11) опять почти со всеми теми же параметрами, что и на рис. 2, но на этот раз форму импульсов будем полагать супергауссовой ($m = 2$) и предположим наличие между ними временной задержки $\Delta t = 10$ фс ($\Delta \tilde{t} = 24$).



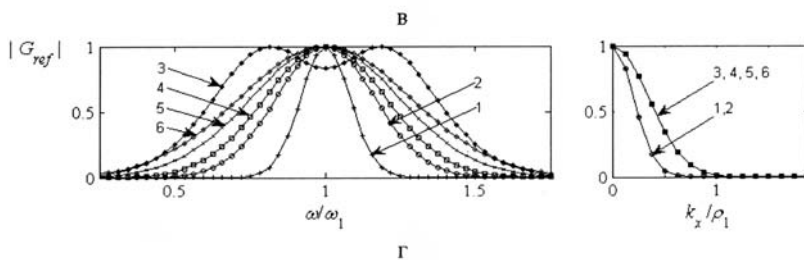
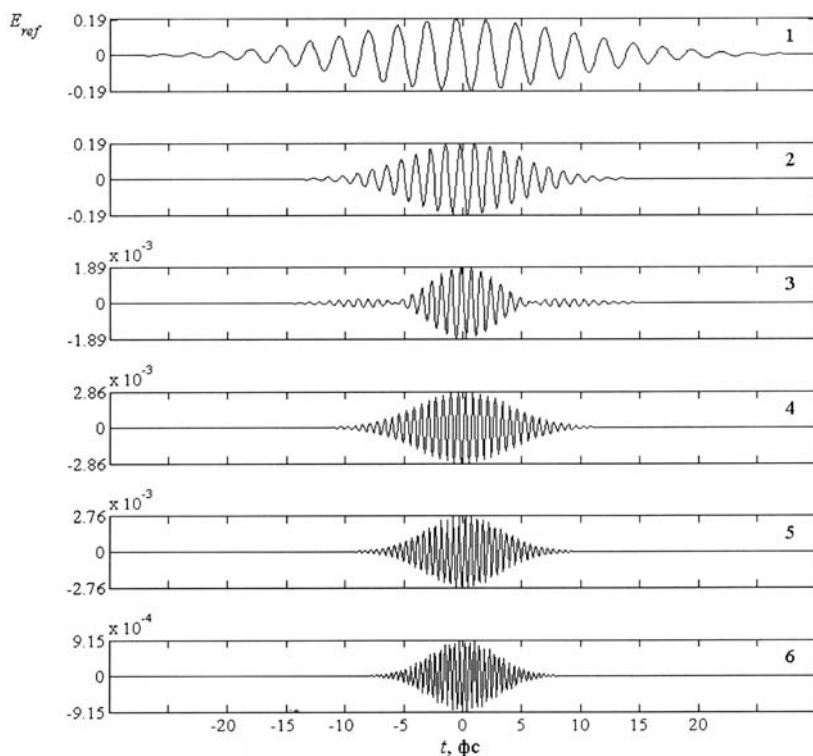
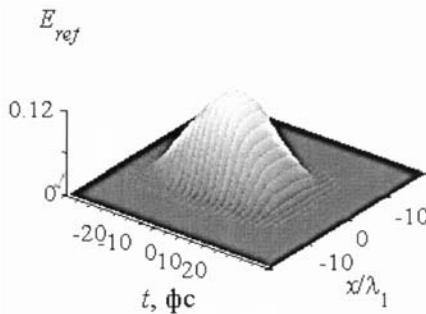


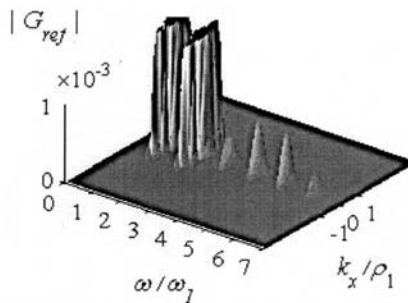
Рис. 3. Нормированные поле E_{ref} (а) и пространственно-временной спектр G_{ref} (б) (логарифмический масштаб) отраженного излучения при падающей на границу раздела «воздух—кварцевое стекло» суперпозиции полей двух гауссовых импульсов разной длительности; нормированные поля (в) и спектры (г) импульсов, отраженных на основных (1, 2) и кратных (3, 4, 5, 6) частотах

На рис. 4, а и 4, б приведены электрическое поле E_{ref} и спектр G_{ref} отраженного излучения. На рис. 4, в представлены электрические поля импульсов, отраженных на комбинационных и кратных частотах. Из рисунков видно, что из-за совпадения комбинационной частоты $2\omega_2 - \omega_1$ с утроенной $3\omega_1$ отраженное на этой частоте излучение представляет собой два сдвинутых друг относительно друга на 13 фс импульса, причем длительность одного из них примерно в 4 раза меньше длительности падающих импульсов. Длительность и поперечные размеры импульсов, отраженных на других частотах (3, 4, 5, 6), как и в предыдущих случаях, меньше длительности и поперечных размеров импульсов, отраженных на основных частотах (1, 2) (рис. 4, г).

С увеличением задержки Δt время взаимодействия двух импульсов уменьшается, что может приводить к значительному уменьшению длительности и амплитуды импульсов, отраженных на комбинационных частотах. Иллюстрация этого эффекта приведена на рис. 5, на котором по сравнению с рис. 4 временная задержка между импульсами увеличена и составляет $\Delta t = 18$ фс ($\Delta t = 43$). Как видно из этого рисунка, длительность импульсов,



а



б

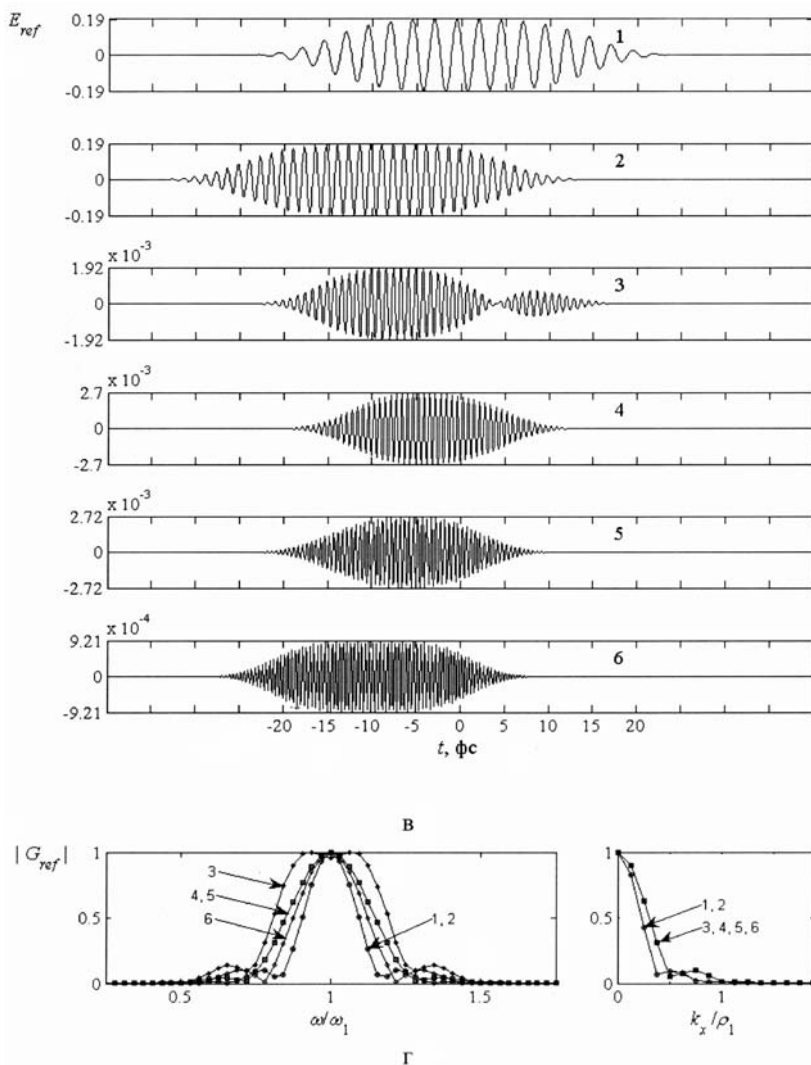
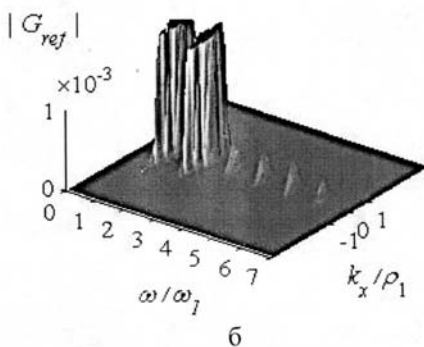
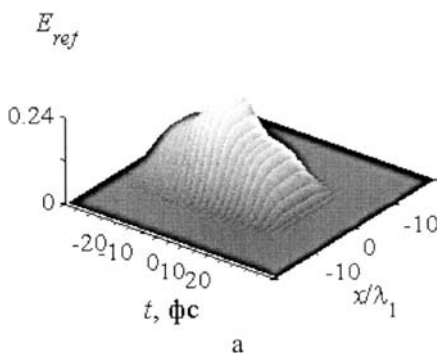


Рис. 4. Нормированное поле E_{ref} (а) и спектр G_{ref} (б) отраженного излучения при падающей на границу раздела «воздух—кварцевое стекло» суперпозиции полей двух супергауссовых импульсов одинаковой длительности с временной задержкой $\Delta t = 10$ фс; нормированные поля (в) и спектры (г) импульсов, отраженных на основных (1, 2) и кратных (3, 4, 5, 6) частотах

отраженных на комбинационных частотах $2\omega_1 + \omega_2$ и $2\omega_2 + \omega_1$, уменьшилась. Причем спектр этих импульсов имеет форму, близкую гауссовому распределению поля (а не супергауссовому, как для кратных частот $3\omega_1$ и $3\omega_2$). Излучение, отраженное на частоте $3\omega_1$, представляет собой два отстоящих друг от друга примерно на 15 фс импульса.

Заключение

В работе выведены нелинейные формулы Френеля для отражения световых импульсов с узким пространственным, но сверхшироким временным спектром. Показано, что из-за дифракции пространственный спектр светового пучка при отражении смещается в область высоких пространственных частот, причем в большей степени на меньших временных частотах. Из-за нелинейности отражающей среды временной спектральный суперконтинуум может дополнительно сверхуширяться за счет генерации кратных и комбинационных частот.



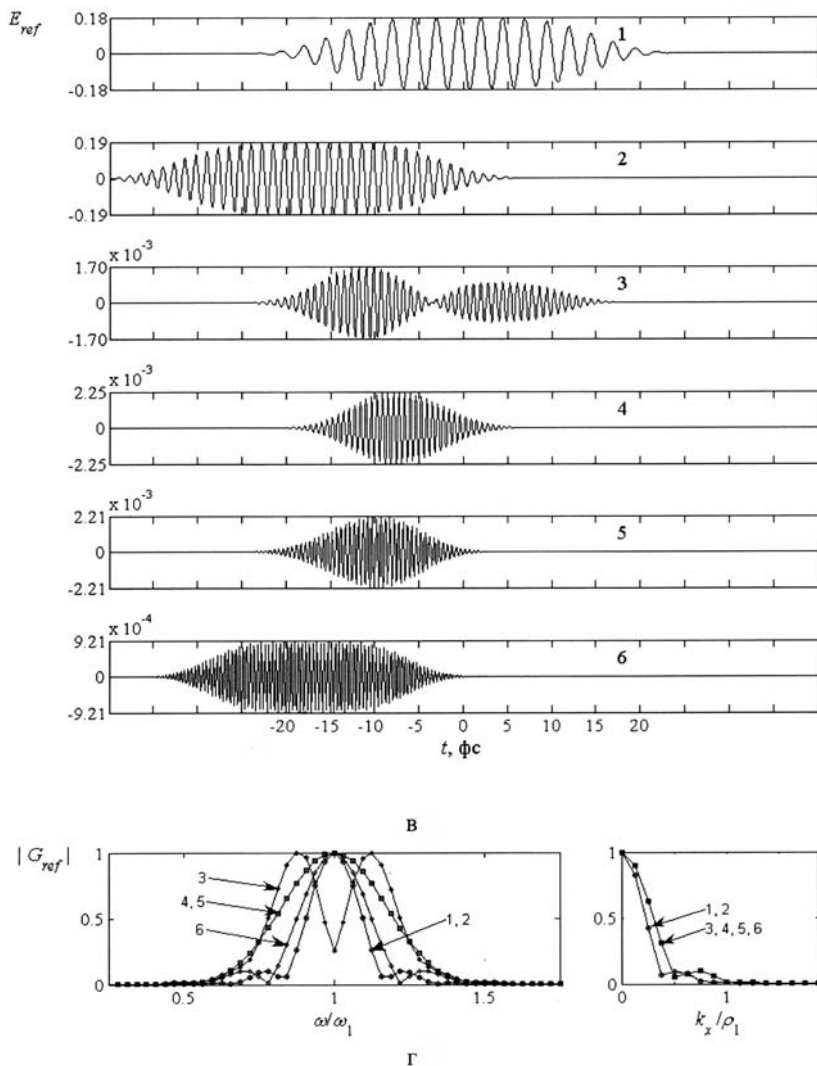


Рис. 5. Нормированные поле E_{ref} (а) и спектр G_{ref} (б) отраженного излучения при падающей на границу раздела «воздух—кварцевое стекло» суперпозиции полей двух супергауссовых импульсов одинаковой длительности с временной задержкой $\Delta t = 18$ фс; нормированные поля (в) и спектры (г) импульсов, отраженных на основных (1, 2) и кратных (3, 4, 5, 6) частотах

Для иллюстрации закономерностей нелинейного отражения излучения со сверхшироким спектром рассмотрено отражение нормально падающих на границу раздела воздух — кварцевое стекло высокоинтенсивных импульсов из малого числа колебаний. Показано, что основным нелинейным эффектом при отражении одиночного импульса является генерация излучения утроенной частоты, временной и пространственный спектр которого шире спектра падающей волны. В случае, когда на границу раздела сред падают одновременно два импульса с разной центральной частотой, в отражении появляются комбинационные частоты, излучение на которых представляет собой высокочастотные импульсы также с меньшими длительностями и поперечными размерами, чем у падающих импульсов. Меняя временную задержку между падающими на границу раздела сред импульсами, можно управлять длительностью и формой импульсов, отраженных на комбинационных и кратных частотах и содержащих лишь несколько колебаний светового поля.

Литература

1. *Steinmeyer G., Sutter D. H., Gallman L. and others. Science.*— Vol. 286 (1999).— P. 1507—1512.
2. *Cerullo G., De Silvestry S., Nisoli M. and others // IEEE J. of Selected Topics in Quantum Electronics.*— Vol. 6 (2000).— № 6.— P. 948—958.
3. *Hentschel M., Kienberger R., Spielmann U. and others // Nature.*— Vol. 414 (2001).— P. 509.
4. *Brabec Th., Krausz F. // Rev. Mod. Phys.*— Vol. 72 (2000).— № 2.— P. 545—591.
5. *Brodeur A., Chin S. L., J. // Opt. Soc. Am. B.*— Vol. 16 (1999).— № 4.— P. 637—650.
6. *Ranka J. K., Windeler R. S., Stenz A. J. // Optics letters.*— Vol. 25 (2000).— № 1.— P. 25—27.
7. *Кандидов В. П., Косарева О. Г., Колтун А. А. // Квантовая электроника.*— Т. 33 (2003), № 1.— С. 69—75.
8. *Беспалов В. Г., Козлов С. А., Сутягин А. Н., Шполянский Ю. А. // Оптический журнал.*— Т. 65 (1998), № 10.— С. 85—88.
9. *Shpolyansky Yu. A., Belov D. L., Bakhtin M. A. and others // Appl. Phys. B.*— Vol. 7 (2003).— P. 349—355.
10. *Berkovsky A. N., Kozlov S. A., Shpolyansky Yu. A. // Phys. Rev. A* 72, (2005), 043821.
11. *Украинский А. О. Дисс. канд. физ.-матем. наук.— СПбГУ ИТМО, Санкт-Петербург (2003).*
12. *Розанов Н. Н. // Опт. и спектр.*— Т. 94 (2003).— № 3.— С. 449—452.
13. *Ястребова Н. В., Шполянский Ю. А., Козлов С. А. // Оптический журнал.*— Т. 71 (2004).— № 6.— С. 78—83.

14. Козлов С. А., Сазонов С. В. // ЖЭТФ.— Т. 111 (1997), в. 2.— С. 404—418.

15. Мохнатова О. А., Козлов С. А. // Труды IV международной конференции молодых ученых и специалистов «Оптика-2005» (Санкт-Петербург, 2005).— С. 84—85.

16. Борн М., Вольф Э. Основы оптики.— Наука, 1973.— 720 с.

17. Розанов Н. Н. Оптическая бистабильность и гистерезис в распределенных нелинейных системах.— Наука, Физматлит, 1997.— 336 с.

18. Altshuler G. B., Ermolaev V. S., Kozlov S. A. and others // Applied Physics B.— Vol. 32 (1983).— Р. 97—100.

19. Штумпф С. А., Королев А. А., Козлов С. А. // Изв. РАН, сер. физ.— Т. 71.— 2007.— С. 158—161.

// Мохнатова О. А., Козлов С. А. Нелинейное отражение фемтосекундного спектрального суперконтинуума // ЖЭТФ.— Т. 133 (2008), в. 2.— С. 260—270.

А. И. Мазуров

ПАРАМЕТРЫ ЦИФРОВЫХ ПРИЕМНИКОВ И КАЧЕСТВО ИЗОБРАЖЕНИЯ

Показано, что для идеального цифрового приемника доза на его входе находится в квадратичной зависимости от информационного индекса Хей. Рекомендовано минимизировать информационный индекс на уровне достаточности качества изображения для постановки диагноза, работать на начальном участке амплитудной характеристики приемника и использовать импульсную рентгеноскопию, согласованную с подвижностью исследуемого органа.

В 1977 году Международная комиссия по радиационной защите (МКРЗ) создала известный свод принципов ALARA (As Low As Reasonably Achievable), в соответствии с которыми доза при диагностическом исследовании должна быть настолько мала, насколько это возможно при достаточном для постановки диагноза качестве изображения. Возможности снижения дозы ограничены квантовой природой рентгеновского излучения, дискретным характером формирования матрицы изображения, подвижностью исследуемых органов и свойствами зрительного анализатора рентгенолога.

Цель настоящей статьи состоит в определении зависимостей между дозой на цифровом приемнике и его основными параметрами, характеризующими качество изображения: пространственной, временной и градиентной разрешающими способностями. Основное внимание обращено на предельные возможности снижения дозы.

Чувствительность.

Предельные возможности снижения дозы, когда задан размер обнаруживаемой детали и ее контраст, можно оценить, используя широко известное соотношение А. Роуза для идеального приемника, характеристики которого ограничиваются фотонным шумом:

$$D = \frac{2\Psi_n^2}{ASK^2} = \frac{2\Psi_n^2}{A(IK)^2} \quad (1)$$

где D — доза на входе приемника; Ψ_n — пороговое отношение сигнал/шум, определяющие вероятность обнаружения квадратной детали площадью $S = l^2$ с контрастом K на равномерном фоне; A — пересчетный коэффициент, зависящий от энергетического спектра рентгеновских фотонов.

В соответствии с отношением (1) для разделения приемников по чувствительности на классы удобно пользоваться информационным индексом, предложенным еще в 1958 году Хеем (G. A. Nae) [1]:

$$H = \frac{I}{l \cdot K}. \quad (2)$$

Этот информационный индекс широко используется и в настоящее время. Он экспериментально определяется по тестам «деталя — контраст».

Подставив информационный индекс в соотношение (1), получим

$$D = \frac{2\Psi_n^2}{A} H^2 = BH^2, \quad (3)$$

где $B = \text{const}$ для заданного спектра рентгеновских фотонов.

Из соотношения (3) следует, что доза в плоскости идеального приемника, требуемая для обнаружения квадратной детали размером l с контрастом K , находится в квадратичной зависимости от информационного индекса.

Информационный индекс в соответствии с минимальным размером детали, которую способен обнаруживать приемник, и его контрастной чувствительностью позволяет разделить приемники на классы. Автор условно разделил приемники на три класса (см. табл.).

Расчет был проведен для монохроматических излучений с энергией квантов 50, 20 и 75 кэВ соответственно, для которых значения A , в свою очередь, будут равны 200, 33 и 206 квант/мм² при дозе 1 мкР.

Таблица

Класс приемника	l мм	K %	H	Д мР
Средняя пространственная разрешающая способность	1	2	50	0,625
Высокая пространственная разрешающая способность	0,5	2	100	15
Высокая контрастная чувствительность	1	0,25	400	41

К первому классу можно отнести приемники для общей рентгенологии, ко второму — маммографические приемники, а к третьему — приемники для компьютерной томографии.

Никакими техническими и программными средствами нельзя снизить дозы для заданных информационных индексов сверх тех, которые следуют из соотношения (3).

Для реальных приемников рассчитанную по соотношению (3) дозу необходимо умножить на величину

$$a = \frac{1 + \delta}{\eta},$$

где δ — отношение рассеянного излучения к первичному; η — квантовая эффективность приемника.

Пространственная разрешающая способность

Возможности цифровых приемников по неискаженному восприятию спектра пространственных частот рентгеновского изображения принципиально ограничены дискретной структурой преобразователя изображения в видеосигнал. Для прямоугольного раstra при размерах светочувствительного элемента (пиксела) $l_x \cdot l_y$ и равномерном распределении чувствительности в пределах пиксела двумерная контрастно-частотная характеристика КЧХ преобразователя не может превышать величины

$$A(v_x, v_y) = \frac{\sin \pi \cdot v_x l_x}{\pi \cdot v_x l_x} \frac{\sin \pi \cdot v_y l_y}{\pi \cdot v_y l_y}, \quad (4)$$

где v_x и v_y — пространственные частоты по осям X и Y соответственно; $\pi = 3,14$.

Как следует из соотношения (4), дискретный преобразователь изображения с прямоугольным растром имеет анизотропную КЧХ. Синусоидальная мира, расположенная под углом к осям X и Y , будет иметь большую глубину модуляции с максимумом под углом

45°. Поэтому при оценке разрешающей способности приемника в документации необходимо записывать разрешение при вертикальном расположении миры и под углом в 45°.

Для неискаженной передачи спектра пространственных частот входного изображения v_x и v_y должны быть ограничены частотами Найквиста, то есть $v_x \leq \frac{1}{2l_x}$, $v_y \leq \frac{1}{2l_y}$.

Все частоты входного изображения, которые выше $v_x = \frac{1}{2l_x}$ и $v_y = \frac{1}{2l_y}$, создают на изображении артефакты и поэтому либо не

должны формироваться во входном изображении, либо должны быть отфильтрованы (подавлены) до узла приемника, где осуществляется дискретизация изображения.

Сохранить возможность визуализации мелких структур возможно двумя путями.

Первый путь состоит в увеличении частоты Найквиста, то есть уменьшении размера пиксела. Однако имеются технологические и экономические ограничения уменьшения размера пиксела при заданном рабочем поле приемника. Уменьшая размер пиксела, мы увеличиваем информационный индекс, а следовательно, дозу на пациенте.

Второй путь заключается в передаче во входную плоскость приемника мелких структур просвечиваемого объекта с таким увеличением, чтобы весь спектр пространственных частот лежал ниже частоты Найквиста. Передачу исследуемых органов с большим увеличением ограничивает малая мощность микрофокусных трубок и требование визуализации всего исследуемого органа целиком при заданном рабочем поле приемника.

Наиболее рациональный путь выбора размера пиксела приемника в общей рентгенологии, по мнению автора, состоит в использовании выводов теории телевидения [2]. Из теории электрической передачи изображений известно, что на минимальный линейный размер опознаваемой (в нашем случае диагностируемой) детали должно приходиться от 7 до 8 пикселей. Тогда размер пиксела, если диагностируемая деталь равна 1 мм, должен лежать в диапазоне 125—150 мкм. Этому правила придерживается большинство фирм, выпускающих цифровые приемники для общей рентгенологии. В маммографии, где диагностируемые детали 0,5 мм и менее, размер пиксела должен быть не более 70 мкм.

Временная разрешающая способность

При функциональных исследованиях, а также в интервенционной радиологии, когда используется режим рентгеноскопии, существенное значение для снижения дозы имеет число информативных кадров в секунду, необходимое для неискаженной передачи движущихся органов.

До появления цифровых приемников не было возможности согласования числа кадров с подвижностью исследуемых органов. Число кадров определялось критической частотой слияния мельканий в зрительном анализаторе и составляло 25—30 кадров в секунду, что для исследования целого ряда органов является избыточным, и, следовательно, пациент получал избыточную лучевую нагрузку. В цифровых приемниках такая возможность имеется. Объект можно просвечивать короткими импульсами рентгеновского излучения требуемой скважности, а недостающие для критической частоты слияния мельканий кадры брать из цифровой памяти, повторяя их между двумя информативными кадрами.

Предел снижения частоты передаваемых кадров связан с возникновением эффекта разрыва изображения при передаче подвижных органов. Впечатление слитности движущегося органа возникает, если смещение органа в пространстве не превышает критического значения.

Число информативных кадров n в секунду рассчитывается по допустимому смещению h движущегося органа и его скорости v :

$$n = \frac{v}{h}.$$

Опыт эксплуатации УРИ с импульсным просвечиванием показал, что частота информативных кадров должна регулироваться от 1 до 30 кадров в секунду, причем в большинстве случаев достаточно 7 информативных кадров в секунду. Поэтому лучевая нагрузка на пациента при согласовании числа кадров с подвижностью органов будет в несколько раз меньше.

Градационная разрешающая способность

Одним из основных преимуществ цифровых рентгеновских приемников перед пленочными является их широкий динамический диапазон, и, следовательно, высокая градационная разрешающая способность. Используя стандартизованную в России методику измерения динамического диапазона В [3], можно вычислить число различных градаций m клина контраста $K_n = 5\%$ по соотношению

$$m = \frac{\log B}{\log(1 + K_n)}.$$

Динамический диапазон большинства цифровых приемников больше 400, поэтому число градаций при использовании всего динамического диапазона будет не менее 123. Ни один из существующих мониторов не может одновременно воспроизвести такое число градаций, а рентгенолог — их воспринять. Поэтому в цифровых приемниках должен быть предусмотрен режим окна, когда весь диапазон сигнала изображения воспроизводится на мониторе последовательно, по частям.

Так как динамический диапазон цифровых приемников во много раз (не менее 7) превышает максимально возможный контраст рентгеновского изображения исследуемых органов [4], то с целью увеличения чувствительности цифрового аппарата необходимо работать на начальном участке амплитудной характеристики приемника. Величину дозы, которая задает границу динамического диапазона снизу, определяют шумы рентгеновского потока, шум рассеянного излучения и шум приемника. Число уровней квантования сигнала изображения не должно влиять на снижение градационной разрешающей способности.

Квантовая эффективность

В последнее время наряду с информационным индексом широко используется другой интегральный критерий оценки качества изображения — квантовая эффективность как функция пространственных частот:

$$\eta(v) = \frac{\Psi_{\text{вых}}^2(v)}{\Psi_{\text{вх}}^2(v)} = v(0) \frac{A^2(v)}{Ш(v)}. \quad (5)$$

Здесь $\Psi_{\text{вых}}(v)$ — отношение сигнал/шум на выходе приемника; $\Psi_{\text{вх}}(v)$ — отношение сигнал/шум на входе приемника; $v(0)$ — квантовая эффективность приемника на низких пространственных частотах, где функция передачи модуляции $A(v) = 1$; $Ш(v)$ — спектральная плотность шумов, нормированная так, что на низких частотах $Ш(v) = 1$.

Однако этот интегральный критерий, характеризующий качество изображения приемника, является экспериментально-расчетным и в отличие от информационного индекса для его определения требуется достаточно сложная методика измерений и соответствующее программное обеспечение.

Пределные возможности квантовой эффективности можно оценить, если считать уровень внутренних шумов в приемнике пренебрежимо малым по сравнению с входным квантовым шумом. В этом случае квантовая эффективность не зависит от пространственных частот, то есть соотношение (5) приобретает вид

$$\eta(v) = \eta(0) = \text{const.}$$

Предельная же квантовая эффективность $\eta(0)$ определяется коэффициентом эффективного поглощения рентгеновских фотонов в детекторе α [5], если флуктуациями коэффициентов преобразования остальных звеньев можно пренебречь:

$$\eta(0) = \frac{\Psi_{\text{вых}}^2}{\Psi_{\text{вх}}^2} \frac{(\Psi_{\text{вх}} \sqrt{\alpha})^2}{\Psi_{\text{вх}}^2} = \alpha$$

Для идеального приемника $\alpha = 1$.

Но данный критерий для идеального приемника ничего не говорит о главных дешифровочных признаках (размере и контрасте обнаруживаемых деталей), а также требуемой дозе, так как α не зависит от доз при заданном качестве рентгеновского излучения.

Поэтому с точки зрения дешифрируемости изображения более информативной является оценка по информационному индексу Хей. Кроме того, экспериментальная оценка информационного индекса по тестам «деталь—контраст» более проста, чем определение квантовой эффективности.

Информационный индекс широко используется Британским центром доказательных приобретений (The Centre for Evidence-based Purchasing), который дает независимую и объективную оценку медицинских изделий, представленных на рынке Великобритании. В отчетах об оценке цифровых приемников рентгеновских изображений указанного центра приводится функция $H = f(I)$ индекса для различных значений дозы на входе приемника.

По мнению автора, именно по этим причинам нормируется не значение квантовой эффективности для существующих цифровых приемников, а контрастная чувствительность и разрешающая способность, непосредственно связанные с информационным индексом.

Заключение

Таким образом, чтобы следовать принципам ALARA, необходимо:

- минимизировать на уровне достаточности информационный индекс;
- выбрать размер пиксела в соответствии с минимальными размерами диагностируемой детали;
- в зависимости от подвижности исследуемого органа минимизировать частоту информационных кадров;
- работать на начальном участке амплитудной характеристики приемника.

Литература

1. Hay G. A. Quantitative aspects television techniques in diagnostic radiology // The Brit. Y. of Radiology.— 1958.— Vol. 31.— № 371.— P. 611—618.

2. Орловский Е. Л., Халфин А. М., Хазов Л. Д. и др. Теоретические основы электрической передачи изображений.— М.: Советское Радио, 1962.

3. Стандарт Предприятия 01-22-04 «Приемники рентгеновского изображения рентгеновских диагностических аппаратов с цифровой регистрацией изображений. Номенклатура параметров и характеристик качества изображения, методы и средства их определения».— М.: ВНИИИМТ МЗ РФ, 2004.

4. Вейн Ю. А. К определению динамического диапазона цифровых рентгеновских приемников // Медицинская техника.— 2005.— № 5.— С. 8—9.

5. Зеликман М. Н. Цифровые системы в медицинской рентгенодиагностике.— М.: Медицина, 2007.

// Медицинская техника.— 2009.— № 5.— С. 1—3.

А. И. Мазуров

ЦИФРОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ КАК ОСНОВА ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ СОВРЕМЕННОЙ РЕНТГЕНОЛОГИИ

На примере разработок НИПК «Электрон» показано, что в России налажено серийное производство цифровых систем для общей, профилактической и интервенционной рентгенологии, позволяющих работать на качественно новом уровне по беспленочной и безбумажной технологиям с созданием информационных радиологических систем различного масштаба. Начавшийся в России промышленный выпуск цифровой рентгеновской аппаратуры (только НИПК «Электрон» может производить более 1500 аппаратов в год) и ее дальнейшее развитие следует рассматривать как важный прорыв в области диагностической рентгенологии.

Воплощение концепции цифровой рентгенотехники в медицинскую практику позволяет улучшить качество диагностики, снизить лучевые нагрузки и на более совершенном уровне организовать рентгенологическую службу по беспленочной технологии с созданием цифровых архивов и информационных сетей различного уровня, включая телерадиологию.

Сегодня можно констатировать, что аналоговые рентгеновские аппараты уходят в прошлое. В развитых странах в год от 10 до 15 % пленочных аппаратов заменяется цифровыми. Эта же тенденция наблюдается в России, где по цифровым технологиям создают рентгеновские системы не менее 10 фирм [1—3]. В статье на примере разработок НИПК «Электрон» показано, что техническая база для такой замены в основном создана. При разработке цифровой рентгенотехники НИПК «Электрон» исходила из следующих задач:

1. Создать парк цифровых детекторов (приемников) рентгеновских изображений для рентгенографии и рентгеноскопии различного уровня по качеству изображения, лучевым нагрузкам на пациента, потребительским свойствам и стоимости.

2. На базе разработанных цифровых приемников создать флюорографы, телеуправляемые рентгенодиагностические комплексы, передвижные аппараты для хирургии под рентгеновским контролем, ангиографы, рентгенографические комплексы на два рабочих места (стол снимков и стойку снимков) и базовую радиологическую систему.

3. Разработать систему передачи и архивирования изображений (PACS), с помощью которой объединить установленные в клиниках аппараты в единую информационную сеть.

Дальнейшее развитие рентгенологии на базе цифровой рентгенотехники в НИПК «Электрон» связано не только с новыми опытно-конструкторскими разработками, но и созданием теоретических основ новой технической дисциплины — цифровой рентгенотехники.

Цифровые аппараты на рентгеновских электронно-оптических преобразователях

Первыми были разработаны цифровые аппараты, в которых в качестве цифровых приемников использованы усилители рентгеновских изображений (УРИ) на базе рентгеновских электронно-оптических преобразователей (РЭОПов) и ПЗС-матриц. Для этого класса аппаратов были разработаны три группы исполнения УРИ: УРИ-612 (УРИ-0,4М), УРИ-1,0М и УРИ-4,0М, которые различаются диаметром рентгеночувствительных полей РЭОПов (от 215 мм до 360 мм) и количеством активных пикселей ПЗС-матриц (580 × 760, 1000 × 1000, 2000 × 2000). Эти УРИ используются в телеуправляемых рентгенодиагностических комплексах КРТ-«Электрон» (рис. 1), передвижных хирургических аппаратах РТС-612 (рис. 2) и ангиографах АКР-ОКО (рис. 3). Эти аппараты могут работать в режиме как рентгеноскопии, так и рентгенографии, так как используют динамические (универсальные) детекторы. Однако



Рис. 1. Комплекс рентгенодиагностический телеуправляемый КРТ-«Электрон»



Рис. 2. Передвижная рентгенодиагностическая установка РТС-612



Рис. 3. Ангиограф АКР-ОКО

РЭОПы, основанные на вакуумной технологии, имеют целый ряд ограничений и недостатков: большие габаритные размеры и массу, высоковольтное питающее напряжение анода (до 30 кВ), необходимость экранировки от магнитных полей и обезгаживания после длительного перерыва в работе, ограниченный срок службы. Размер рабочего поля даже самого большого РЭОПа недостаточен для осуществления цифровой рентгенографии крупных органов. Поэтому на этих УРИ кроме рентгеноскопии возможна главным образом прицельная рентгенография, то есть они не решают полностью задачу цифровой рентгенографии крупных органов человека. Технологию на РЭОПах следует считать актуальной до тех пор, пока не будут разработаны безвакуумные универсальные приемники с большими рабочими полями, удовлетворяющие потребностям как рентгеноскопии, так и рентгенографии.

Обобщенная функциональная схема цифрового УРИ на РЭОП представлена на рис. 4. Теневое рентгеновское изображение визуализируется на выходном экране РЭОПа в изображение высокой яркости. С помощью объектива это изображение передается на ПЗС-матрицу, которая преобразует его в видеосигнал. Видеосиг-

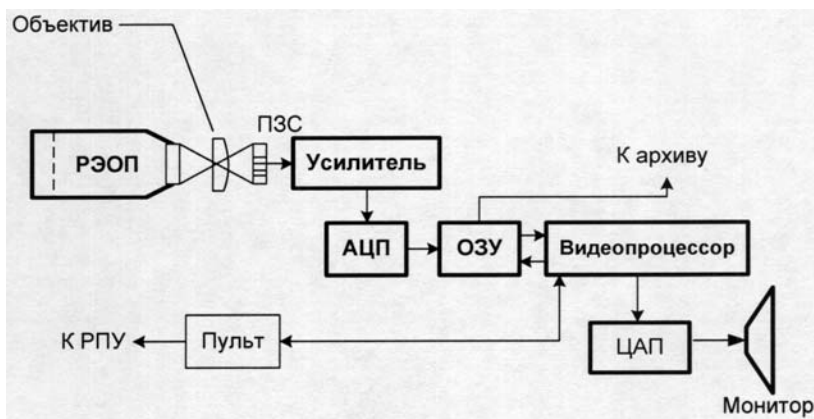


Рис. 4. Обобщенная функциональная схема цифрового УРИ

нал после усиления поступает на аналогово-цифровой преобразователь (АЦП), в котором он превращается в матрицу чисел, отображающих уровень сигнала в каждом пикселе. Эта матрица чисел запоминается в оперативном запоминающем устройстве (ОЗУ), с которого поступает в видеопроцессор для цифровой обработки. Обработанный цифровой сигнал изображения преобразуется в цифро-аналоговом преобразователе (ЦАП) в аналоговый сигнал, который воспроизводится на мониторе. Цифровое изображение хранится в архиве, откуда оно может быть затребовано пользователями.

Цифровые аппараты на приемниках «экран—объектив—ПЗС-матрица»

Технология построения приемника, основанная на съемке изображения с рентгеновского экрана телевизионной камерой, использована в серии цифровых камер КРЦ для рентгенографии, которая включает 10 модификаций. В основу разработки камер положен принцип разделения по функциональным возможностям и стоимости.

По размерам рабочего поля камеры разделяются на три класса: 320×385 , 395×395 и 430×430 мм; по нормированной дозе рентгеновского излучения на входе рабочего поля приемника, при которой обеспечивается контрастная чувствительность 1,5 % — на пять классов: 4; 4,4; 5,3; 6,1 и 8,8 мкГр. Разрешающая способность камер находится в пределах от $2,5 \text{ мм}^{-1}$ до 5 мм^{-1} . Динамический диапазон камер для всех исполнений составляет не менее 400 крат/раз.

Такая номенклатура рентгенографических камер стала возможной благодаря использованию двух типов экранов (Gd_2O_2S и CsI), четырех типов светосильных широкоугольных объективов с размерами рабочих полей 24×24 мм, 24×36 мм, 36×36 мм, 50×50 мм и числом пикселей 2048×2048 , 2048×3072 и 4096×4096 .

На основе этих приемников НИПК «Электрон» разработала цифровые рентгенографические аппараты различного назначения. Первая флюорографическая цифровая камера ЦФК-1 была внедрена во флюорограф ЦФ-01-«Электрон» (рис. 5). ЦФ-01-«Электрон» — это высокопроизводительный аппарат для скрининга, основанный на экологически чистой цифровой технологии. Он позволил на современном технологическом уровне возродить массовую профилактическую флюорографию. В ЛТУ России работает более 1000 этих флюорографов. Производительность флюорографа ограничивается не техническими характеристиками, а процедурой проведения массовых профилактических исследований и составляет не менее 60 обследований в час. По качеству изображения флюорограф пригоден не только для профилактических, но и диагностических исследований органов грудной клетки.

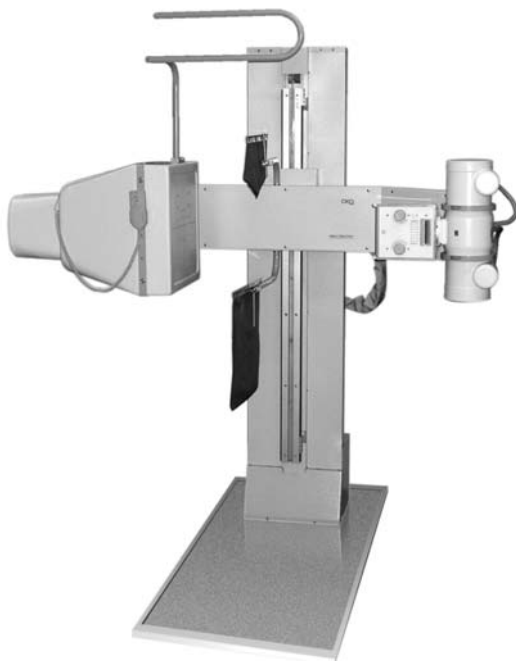


Рис. 5. Аппарат флюорографический цифровой ЦФ-01-«Электрон»

Приемники на базе камеры серии КРЦ используются в цифровом рентгенографическом аппарате АРЦ-01-«ОКО» (рис. 6) и в цифровом рентгенографическом аппарате на 2 рабочих места DIRA (рис. 7), а также в стойке снимков (рис. 8).



Рис. 6. Цифровой рентгенографический аппарат АРЦ-01-«ОКО»

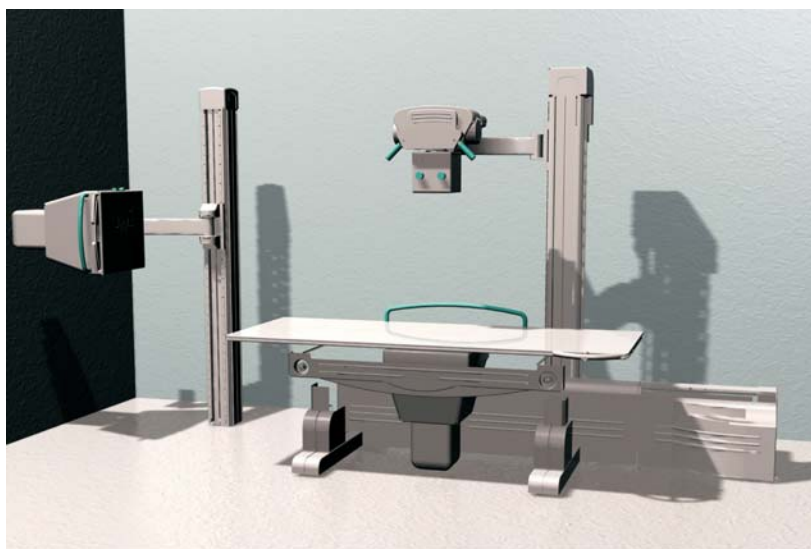


Рис. 7. Цифровой рентгенографический аппарат на 2 рабочих места DIRA



Рис. 8. Стойка снимков

Перечисленные аппараты полностью решают проблему цифровой рентгенографии в общей рентгенологии за исключением палатных исследований и исследований в нестандартных условиях, так как камеры КРЦ имеют достаточно большие габаритные размеры и массу.

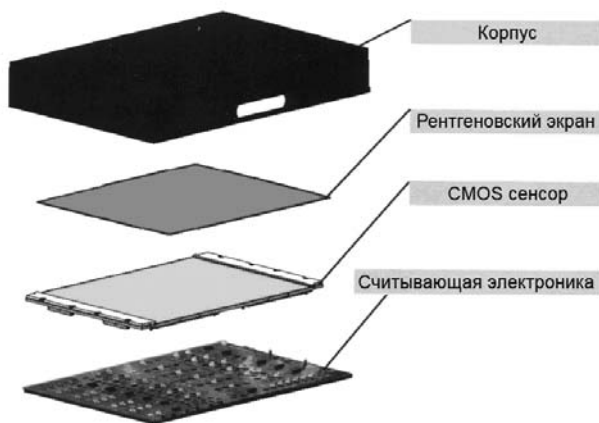
Универсальные приемники для цифровых аппаратов

Как указывалось выше, приемники на РЭОПах могут работать как в статическом (рентгенография), так и динамическом (рентгеноскопия) режимах, то есть являются универсальными. Но эта технология считается морально устаревшей, и большинство фирм ее не использует в новых разработках. В то же время потребность в универсальных приемниках огромна, что связано с необходимостью перехода полностью на цифровую технологию исследований при работе на телеуправляемых и хирургических аппаратах, а также системах для интервенционной рентгенологии. В процессе исследований на этих аппаратах переходят от рентгеноскопии к рентгенографии и обратно. При рентгеноскопии, в целях снижения лучевой нагрузки на пациента и уменьшения смаза подвижных органов, используют просвечивание короткими импульсами рентгеновского излучения, частоту которых регулируют [4].

Работы по созданию безвакуумного универсального цифрового приемника в компании «Электрон» ведутся по двум технологиям: «экран — объектив — ПЗС-матрица» и динамических плоских панелей (рис. 9).



а



б

Рис. 9. Универсальные твердотельные приемники: а — «экран—объектив—ПЗС-матрица»; б — плоская панель

Уже серийно производятся универсальные приемники по технологии «экран—объектив—ПЗС-матрица» для телеуправляемых комплексов с рабочим полем 400×400 мм, которые в динамическом режиме обеспечивают частоту 2—3 кадра/с (рис. 10) и разра-

ботан экспериментальный образец приемника с рабочим полем 430×430 мм с частотой до 60 кадров/с (рис. 9, а).

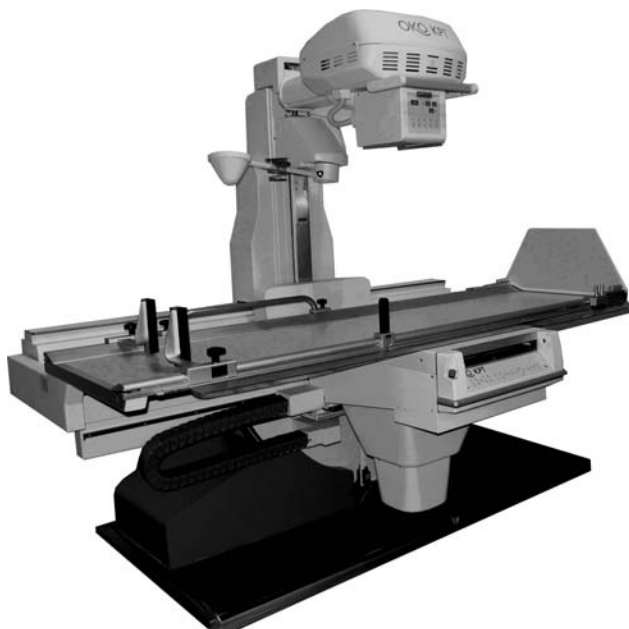


Рис. 10. Комплекс рентгеновский телеуправляемый с динамическим детектором

Создание универсального приемника по этой технологии стало возможным вследствие оптимизации коэффициентов преобразования всех звеньев, входящих в приемник. Выявлено, что основное влияние на уменьшение отношения сигнал/шум на выходе приемника оказывают потери сигнала в объективе. Снизить это влияние оказалось возможным благодаря увеличению масштаба передачи изображения с экрана на ПЗС-матрицу. Это было учтено при разработке экспериментальных образцов двух модификаций универсального приемника ДРЦ-430 и ДРЦ-300 с рабочими полями 430 и 300 мм соответственно и размерами фоточувствительной поверхности матрицы около 46×46 мм, содержащей 2880×2880 пикселей размером 16 мкм.

Приемники работают в импульсном режиме с переменной частотой кадров: до 10 кадров/с — при полной разрешающей способности, до 30 кадров/с — биннинг 2×2 и до 60 кадров/с — биннинг

3 × 3. Динамический диапазон приемников по входным дозам в любом режиме работы не менее 100 раз.

Разрешающая способность в режиме рентгенографии ДРЦ-430 составляет $3,5 \text{ мм}^{-1}$, а ДРЦ-300 — $4,6 \text{ мм}^{-1}$. Контрастная чувствительность в рентгенографическом режиме при дозах на кадр около 100 мкР не хуже 1,5 %.

Квантовая эффективность приемников в режиме рентгенографии при экспозиционной дозе 500 мкР на низких пространственных частотах менее $0,3 \text{ мм}^{-1}$ — не менее 50 %, а в режиме рентгеноскопии при дозе 25 мкР — не менее 15 %. Универсальные приемники ДРЦ-430 и ДРЦ-300 свободны от большинства недостатков УРИ на РЭОПах и поэтому позволяют их заменить на поворотных столах-штативах всех модификаций. Они предназначены также для цифровой рентгенографии на столах снимков и стойках снимков.

Из второго класса приемников разработаны экспериментальные образцы плоскпанельных детекторов с непрямым преобразованием (рис. 9, б). Эти детекторы состоят из экрана CsI игольчатого типа, К-МОП сенсора и считывающей сигнал изображения электроники. Разработана базовая панель размером 120 × 145 мм, которая методом сшивки позволяет создать приемники с рабочими полями от 135 × 235 до 350 × 430 мм. Размер пиксела базовой панели составляет 50 мкм. Квантовая эффективность приемников на пространственных частотах менее $0,1 \text{ мм}^{-1}$ при дозе 2,3 мкГр (для рентгеновского излучения со слоем половинного ослабления 7 мм Al) более 0,6. Приемники могут работать с частотой до 100 кадров/с. Эти плоскпанельные приемники позволяют создать цифровые рентгеновские аппараты различных классов (включая маммографы) на уровне лучших мировых образцов.

В основе разработок НИПК «Электрон» лежит принцип открытых систем, использующий наиболее распространенные стандарты обмена радиологической информацией: стандарт обмена текстовыми документами HL7 и изображениями DICOM 3.0.

Разработанная компанией система архивации и передачи изображений «Электрон mini-PACS» позволяет интегрировать все цифровые рентгеновские аппараты НИПК «Электрон» в больницу компьютерную сеть.

Главная проблема цифровой рентгенотехники

Дальнейшее развитие цифровой рентгенотехники связано не только с новыми конструкторскими разработками, но и с созданием теоретических основ новой технической дисциплины — цифровой рентгенотехники. Дело в том, что в процессе разработки цифровых рентгеновских аппаратов выяснилось, что ряд утверждений классической (аналоговой) рентгенотехники требует пересмотра

или иного толкования. Кроме того, в основы рентгенотехники необходимо включить целый ряд новых, ранее не существовавших разделов, таких как цифровая обработка рентгенограмм, системы передачи и хранения цифровых изображений (PACS), телерадиология, системы интервенционной радиологии и другие.

Цифровые технологии стимулировали разработку новых методик получения рентгенограмм: томосинтез, энергетическая субтракция, фазовый контраст. Стало возможным создавать системы компьютерной поддержки (CAD), которые специальным маркером указывают на рентгенограммах рентгенологу места возможных патологий и даже системы автоматической постановки диагноза (CADx).

Огромная память и быстродействие современных компьютеров позволяют автоматически определять по равномерно засвеченному рентгеновскими лучами полю приемника, которые имитируют белый шум, без использования тест-объектов практически все параметры рентгеновского аппарата, связанные с изображением (разрешающую способность, квантовую эффективность, отношение сигнал/шум, функцию передачи модуляции, амплитудную характеристику и др.) [3]. Такая оценка не требует экспертов и является объективной. Она более точная, 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 обеспечивается максимальная точность, минимальная трудоемкость и максимальная оперативность.

Если разработать пакет программ для оценки параметров аппаратов по белому шуму, то это даст возможность оперативно оценивать их состояние в условиях клиники.

Проведем ряд примеров, которые подтверждают необходимость корректировки ряда утверждений классической рентгенотехники.

Одной из важных проблем рентгенотехники является согласование параметров теневого рентгеновского изображения с информационными характеристиками приемника. Пленочные аппараты, в течение всего XX века господствовавшие в рентгенотехнике, не могли обеспечить согласования детальности, контраста и подвижности входного рентгеновского изображения с пространственной, градационной и временной разрешающими способностями приемника. Низкая чувствительность пленочных аппаратов не позволяет использовать относительно маломощные рентгеновские трубки с фокусными пятнами менее 0,5 мм. Это приводит к тому, что раз-

решающая способность пленки ($20\text{--}25\text{ мм}^{-1}$) и даже рентгенографических комплектов «экран—пленка» ($5\text{--}10\text{ мм}^{-1}$) оказывается избыточной по отношению к спектру пространственных частот входного изображения и фактически не используется. Динамический диапазон пленки ($30\text{--}50$) явно недостаточен для передачи контрастов рентгеновских изображений. При исследовании подвижных органов (рентгеноскопия) в аналоговых аппаратах отсутствует возможность согласования подвижности исследуемых органов с частотой кадров, которая соответствует принятому телевизионному стандарту и составляет $25\text{--}30$ кадров/с. Это приводит к переоблучению пациента, так как малоподвижные органы можно передавать с меньшей частотой информативных кадров. Для цифровых систем согласование параметров входного изображения с характеристиками приемника возможно, так как они как минимум в $2\text{--}3$ раза чувствительнее аналоговых, их динамический диапазон в несколько раз больше. Цифровая память позволяет реализовать режимы с замедленной частотой информативных кадров. Подробнее эти вопросы изложены в статьях [3]. Однако теоретическая база такого согласования проработана недостаточно.

Как известно, для подавления рассеянного излучения от объекта широко применяются свинцовые растры [2]. Подавляя паразитное рассеянное излучение, они требуют в случае пленочного приемника увеличения экспозиции на пленку в несколько раз. С появлением цифровых приемников это положение классической рентгентехники распространили на цифровые аппараты. Однако внимательное рассмотрение вопроса показывает, что это заблуждение [3]. Сохранятся ли растры в цифровых аппаратах или будут заменены «виртуальными растрами» (цифровой обработкой), остается вопросом. Но их роль должна измениться. Если в пленочных аппаратах их основное назначение состоит в увеличении контраста изображения, то в цифровых системах важно подавить уровень шумов, связанных с рассеянным излучением.

Проведенные НИПК «Электрон» разработки показывают, что цифровые рентгеновские системы не должны иметь строго заданных параметров дискретизации изображения. Они должны позволять производить обменные операции между качеством изображения и лучевыми нагрузками путем изменения параметров дискретизации в зависимости от характера исследования. В целях минимизации лучевой нагрузки Международная комиссия по радиационной защите (МКРЗ) создала известный свод принципов ALARA (As low As Reasonably Achievable), в соответствии с которым доза при диагностическом исследовании должна быть настолько мала, насколько это возможно при достаточном для

постановки диагноза качестве изображения. Эффективное использование обменных операций требует детального изучения диагностических свойств рентгеновских изображений, что является самостоятельной сложной задачей.

Перечень проблемных задач, требующих создания теоретических основ цифровой рентгентехники и радиологии, может быть продолжен. Уже сейчас начинается просматриваться общая траектория движения диагностической радиологии — видеть исследуемый орган, освобожденный от всех мешающих структур, а не его проекцию.

Заключение

1. Исходя из трех основополагающих принципов — более точная диагностика, наименьшее отрицательное воздействие на организм пациента, минимальная стоимость исследования — НИПК «Электрон» разработала концепцию создания цифровых аппаратов для общей профилактической и интервенционной рентгенологии, которые позволят лечебно-профилактическим учреждениям любого уровня перейти на цифровые технологии.

2. Организация НИПК «Электрон» серийного производства цифровых рентгеновских аппаратов для флюорографии, общей рентгенологии, хирургии под рентгеновским контролем и интервенционной радиологии в количестве не менее 1500 аппаратов в год следует рассматривать как важный прорыв в области российской рентгенологии. Это позволяет улучшать качество диагностики и интервенционных процедур и на более совершенном уровне организовать рентгенологическую службу России.

3. Новое цифровое поколение рентгеновской аппаратуры требует пересмотра многих положений аналоговой рентгентехники, порой более глубокого, чем это представляется на первый взгляд. Это касается всех звеньев как систем визуализации (приемников изображений), так и систем формирования изображений, начиная от рентгеновского питающего устройства и заканчивая монитором. Для построения современных цифровых рентгеновских аппаратов необходим единый информационный подход, учитывающий все составляющие технических средств цифровой рентгентехники.

4. Медицинская цифровая рентгентехника еще очень далека от потенциально достижимого предела и спустя столетие с момента своего появления фактически находится в начале пути освоения возможностей цифровых технологий.

Литература

1. Зеликман М. И. Цифровые системы в медицинской рентгенодиагностике. — М.: Медицина, 2007.

2. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н. Н. Блинова.— М.: Медицина, 2002.

3. Увидеть невидимое: Сб. науч. тр. / Под ред. А. И. Мазурова.— СПб.: ООО «Книжный Дом», 2008.

4. *Вейн Ю. А., Мазуров А. И.* Универсальные цифровые приемники рентгеновских изображений // Медицинская техника.— 2009.— № 5.— С. 37—39.

// Биотехносфера — № 1 (7).— 2010.— С. 24—30.

А. И. Мазуров

СФЕРА ПРИМЕНЕНИЯ ЦИФРОВЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В МЕДИЦИНСКОЙ РЕНТГЕНОТЕХНИКЕ И ИХ ФУНДАМЕНТАЛЬНЫЕ ОГРАНИЧЕНИЯ

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 рентгенокопии 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 электронно-оптических 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 и оценка фундаментальных ограничений цифровой рентгенотехники.

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 512×512 , 1024×1024 и 2048×2048 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 рожают свето-

вые 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 возможности при дозах на один кадр, не превышающих дозы на один снимок в пленочной 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 360 мм 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 последова-

тельным 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, высокое напряжение питания 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 пластину, покрытую люминофором. Рентгеновское тенеовое изображение поглощается 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 производитель-

ности 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 ($I_{\text{вт}}/I_{\text{пер}} \approx 0,05$ [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 таком времени изображение 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 использо-

вать 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 сканировании всего тела пациента, так как линейки могут быть изготовлены достаточно больших размеров.

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 автора, 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 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 сомнения, 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 неоптимально 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

$$D(\mu_c) = 2\mu_\phi (1 + \delta) \bar{\alpha}_\Sigma^2 \left(1 + \frac{1 - \bar{\alpha}_{\phi 1}}{\bar{\alpha}_{\phi 1}} + \frac{1}{\bar{\alpha}_{\phi 1} \bar{\alpha}_{\phi 2}} + \frac{1 - \bar{\alpha}_3}{\bar{\alpha}_\Sigma} \right) + D_A. \quad (1)$$

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 $\bar{\alpha}_\Sigma \gg 1$. Современные экраны, светосильная оптика и ПЗС-матрицы с высоким квантовым выходом обеспечивают это неравенство.

Таким образом, за технологией плоских панелей остаются преимущества малых габаритов и веса, что позволяет их использовать не только в стационарных аппаратах, но также и в переносных и передвижных аппаратах. Детекторы с ПЗС-матрицей не имеют такой возможности. Зато у них более низкая цена, они ремонтно-пригодны 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.

Все рассмотренные технологии имеют одинаковые фундаментальные ограничения как по чувствительности, так и по качеству изображения (пространственной, временной и градационной разрешающим способностям). Эти ограничения обусловлены квантовой природой рентгеновского излучения, дискретным характером формирования матрицы изображения и подвижностью исследуемых органов. Перечислим эти ограничения.

Информация, которую несет изображение, полученное при конечной дозе рентгеновского излучения, ограничена дискретностью рентгеновских фотонов и хаотическим характером их распределения в пространстве и во времени.

Предельные возможности снижения дозы можно оценить, используя широко известное соотношение А. Роуза для идеального приемника, характеристики которого ограничиваются фотонным шумом [11]:

$$D_{\Pi} = \frac{2\Psi_{\Pi n}^2}{ASK^2} = \frac{2\Psi_{\Pi}^2}{A\Delta X\Delta YK^2}, \quad (1)$$

где D_{Π} — доза на входе приемника, Ψ_{Π} — пороговое отношение сигнал/шум, определяющее вероятность обнаружения детали площадью $S = \Delta X\Delta Y$ с контрастом K на равномерном фоне, созданном этой дозой; A — пересчетный коэффициент, зависящий от энергетического спектра рентгеновских фотонов.

Исходя из (1), можно определить дозу на входе фантома D , который заменяет тело пациента однородным блоком ткани толщиной Z , внутри которого имеется воздушная полость площадью $S = \Delta X\Delta Y$ и толщиной ΔZ :

$$D_0 = \frac{2\Psi_{\Pi}^2}{ASK^2} I^{a_{\text{эф}}Z} = \frac{2\Psi_n^2}{A\Delta X\Delta Y\Delta Z^2 a_{\text{эф}}^2} I^{a_{\text{эф}}Z}. \quad (2)$$

В рассматриваемом случае оптимальная жесткость излучения будет, когда $a_{\text{эф}} = 2/Z$. Тогда соотношение (2) можно переписать в виде

$$D = B \frac{Z^2}{A\Delta X\Delta Y\Delta Z^2}, \quad (3)$$

где B — константа, зависящая от энергетического спектра рентгеновских фотонов.

Из соотношения (3) следует, что необходимая доза обратно пропорциональна площади обнаруживаемой полости и обратно пропорциональна квадрату относительного размера неоднородности исследуемого объекта $\Delta Z/Z$ (контраста объекта).

Это соотношение можно трактовать также иначе. Если от аппарата требуется разрешающая способность во всех трех направлениях одинаковая ($\Delta X = \Delta Y = \Delta Z$), то минимальная доза, необходимая для визуализации детали объемом $V = \Delta X \Delta Y \Delta Z$, обратно пропорциональна четвертой степени ее размера. При этом необходимая доза имеет квадратичную зависимость от толщины тела пациента.

Выше был рассмотрен идеализированный предельный случай двухградационного изображения. Для многоградационного однородного объекта, толщина которого изменяется в пределах от $X_{\min}$ до $X_{\max}$, оптимальная жесткость рентгеновского излучения понижается в соответствии с выражением

$$a_{opt} = \frac{2}{X_{\max} - X_{\min}} \ln \frac{X_{\max}}{X_{\min}}. \quad (4)$$

Поэтому доза на входе тела пациента будет еще больше, и, следовательно, соотношение (3) определяет тот предел дозы, ниже которого визуализация даже одиночной детали на равномерном фоне невозможна.

Возможности цифровых приемников по неискаженному восприятию спектра пространственных частот рентгеновского изображения принципиально ограничены частотой Найквиста

$$\nu_n = \frac{1}{2l}, \quad (5)$$

где l — размер пиксела, пересчитанный во входную плоскость приемника. Все частоты входного изображения, которые выше ν_n , создают на изображении артефакты и поэтому либо не должны формироваться во входном изображении, либо должны быть подавлены до узла приемника, где осуществляется дискретизация изображения. Поэтому для неискаженной передачи мелких деталей исследуемых структур необходимо либо увеличивать частоту Найквиста, то есть уменьшать размер пиксела, либо передавать изображения исследуемых структур во входную плоскость приемника с таким увеличением, что практически весь спектр пространственных частот будет лежать ниже частоты Найквиста. Уменьшение размера пиксела, как показано выше, ограничивает дозовая нагрузка на пациента. А передачу исследуемых органов с большим

увеличением ограничивает малая мощность микрофокусных рентгеновских трубок. Ограничение на увеличение накладывает также требование визуализации всего исследуемого органа целиком или, как минимум, его части, где подозревается патология.

При функциональных исследованиях, а также в интервенционной рентгенологии, когда используется режим рентгеноскопии, существенное значение имеет временная разрешающая способность, которая определяется как инерционностью звеньев аппарата, так и числом информационных кадров, передаваемых в секунду. До появления цифровых приемников необходимое число кадров при рентгеноскопии с УРИ определялось критической частотой слияния мельканий в зрительном анализаторе (25—30 кадров в секунду). Рентгеновская трубка работала в непрерывном режиме, что определяло высокую лучевую нагрузку на пациента. В цифровых системах с целью уменьшения лучевой нагрузки частоту информационных кадров можно согласовать с подвижностью исследуемых органов, используя просвечивание короткими импульсами, которые исключают динамическую нерезкость. Предел снижения частоты передаваемых кадров связан с возникновением эффекта разрыва изображения при передаче подвижных органов. Впечатление слитности движущегося органа возникает от последовательного восприятия отдельных кадров, если смещение органа в пространстве не превышает критическую величину. Чтобы возникло впечатление движения без разрывов, необходимо отождествление движущегося объекта в последовательных фазах. Число информационных кадров n в секунду рассчитывается по допустимому смещению движущегося органа и его скорости v :

$$n = \frac{v}{l}. \quad (6)$$

Более точно, чем по соотношению (5), необходимое число кадров можно определить по спектру временных частот, который содержится в изображении. Подробно это рассмотрено в работе [12].

Опыт эксплуатации УРИ с импульсным просвечиванием показал, что при работе (по умолчанию) с частотой 7 информативных кадров в секунду и заполнении промежутков предыдущими кадрами до частоты 30 кадр/с более 80 % рентгенологов не замечали подмены непрерывного просвечивания импульсным. Это заключение не относится к исследованию сердечно-сосудистой системы.

Следовательно, фундаментальное ограничение минимального количества информационных кадров определяется подвижностью исследуемых органов.

В соответствии с флуктуационной теорией [13], число квантов на элементе изображения μ и соответствующая ему градация связаны соотношением

$$m = \sqrt{\frac{2\mu}{\Psi_n}}. \quad (7)$$

С учетом (7) соотношение для числа градаций в рентгеновском изображении на входе приемника за объектом в диапазоне изменения величины сигнала перед приемником от $\mu_{\min}$ до $\mu_{\max}$ приобретает вид

$$m = m_{\max} - m_{\min} = \frac{\sqrt{2}}{\Psi_n} \left(\sqrt{\mu_{\max}} - \sqrt{\mu_{\min}} \right). \quad (8)$$

Только идеальный цифровой приемник, который не вносит собственных шумов и не ограничивает динамический диапазон $\mu_{\max}/\mu_{\min}$, может визуализировать это количество градаций при условии, что число уровней квантования видеосигнала достаточно для передачи всех m градаций.

Таким образом, существуют фундаментальные ограничения чувствительности, а также пространственной, временной и градационной разрешающих способностей цифровых рентгеновских аппаратов.

Минимальная лучевая нагрузка на пациента определяется размерами объема неоднородности, которую необходимо обнаружить, и толщиной тела пациента в просвечиваемой области. Пространственная разрешающая способность ограничивается размерами пиксела приемника и допустимым геометрическим увеличением области интереса. Минимальное число информативных кадров, которое необходимо формировать при цифровой рентгеноскопии, зависит от подвижности исследуемого органа. Наконец, число градаций плотности, которые потенциально можно обнаружить в изображении, лимитируется шумами входного рентгеновского потока.

Литература

1. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н. Н. Блинова.— М.: Медицина, 2002.
2. Медицинская техника для лучевой диагностики / Под ред. Б. И. Леонова, Н. Н. Блинова.— М.: НПЦ «Интелфорум», 2004.
3. Зеликман М. И. Цифровые системы в медицинской рентгенодиагностике.— М.: Медицина, 2007.
4. Блинов Н. Н., Жуков Е. М., Козловский Э. Б., Мазуров А. И. Телевизионные методы обработки рентгеновских и гамма-изображений. — М.: Энергоиздат, 1982.

5. Нудельман С. И др. Электронно-оптическая цифровая рентгенография.— ТИИЭР.— 1982.— Т. 70.— С. 14—48.
6. Блинов Н. Н. Исследование и разработка цифровых рентгенопреобразующих систем для исследования легких: Автореферат дис. к. т. н.— М.: ВНИИИМТ, 1998.
7. Борисов А. А., Вейн Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон М. Б. О двух технологиях построения цифровых приемников рентгеновских изображений // Медицинская техника.— 2006.— № 5.— С. 7—10.
8. Телевизионная астрономия / Под ред. В. Б. Никонова.— М.: Наука, 1983.
9. Миберн Дж. Обнаружение и спектрометрия слабых источников света.— М.: Мир, 1979.
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.
11. Роуз А. Зрение человека и электронное зрение.— М.: Мир, 1977.
12. Игнатьев Н. К. Дискретизация и ее приложения.— М.: Связь, 1980.
13. Гуревич С. Б. Эффективность и чувствительность телевизионных систем.— М.-Л.: Энергия, 1964.

// Биотехносфера.— 2009.— № 1.— С. 25—29.

А. С. Афанасенко

ОЦЕНКА ДВИЖЕНИЯ НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ В АНГИОГРАФИИ

Рассмотрены вопросы влияния подвижности органов и тканей на качество рентгеновских изображений в ангиографии. Показано, что использование информации о движении позволяет несколькими путями повысить диагностическую ценность снимков. Рассмотрен метод совмещения блоков, позволяющий извлечь из серии изображений информацию о движении в виде поля векторов смещения. Предложены модификации данного метода, включающие сегментацию изображения на подвижные и неподвижные участки на основе измеряемых характеристик шума, а также введение коэффициента мерцаний, позволяющего улучшить устойчивость метода к колебаниям средней яркости.

Различные типы подвижности на рентгеновских изображениях

Многие виды рентгенологических исследований требуют выполнения серии снимков, на которых органы и ткани пациента

могут менять свое положение. Имеются следующие причины возникновения таких перемещений:

- подвижность внутренних органов и тканей, обусловленная их физиологией;
- произвольные перемещения пациента в процессе исследования;
- направленное пространственное перемещение элементов рентгеновского аппарата.

Динамика внутренних органов — это естественный процесс, который может негативно влиять на качество изображений, приводя к смазу. Количественные характеристики такого движения имеют значительный разброс. Например, мгновенная скорость распространения крови варьируется от 0,5 мм/с в капиллярах до 500 мм/с в артериях. Ткани сердца перемещаются со скоростями до 100 мм/с [1]. Произвольные движения пациента, как правило, имеют небольшую амплитуду, но также могут отрицательно сказаться на качестве изображения. Например, в субтракционной ангиографии перемещение пациента приводит к возникновению артефактов движения на изображении сосудистой системы. В некоторых случаях при сканировании органов применяется целенаправленное перемещение рентгеновского излучателя и приемника относительно пациента. Точная информация о таком движении может быть получена с помощью датчиков положения, встроенных в рентгеновский аппарат.

Особенности обработки изображений в ангиографии

Методика ангиографического исследования заключается во введении рентгеноконтрастного вещества в сосудистое русло. При этом производится серия рентгеновских снимков, фиксирующих распространение контрастного вещества по сосудам пациента. В данном случае только часть изображения имеет диагностическую ценность — это контрастное вещество, заполняющее сосуды. Все остальные объекты, присутствующие на изображении, можно рассматривать как структурную помеху. Для удаления этих объектов с изображения в начале исследования запоминается так называемая маска — снимок, сделанный до начала ввода контрастного вещества. В соответствии с законом Ламберта—Бера приближенные формулы яркости масочного и текущего изображений записываются в виде:

$$\begin{cases} M = I_0 e^{-\mu x}, \\ I = I_0 e^{-(\mu + \Delta\mu)x}, \end{cases} \quad (1)$$

где I , M — соответственно интенсивность текущего и масочного изображений, I_0 — интенсивность излучения перед объектом, μ —

коэффициент линейного ослабления, x — толщина объекта, $\Delta\mu$ — изменение коэффициента ослабления при вводе контрастного вещества. Путем логарифмирования обоих уравнений в (1) и вычитания маски из текущего изображения можно оценить $\Delta\mu$ с точностью до постоянного множителя:

$$\ln I - \ln M = -\Delta\mu x. \quad (2)$$

Для операции вычитания маски (2) также используется термин «субтракция».

Изменение положения пациента в ходе рентгеновской съемки может затруднить диагностику, так как при этом сдвиг маски относительно текущего снимка вносит артефакты в разностное изображение (рис. 1, б).

В то же время субтракция не является обязательным элементом обработки ангиографических снимков. Во многих случаях ткани, которыми окружены исследуемые сосуды, не создают помех для визуального анализа изображений.

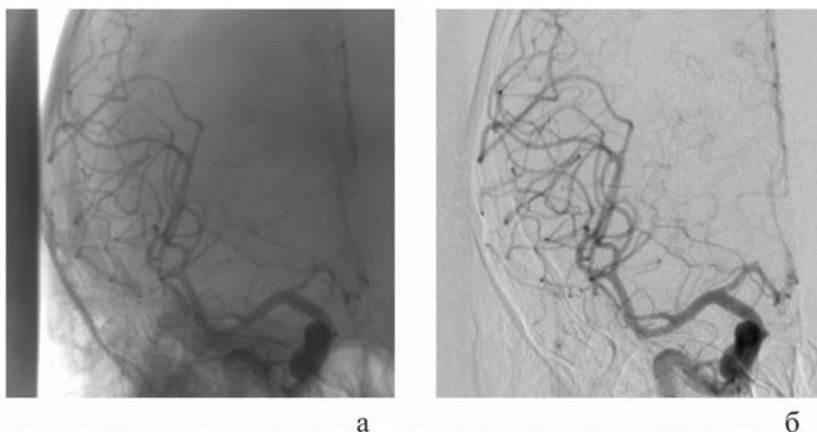


Рис. 1. Снимок с контрастом (а) и результат вычитания маски (б). Замечены артефакты движения. Снято аппаратом GE Innova 3100IQ (США)

Помимо вычитания маски, при обработке изображений в ангиографии часто используется гамма-коррекция, улучшение амплитудно-частотной характеристики изображения и шумоподавление.

Применение оценки движения. Для решения многих задач обработки изображений предпочтительно использовать данные о перемещении объектов съемки на протяжении исследования. Это позволяет отслеживать отдельные объекты и накапливать инфор-

мацию об их свойствах. Основная трудность при оценке перемещений заключается в том, что видимое перемещение объектов является лишь проекцией их перемещений в трехмерном пространстве на плоскость датчика изображения. В общем случае эти два явления не имеют взаимно-однозначной связи.

Применение оценки движения в обработке ангиографических изображений позволяет:

- более точно совместить маску и снимок с контрастом, благодаря чему уменьшается заметность артефактов на разностном изображении [2];

- повысить эффективность подавления шумов за счет использования временной избыточности, содержащейся в серии снимков;

- измерить и предоставить рентгенологу сведения о скорости перемещения или о величине смещения отдельных органов и тканей.

Многообразие форм, в которых выражается деформация и перемещение объектов на изображениях, является причиной существования большого числа методов описания и оценки движения.

Если перемещение объекта или группы объектов представляет собой совокупность параллельных переносов, вращений и изменений масштаба, такое движение можно описывать аффинным преобразованием на плоскости [3]:

$$\begin{bmatrix} wx' & wy' & w' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} wx & wy & w \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 & a_4 & 0 \\ a_2 & a_5 & 0 \\ a_3 & a_6 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

где wx , wy , w — однородные координаты объекта на исходном снимке; wx' , wy' , w' — координаты этого же объекта, изменившиеся в результате движения; $a_1...a_6$ — параметры аффинного преобразования. Следующие соотношения связывают однородные и декартовы координаты точки:

$$x = \frac{wx}{w}, \quad y = \frac{wy}{w}. \quad (4)$$

Использование двумерного аффинного преобразования для описания подвижности органов и тканей на рентгеновских изображениях неоптимально с точки зрения погрешности измерения. Тем не менее, такая модель достаточно широко используется для грубого совмещения изображений и отдельных органов благодаря своей простоте [4].

Для описания сложного движения, при котором изменяется положение и форма объектов, а также взаимное положение различных частей объекта, наиболее перспективным является модельный подход [5]. Идея данного подхода состоит в том, чтобы сопоставить каждый объект интереса, присутствующий на изображении, с некоторой параметризованной моделью. Модели строятся таким образом, чтобы учитывать возможные перемещения и деформации объекта. Однако реализация методов анализа движения на основе модельного подхода, таких как метод активных контуров и метод активных форм [6, 7], требует вычислительных затрат, на сегодняшний день несопоставимых с требованиями обработки в реальном времени.

В настоящей статье более подробно рассматривается подход к оценке движения на основе метода совмещения блоков. Данный метод описывает динамические изменения на изображении в виде поля векторов смещения. Каждому элементарному участку кадра (прямоугольному блоку пикселей) приписывается вектор, характеризующий его параллельный перенос относительно опорного кадра. Векторы для всех блоков ищутся независимо друг от друга. Недостаток такого подхода состоит в том, что изначально не учитывается единство движущихся объектов. Тем не менее, поле векторов смещения может служить основой для построения более высокоуровневых моделей движения, например, для оценки параметров аффинного преобразования.

Оценка движения методом совмещения блоков. Метод совмещения блоков основан на корреляционном поиске соответствий между малыми участками двух изображений и наиболее широко используется для оценки движения в кодировании телевизионных изображений [8]. На его основе создано большое число алгоритмов для анализа подвижных сцен и сопровождения движущихся объектов [9, 10]. Предложенный алгоритм включает ряд доработок, учитывающих специфику оценки движения на рентгеновских изображениях, и далее рассмотрен поэтапно.

Разбиение на блоки. Изображение текущего кадра делится на перекрывающиеся квадратные блоки с размером стороны M . Перекрывание блоков, не используемое при кодировании [8], позволяет более точно локализовать подвижные объекты, а также уменьшить заметность границ блоков при компенсации движения. При этом возрастают вычислительные затраты. Отношение размера блока к расстоянию между центрами блоков фиксировано и составляет 3:4. Размер блока выбран с учетом типового размера рабочей области ангиографического аппарата и составляет 16 пикселей при разрешении 512×512 пикселей.

Определение неподвижных блоков. Отдельная процедура для сегментации изображения на подвижные и неподвижные блоки позволяет сократить объем вычислений для снимков с неподвижными областями, а также снизить вероятность появления аномальных результатов. Неподвижные блоки выявляются на основе сравнения дисперсии разности снимков с дисперсией шума:

$$R = \frac{1}{N^2} \frac{\sum_{x=x_0}^{x_0+N-1} \sum_{y=y_0}^{y_0+N-1} (cur(x, y) - ref(x, y))^2}{noise_map\left(x_0 + \frac{N}{2}, y_0 + \frac{N}{2}\right)}, \quad (5)$$

где x_0, y_0 — координаты левого верхнего угла блока, $ref(x, y)$ — распределение яркости опорного снимка, $cur(x, y)$ — распределение яркости текущего снимка, $noise_map(x, y)$ — распределение дисперсии шума. С целью упрощения расчетов для каждого блока используется только одно значение дисперсии шума, взятое из центра блока. Шум на рентгеновских изображениях является преимущественно мультипликативным, его оценка производится одним из известных методов [11, 12].

Величина R является статистическим критерием, на основе которого принимается решение о том, вызваны ли различия между текущим и предсказанным кадрами исключительно воздействием шумов. При значениях R от 0 до величины $noise_threshold$ считается, что блок неподвижен.

Одноуровневый поиск векторов движения. При поиске каждый блок текущего кадра сравнивается с блоками в предсказанном кадре, смещенными относительно его исходного положения (x_0, y_0) . В переборе участвуют все смещения в диапазоне $\pm search_radius$ пикселей по обеим осям. Для блоков, определенных как неподвижные, поиск векторов не производится.

Вектор движения $\mathbf{v}$ для текущего блока определяется по наилучшему совпадению блоков текущего и опорного снимков (рис. 2).

Мерой различия блоков служит евклидово расстояние:

$$\mathbf{v} = \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \end{pmatrix} = \arg \min_{\Delta x, \Delta y} \left\{ \sum_{x=x_0}^{x_0+N-1} \sum_{y=y_0}^{y_0+N-1} (cur(x, y) - ref(x - \Delta x, y - \Delta y))^2 \right\}. \quad (6)$$

Многоуровневый поиск векторов движения. Для снижения вычислительных затрат и одновременно для повышения устойчивости метода к высокочастотным шумам применяется многоуровневая схема [10]. Векторы движения сначала ищутся на понижен-

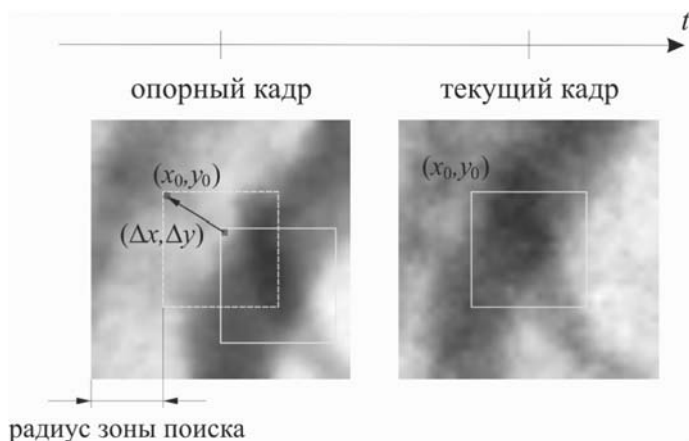


Рис. 2. Определение наилучшего совпадения между блоками текущего и опорного снимков

ном разрешении, а затем уточняются на более высоком. Недостатком такой схемы является то, что на грубом разрешении могут пропадать мелкие детали, существенные для оценки движения. Поэтому разложение осуществляется не более чем на 2—3 уровня.

Формирование низкочастотных копий анализируемых снимков может быть выполнено любым доступным способом, например путем свертки изображения с гауссовым ядром размером 3×3 пикселя с последующим прореживанием.

Основной выигрыш по вычислительным затратам достигается в многоуровневой схеме за счет того, что диапазон до поиска векторов на всех уровнях, кроме самого нижнего, является фиксированным: ± 2 пикселя (значение получено эмпирически). Пример карты смещений показан на рис. 3.

Часть векторов движения является аномальными, то есть не отражает реального перемещения объектов на изображении. Для измерительных задач требуется коррекция таких векторов.

Инвариантность оценки движения к мерцаниям. Мерцания на рентгеновских изображениях могут возникать вследствие нестабильности напряжения и тока рентгеновской трубки, а также из-за колебаний времени экспозиции снимка. Собственные пульсации современных рентгеновских питающих устройств не превышают 3—4 %, что несущественно при цифровой обработке изображений. Тем не менее, при эксплуатации аппарата АКР-ОКО производства НИПК «Электрон» (Россия) отмечены случаи, когда амплитуда мерцаний на изображении составляет 10—15 % от среднего значе-

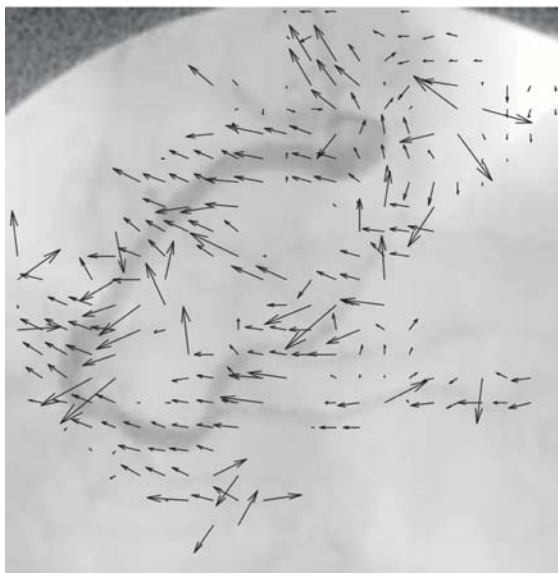


Рис. 3. Карта смещений, вычисленная методом совмещения блоков на субтракционном изображении, черными стрелками показаны векторы смещения подвижных блоков

ния яркости (рис. 4). Установлено, что амплитуда мерцаний возрастает при малых токах рентгеновской трубки (и, соответственно,

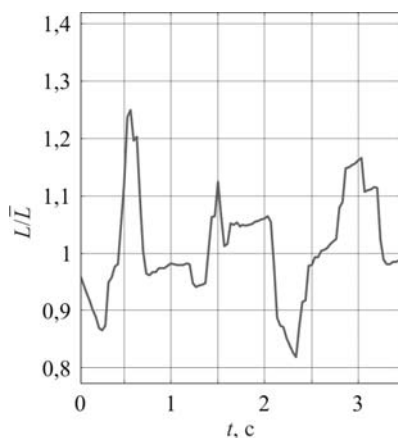


Рис. 4. Колебания средней яркости неподвижного изображения, измеренные при малодозовой ангиографической съемке

малых дозах облучения). При этом штатный способ регулировки времени экспозиции с помощью рентгеноэкспонетра не срабатывает, а точность аналогичной регулировки, выполняемой высоковольтным генератором, оказывается недостаточной при значениях времени экспозиции в единицы миллисекунд.

Мерцания негативно сказываются на точности оценки движения методом совмещения блоков. При использовании евклидова расстояния в качестве меры сравнения блоков вероятность правильного определения смещений заметно падает при различиях яркости в текущем и опорном кадрах более 5 %. Предложенный в [9] способ снижения чувствительности алгоритма совмещения блоков к изменениям яркости состоит в использовании линейного коэффициента корреляции вместо евклидова расстояния:

$$r = \frac{\sum (\mathbf{x} - \bar{\mathbf{x}})(\mathbf{y} - \bar{\mathbf{y}})}{\sqrt{\sum (\mathbf{x} - \bar{\mathbf{x}})^2 \sum (\mathbf{y} - \bar{\mathbf{y}})^2}}, \quad r \in [-1, 1] \quad (7)$$

где $\mathbf{x}$ и $\mathbf{y}$ — записанные в виде одномерных векторов блоки из текущего и опорного кадров.

Хотя данный критерий позволяет выявить соответствие сигналов, отличающихся по энергии в десятки раз, при обработке небольших фрагментов изображений он не учитывает низкочастотные составляющие, несущие основную долю информации. Кроме того, на гладких участках изображения линейный коэффициент корреляции неприменим, так как знаменатель (4) в этом случае стремится к нулю.

Как показывает эксперимент, описанные колебания яркости на рентгеновских изображениях имеют мультипликативный характер. Поэтому подход, основанный на непосредственной оценке коэффициента мерцаний, является более эффективным. В первом приближении коэффициент мерцаний K_L — это отношение средней яркости текущего кадра к средней яркости опорного кадра. Для определения неподвижных блоков и оценки смещения предложено изменить формулы (5) и (6) следующим образом:

$$R = \frac{1}{N^2} \frac{\sum_{x=x_0}^{x_0+N-1} \sum_{y=y_0}^{y_0+N-1} (\text{cur}(x, y) - K_L \text{ref}(x, y))^2}{\text{noise_map}\left(x_0 + \frac{N}{2}, y_0 + \frac{N}{2}\right)}, \quad (8)$$

$$v = \arg \min_{\Delta x \Delta y} \left\{ \sum_{x=x_0}^{x_0+N-1} \sum_{y=y_0}^{y_0+N-1} (\text{cur}(x, y) - K_L \text{ref}(x - \Delta x, y - \Delta y))^2 \right\} \quad (9)$$

Это значение может быть уточнено после компенсации движения и использовано для частичной или полной компенсации мерцаний, если это требуется.

Выводы. Учет подвижности, имеющей место в ангиографической съемке, позволяет по нескольким показателям улучшить качество снимков, предъявляемых оператору. В частности, устранить артефакты движения пациента при субтракции, а также повысить эффективность подавления шума за счет использования временной избыточности.

Для оценки движения предложена модификация известного метода совмещения блоков, имеющая следующие особенности:

- изображение предварительно сегментируется на подвижные и неподвижные участки путем сравнения межкадровых различий с шумом;

- поиск векторов смещения проводится последовательно на нескольких уровнях разрешения, от грубого к точному, благодаря чему повышается достоверность данных о движении и снижаются вычислительные затраты;

- при сравнении блоков текущего и опорного кадра учитываются изменения средней яркости изображений, имеющие значительную амплитуду при съемке с малой дозой излучения.

Результатом работы стала реализация описанного алгоритма на вычислительной платформе NVIDIA CUDA™ и включение данного алгоритма в комплект программного обеспечения аппарата АКР-ОКО (НИПК «Электрон», Россия), где с его помощью выполняются процедуры шумоподавления и субтракции.

Литература

1. *Фальк Я.* Квантовая эффективность и качество изображения в рентгенотелевизионных системах: Автореферат диссертации к. т. н.— С.-Петербург: изд. СПбГЭТУ (ЛЭТИ), 2007.— С. 14.

2. *Афанасенко А. С.* Компенсация перемещений пациента в процессе ангиографического исследования // Биотехносфера.— 2010.— № 4 (10).— С. 16—19.

3. *Шикин Е. В.* Компьютерная графика. Динамика, реалистические изображения / Е. В. Шикин, А. В. Боресков.— М.: «Диалог-МИФИ».— 1995.— С. 76.

4. *Maintz J. B. A. A Survey of Medical Image Registration / J. B. A. Maintz, M. A. Viergever // Medical Image Analysis.— 1998.— Vol. 2, no. 1.— P. 1—36.*

5. *Vogel J. Semantic Modeling of Natural Scenes for Content-Based Image Retrieval / J. Vogel, B. Schiele // International Journal of Computer Vision.— 2007.— No. 2.— P. 133—157.*

6. *Blake A.* Active Contours: The application of techniques from graphics, vision, control theory and statistics to visual tracking of shapes in motion / A. Blake and M. Isard // Springer-Verlag, London, 1998.

7. *Cootes T. F.* Active shape models — their training and application / T. F. Cootes, C. J. Taylor, D. H. Cooper, J. Graham // Computer Vision and Image Understanding.— 1995.— Vol. 61.— No. 1.— P. 38—59.

8. *Orchard M. T.* A comparison of techniques for estimating block motion in image sequence coding // SPIE, Visual Communications and Image Processing IV.— 1989.— Vol. 1199.— P. 248—258.

9. *Stefano L.* Vehicle detection and tracking using the block matching algorithm / L. Stefano, E. Viarani // Proc. of 3rd IMACS/IEEE, Athens, Greece. July 1999.— Vol. 1.— P. 4491—4496.

10. *Thoma R.* Motion compensating interpolation considering covered and uncovered background / R. Thoma, M. Bierling // Signal Processing: Image Communications.— 1989.— Vol. 1.— P. 191—212.

11. *Amer A.* Reliable and fast structure-oriented video noise estimation / A. Amer, E. Dubois // IEEE Trans Circuits and Systems for Video Technology.— 2005.— No. 15.— P. 113—118.

12. *Foi A.* Practical Poissonian-Gaussian noise modeling and fitting for single image raw data / A. Foi, M. Trimeche, V. Katkovnik, K. Egiazarian // IEEE Transactions on Image Processing.— 2008.— Vol. 17.— No. 10.— P. 1737—1754.

// Медицинская техника.— 2011.— № 5.— С. 18—22.

**А. И. Мазуров,
Н. Н. Блинов**

ПРОБЛЕМЫ РАСШИРЕНИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ВОЗМОЖНОСТЕЙ МЕДИЦИНСКОЙ РЕНТГЕНОТЕХНИКИ

В медицинской рентгентехнике существует ряд нерешенных проблем, решение которых позволит существенно расширить ее диагностические возможности и в ряде случаев минимизировать лучевую нагрузку на пациента. К основным из этих проблем относятся визуализация фазового контраста, получение изображения в рассеянном рентгеновском излучении и визуализация спектральных свойств теневого рентгеновского изображения в диагностических целях.

Среди методов лучевой диагностики до сих пор первое место занимает рентгенология, но техническое оснащение медицинской диагностики постоянно совершенствуется в связи с использованием для получения изображений широкого спектра электромагнитных, ультразвуковых и корпускулярных полей.

Эти методы основаны на различных физических принципах и поэтому несут различающуюся диагностическую информацию о состоянии исследуемых органов. И хотя данная информация носит принципиально иной, по сравнению с рентгеновской информацией, характер, но в ряде случаев она сильно коррелирует с ней. Поэтому целесообразность применения того или иного метода лучевой диагностики определяется патологией исследуемой области тела человека, соотношением польза/риск и стоимостью обследования.

Так как рентгеновское излучение вредно для организма, возникает вопрос: есть ли у рентгенологии (в потенциале) технические средства, которые позволят ей сохранить лидирующее положение в будущем?

Чтобы ответить на поставленный вопрос положительно, рентгенотехника должна реализовать следующие возможности.

Во-первых, диагностическая информативность рентгеновских изображений должна возрасти настолько, чтобы, по крайней мере, сравняться с диагностической информативностью ультразвуковых и магниторезонансных изображений в тех видах исследований, которые в настоящее время отняты у рентгенологии ультразвуковой и магниторезонансной аппаратурой.

Во-вторых, вредность лучевых нагрузок на пациента должна быть минимизирована настолько, чтобы приблизиться к вредности магниторезонансных и ультразвуковых исследований, которые, по современным представлениям, при высоких интенсивностях также наносят вред пациенту [1], [2].

В-третьих, рентгеновские изображения должны визуализироваться на мониторе в том виде, который обеспечивал бы их однозначную интерпретацию. Кроме того, должны быть разработаны экспертные системы анализа рентгенограмм (CAD), работающие параллельно с рентгенологом и облегчающие ему постановку диагноза.

Краткому обзору возможных путей реализации затронутых проблем и посвящена настоящая статья.

Пути увеличения информативности рентгеновской техники

Известно, что на входе приемника рентгеновское изображение несет информацию об интенсивности пройденного через объект излучения, интенсивности рассеянного этим объектом излучения, фазе и спектре рентгеновской «волны» перед каждым пикселем детекторного устройства приемника. Современные медицинские рентгеновские аппараты визуализируют только ту информацию, которую несет интенсивность проходящего через объект излучения, информация трех других скрытых изображений безвозвратно

теряется (не детектируется и не визуализируется). Это различные образы внутреннего строения одного и того же объекта, которые в совокупности несут значительно больше информации о его состоянии. Таким образом, имеется потенциальная возможность в несколько раз увеличить возможности рентгенологии, если создать аппаратуру, которая регистрирует фазовый контраст, изображение в рассеянных рентгеновских лучах и параметры спектра («цвет») каждого пиксела изображения.

Фазо-контрастная рентгеновская съемка. На протяжении всего XX столетия рентгеновская съемка была основана только на визуализации интенсивности прошедшего через исследуемый объект излучения. Это справедливо и для настоящего времени. Один из существующих недостатков данного метода состоит в том, что он без контрастирующих веществ не может дифференцировать мягкие ткани, поскольку многие органы и системы человеческого тела, состоящие из мягких тканей и жидкостей, имеют близкие эффективные атомные номера ($z \sim 7,4$) и плотности. С точки зрения рентгеновского просвечивания они близки к воде, причем отличия в плотности от единицы (исключая костную ткань) составляют менее $0,05 \text{ г/см}^3$. Их различие по интенсивности проходящих лучей возможно только за счет разной толщины или методов контрастирования. Поэтому в середине 90-х годов прошлого века начались исследования по получению рентгеновских изображений на основе фазового контраста [3]—[6], который в оптическом диапазоне применяется уже более 70 лет.

Методы получения фазовых рентгеновских изображений, которые основаны на преломлении рентгеновских лучей, позволяют сформировать изображения мягких тканей с приемлемым контрастом. Для мягких тканей вероятность отклонения рентгеновских квантов поверхностными слоями может быть в тысячи раз больше вероятности поглощения квантов, и, следовательно, фазовый контраст может дать больше информации о границах структур в исследуемом органе по сравнению с абсорбционным контрастом.

Существуют несколько методов рентгеновской съемки с фазовым контрастом [7]. Это фаза-контрастная съемка (In-line Phase-contrast) с использованием микрофокусных рентгеновских трубок [8], с использованием интерферометров (Grating-based Differential Phase Contrast X-ray Imaging (DPCi) [9] и двухкристалльных спектрометров с источниками синхротронного излучения (Diffraction Enhanced X-ray Imaging (DEI) [6], [7]. Их потенциально возможные применения в медицине подробно описаны в обзоре [7].

Число публикаций по исследованию фазового контраста в рентгеновских лучах непрерывно увеличивается, однако реализация

этих методов в аппаратах для медицинской рентгенографии еще практически отсутствует. На сегодняшний день известна только одна маммографическая система фазо-контрастной съемки с использованием микрофокусной рентгеновской трубки [7].

По причине своей простоты съемка с использованием микрофокусных источников может применяться во всех областях рентгенографии с увеличением. Ее внедрение сдерживается отсутствием микрофокусных рентгеновских трубок большой мощности.

Интерферометрическая съемка считается самым чувствительным методом рентгеновской съемки с фазовым контрастом, так как отклонение рентгеновского пучка из-за преломления в объекте детектируется как интерференционные полосы. Метод признан наиболее подходящим для съемки структур в мягких тканях. Рентгеновская съемка с дифференциальным фазовым контрастом [9] может применяться с обычными рентгеновскими трубками с относительно большими фокусными пятнами, например 1×1 мм, что является существенным преимуществом данного метода.

Двухкристальные спектрометры с синхротронными источниками в принципе позволяют осуществлять фазо-контрастную съемку ряда органов, например молочной железы. Но стоимость и сложность оборудования не позволяют использовать этот метод даже в ведущих центрах маммологии [10].

Несмотря на существующие трудности реализации фазо-контрастной съемки, она, безусловно, найдет применение в будущих поколениях рентгеновских аппаратов.

Изображение в рассеянных объектом лучах. В традиционной рентгенографии рассеянное объектом излучение является паразитным, создающим неравномерный фон, ухудшающий контраст и снижающий четкость изображения. Для его подавления, как правило, используют свинцовые растры. Так как в рассеянном излучении также формируется изображение, то начиная с 80-х годов прошлого века проводятся исследования по его использованию в диагностике. Основные исследования касаются изображений в когерентно рассеянном рентгеновском излучении (без изменения длины волны) [9], [11]. Поскольку распределение интенсивности когерентно рассеянного излучения в малых углах зависит от структуры вещества, то различные вещества, имеющие одинаковую поглощающую способность, могут различаться по характерному для каждого вещества распределению интенсивности углового когерентного рассеяния.

В качестве примера, дающего представление об информативности классического изображения в проходящем пучке, изображения с дифференциальным фазовым контрастом и изображения малоуг-

лового когерентного рассеяния, на рис. 1 представлены изображения плода вишни [9]. Изображения вишни получены с использованием интерферометра Тальбота—Лау при напряжении на трубке 40 кВ [9]. Этот пример хорошо иллюстрирует взаимодополняемость информации, содержащейся в изображениях. В изображении с фазовым контрастом можно видеть внешнюю границу и тонкие детали внутренней структуры косточки вишни (черные стрелки на рис. 1, б. На рис. 1, с видна волокнистая структура мякоти ягоды (белая стрелка). Размер этих волокон ниже разрешающей способности детектора, что объясняет их отсутствие на изображениях рис. 1, а и б. Однако когерентное рассеивание данных волокон под малыми углами достаточно велико, что дает новую информацию о микроскопической структуре мякоти вишни. Таким образом, изображения фазового контраста и когерентного рассеивания дополняют классическую рентгенографию. Следует понимать при этом, что борьба с паразитным влиянием рассеянного излучения на качество прямого рентгеновского изображения остается не менее актуальной.

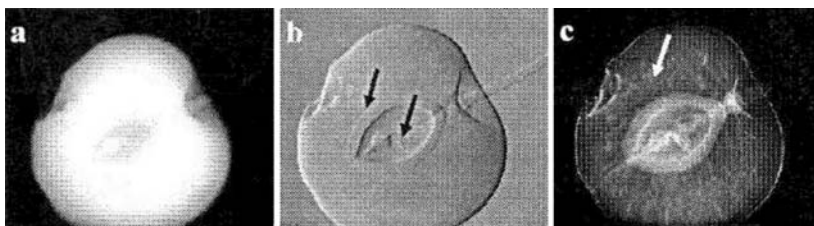


Рис. 1. Изображение плода вишни: а — классическое, в проходящем пучке рентгеновских лучей; б — с фазовым контрастом; с — в когерентно рассеянном излучении [9]*

Визуализация «цвета» рентгеновского изображения. Рентгеновские кванты, формирующие входное изображение, на каждом пикселе приемника имеют свой спектр (разброс по энергиям), который определяется структурами просвечиваемых органов. Этот разброс также несет информацию о внутреннем строении исследуемого органа. Можно провести полную аналогию с информацией от объектов, освещаемых источником в видимом участке спектра. Если поставить цель — извлечь максимум информации из

* Публикация [9], из которой заимствовано изображение, любезно предоставлена автором, доктором Рольфом Кауфманом, отдел фотоники, Швейцарский центр электроники и микротехники (CSEM).

рентгеновского изображения, то появляется необходимость в системах, регистрирующих сходства и различия в спектрах пикселей, характеризующих рентгеновскую (условную) «окраску» исследуемых органов. Так как рентгеновские изображения визуализируются для интерпретации рентгенологом, то желательно, чтобы рентгеновская система визуализации группировала спектры пикселей входного изображения в классы, каждый из которых отображается одним цветом аналогично зрительной системе.

В работах [12], [13] предлагается параметрический метод кодирования (отображения) информации об «окраске». Возможно кодировать спектры пикселей рентгеновского изображения числом фотонов, средней энергией этих фотонов и их энтропией. Такой выбор параметров обусловлен тем, что первое и второе начала термодинамики и квантовая природа поля наиболее полно характеризуют любое электромагнитное поле.

Спектрозональная рентгенография. Спектрозональная рентгенография основана на последовательном облучении исследуемого органа рентгеновским излучением различного спектрального состава, то есть при различных напряжениях на рентгеновской трубке. В настоящее время в клинической практике нашла применение только двухэнергетическая рентгенография. Она применяется при исследованиях органов грудной клетки, молочной железы и в остеоденситометрии. Круг ее применения непрерывно расширяется. Проводятся исследования по использованию в рентгенодиагностике более двух спектральных зон, что потенциально позволит рассчитывать эффективные атомные номера поглощающих тканей [14].

Таким образом, в медицинской рентгентехнике используется приблизительно одна четверть информации, которая содержится в рентгеновском излучении за объектом исследования; извлечение трех остальных четвертей информации следует отнести к актуальным нерешенным проблемам рентгентехники. Решение рассмотренных проблем поднимет информативность рентгенологии в несколько раз и, если не превзойдет, то, по крайней мере, сравняет ее с информативностью ультразвукового и магнитно-резонансного исследований мягких тканей.

Минимизация лучевой нагрузки

Существует мнение, что совершенствование рентгентехники, с точки зрения уменьшения лучевой нагрузки на пациента, близко к теоретическому пределу. Это справедливо, если ориентироваться на современное состояние рентгентехники. Наибольший потенциал заложен в повышении обобщенной квантовой эффективности аппарата как функции пространственных частот [15]:

$$\eta(v) = \eta_0 \frac{A^2(v)}{Ш(v)}, \quad (1)$$

где η_0 — обобщенная квантовая эффективность аппарата на низких пространственных частотах, близких к $v = 0$; $A(v)$ — контрастно-частотная характеристика (КЧХ) аппарата в целом (с учетом геометрии съемки и фокусного пятна рентгеновской трубки); $Ш(v)$ — спектральная плотность мощности шумов, нормированная так, что на $v = 0$ $Ш(0) = 1$.

Рассмотрим, каким образом можно увеличить $\eta(v)$, оптимизируя η_0 , $A(v)$, $Ш(v)$.

Обобщенная квантовая эффективность аппарата на низких пространственных частотах

$$\eta(0) = \frac{\alpha_k T_p}{1 + \delta} \eta_n(0), \quad (2)$$

где α_k — коэффициент пропускания рентгеновского излучения ионизационной камерой экспонометра; T_p — коэффициент пропускания свинцового раstra для излучения, формирующего изображение; $\eta_n(0)$ — квантовая эффективность приемника на низких пространственных частотах, близких к $v = 0$; δ — отношение рассеянного излучения к сигнальному.

Квантовая эффективность $\eta_n(0)$ современных цифровых приемников находится в диапазоне от 0,4 до 0,8, и предел ее увеличения равен коэффициенту эффективного поглощения рентгеновских лучей в детекторе. К этому пределу можно приблизиться, если минимизировать аддитивные шумы приемника и мультипликативные шумы, связанные с флуктуациями коэффициентов преобразования звеньев приемника.

Из соотношения (2) следует, что для увеличения η_0 , кроме совершенствования приемника, необходимо решить проблему экспонометра без ионизационной камеры в рабочем пучке, а также проблему полного подавления рассеянного излучения с минимальным ослаблением сигнала изображения.

Контрастно-частотную характеристику в соотношении (1) можно представить в виде произведения двух КЧХ:

$$A(v) = A_1(v) \cdot A_2(v), \quad (3)$$

где $A_1(v)$ — КЧХ узла формирования рентгеновского изображения; $A_2(v)$ — КЧХ приемника.

Улучшение КЧХ приемника $A_2(v)$ ограничено размером пиксела, который выбирается, исходя из требуемой пространственной разрешающей способности аппарата. Поэтому основные возмож-

ности улучшения КЧХ аппарата $A(\nu)$ связаны с использованием микрофокусных рентгеновских трубок и оптимизацией геометрии съемки, что позволит улучшить $A_1(\nu)$. Классическая технология рентгеновских трубок диодного типа не может решить проблему микрофокуса, так как рассеиваемая на аноде мощность ограничена (200—250 Вт/с), а коэффициент полезного действия трубки не превышает 1 %. Проблему решения мощных микрофокусных трубок следует искать в других технологиях построения источников рентгеновского излучения (плазменных, с автоэлектронной эмиссией, с жидким анодом, с фокусировкой рентгеновских лучей и т. д. [10], [16], [17].

Геометрия съемки, оптимизирующая $A_1(\nu)$, обеспечивается при выполнении соотношений

$$m_0 = \frac{(fR_n)^2 + 1}{(fR_n)^2}, \quad F = a \left[(fR_n)^2 + 1 \right],$$

где m_0 — оптимальное увеличение объекта; f — размер фокусного пятна рентгеновской трубки; R_n — разрешающая способность приемника; F — расстояние «фокусное пятно—приемник»; a — расстояние от приемника до сечения объекта, увеличение которого равно m_0 .

В качестве примера потенциальные возможности увеличения квантовой эффективности и, следовательно, уменьшения лучевой нагрузки иллюстрирует рис. 2, где заштрихованная область идеальной функции $\eta(\nu)$ указывает на неиспользованный потенциал, а незаштрихованная — на реализованные возможности на цифровом аппарате с приемником «Pixium4600». На рис. 2 не учтено рассеянное излучение.

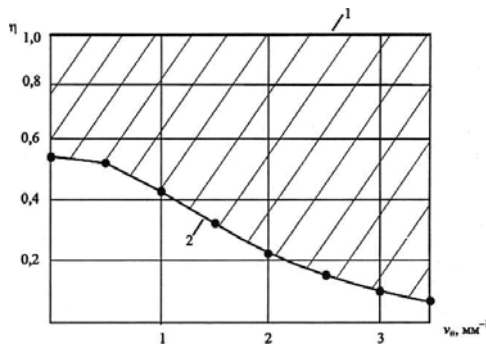


Рис. 2. Квантовая эффективность идеального аппарата (1) и аппарата с приемником «Pixium 4600» (2)

Интерпретация рентгеновских изображений

Любое рентгеновское изображение неоднозначно [18]. На рис. 3 приведены несколько примеров такой неоднозначности. Неоднозначность в определенной мере относится к компьютерной томографии (КТ) и другим методам подавления структурного «шума», то есть освобождения изображения исследуемого органа от затеняющих и искажающих структур. В КТ было выявлено фундаментальное ограничение. Это теорема индетерминированности, которая утверждает, что большое, но конечное число проекций не дает однозначной информации о внутреннем строении объекта. С момента появления формулы инверсии Радона эта теорема в области томографии является самым важным для КТ результатом математической мысли. Из теоремы следует, что, вне зависимости от того, как много проекций будет сделано и сколь точно они будут измерены, мы не сможем однозначно прийти к ответу на вопрос, как должен выглядеть результат восстановления. Поэтому одно из главных направлений исследований в области КТ посвящено поиску априорной информации для ограничения областей решений конкретной задачи восстановления томограммы.

Наилучшее восстановление томограммы возможно только при использовании в указанном процессе априорных знаний об исследуемом органе.

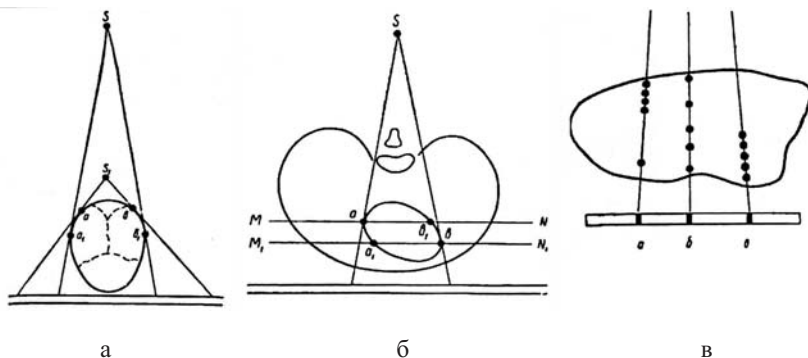


Рис. 3. Примеры неоднозначности рентгеновских изображений: а — контурообразующие точки объекта при различном фокусном расстоянии; б — несоответствие анатомических срезов рентгеновским проекциям; в — многозначность теней

Таким образом, совершенствование базы знаний позволит КТ избавиться от неоднозначности томограмм и выйти на принципиально новый диагностический уровень. Это же относится к интер-

претации рентгенологом теневых проекций. Рентгенолог, используя накопленный опыт (свою базу знаний), видит больше информации, чем находится в изображении. Это ответ на вопрос, почему талантливый рентгенолог ставит правильный диагноз даже по плохим рентгенограммам, в которых отсутствует надежная информация. Именно по этой причине так важно профессиональное обучение интерпретации изображений, неизвестных в повседневной жизни.

Проблема накопления априорной информации в базе знаний тесно связана также с разработкой экспертных систем анализа рентгенограмм (CAD) и созданием автоматов по дешифрированию рентгенограмм (CADx).

Заключение

В заключение хочется еще раз подчеркнуть, что рентгентехника и рентгенология далеко не исчерпали своих потенциальных возможностей и спустя более века находятся в состоянии интенсивного развития. Что касается будущих направлений развития рентгентехники, то мы признаем свою близорукость и не удивимся появлению открытия, которое нельзя предсказать на основе очерченного круга нерешенных проблем.

Литература:

1. Жорина Л. В. Змиевской Г. Н. Основы взаимодействия физических полей с биологическими объектами.— М.: Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2006.
2. Физика визуализации изображений в медицине. В 2-х томах / Пер. с англ. Под ред. С. Узбба.— М.: Мир, 1991.
3. Snigirev, Snigireva I., Kohn V., Kuznetsov S., Schelokov I. On the possibilities of x-ray phase contrast microimaging by coherent high-energy synchrotron radiation // Rev. Sci. Instrum.— 1995.— Vol. 66.— № 12.— P. 5486—5492.
4. Wu X., Liu H. Clinical implementation of x-ray phase-contrast imaging: Theoretical foundations and design considerations // Med. Phys.— 2003, Aug. 30(8).— P. 2169—2179.
5. Wilkins S. IV., Gureyev T. E., Gao D., Pogany A. & Stevenson A. W. Phase-contrast imaging using polychromatic hard X-rays // Nature.— 1996.— Vol. 384.— № 28.— P. 335—338.
6. Ингал В. Н., Белявская Е. А., Бушуев В. А. Способ фазовой рентгенографии преимущественно медико-биологических объектов и устройство для его осуществления / Международная заявка W098/32005 от 23 июля 1998 г.
7. Zhou Shu-Ang and Brahme A. Development of phase-contrast X-ray imaging techniques and potential medical applications // Physica Medica. 2008.— № 24.— Pp. 129—148.

8. *Pogany A., Gao D., Wilkins S. W.* Contrast and resolution in imaging with a microfocus x-ray source // Review of Scientific Instruments.— 1997.— Vol. 68.— № 7.— P. 2774—2782.

9. *Revol V., Kottler C., Kaufmann R.* et al. Application-oriented X-ray Grating Interferometer / International Conference on Advanced Phase Measurement Methods in Optics and Imaging // AIP Conference Proceedings.— 2010.— Vol. 1236.— P. 221—226.

10. *Шовкун В. Я.* Разработка фазоконтрастного маммографа в схеме «in line holography» // Медицинская физика.— 2007.— № 2.— С. 25—34; № 3.— С. 37—46.

11. *Комардин О. В., Лазарев П. И.* Устройство для малоугловой маммографии (варианты) / Международная заявка WO 00/15112 от 23 марта 2000 г.

12. *Мазуров А. И., Блинов Н. Н.* Системы прикладного телевидения (цветное телевидение в биологии и медицине).— М.: Знание, 1987.— 64 с

13. *Мазуров А. И.* Зрительная система как конечное звено систем медицинской интроскопии // Медицинская техника.— 2006.— № 2.— С. 15—18.

14. *Лелюхин А. С.* Развитие метода мультэнергетической радиографии и разработка спектрального рентгеновского детектора: Автореферат диссертации на соискание уч. степ. канд. техн. наук: 05.11.10.— М., 2004.— 22 с.

15. *Мазуров А. И.* Обобщенная квантовая эффективность цифровых рентгеновских аппаратов // Медицинская техника.— 2008.— № 5.— С. 1—4.

16. *Shelkovenko T. A., Sinars D. B., Pikuz S. A.* et al. Point-projection X-ray radiography using an X-pinch as the radiation source // Review of Scientific Instruments.— 2001.— Vol. 72.— № 1.— P. 667—670.

17. *Yue G. Z., Qiu Q., Gao Bo, Cheng Y.* Generation of continuous and pulsed diagnostic imaging X-ray radiation using a carbon-nanotube-based field-emission cathode // Applied Physics Letters.— 2002.— Vol. 81.— № 2.— P. 355—357.

18. *Шик Я. Л.* Скиалогия в рентгентехнике.— М.: Медицина, 1967.

// Медицинская техника.— 2011.— № 5. С. 1—6.

Глава II. ВЫСТУПЛЕНИЯ НА КОНФЕРЕНЦИЯХ, ФОРУМАХ, КОНГРЕССАХ

С. В. Меркурьев

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОДОЛЬНОГО ДВИЖЕНИЯ ЧАСТИЦ В СТРУКТУРЕ С ПОКФ С УЧЕТОМ ИХ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ

В работе рассматривается модель, позволяющая рассчитывать динамику пучка заряженных частиц в ускоряющей структуре с пространственно-однородной квадрупольной фокусировкой (ПОКФ) на бегущей волне, учитывая продольное взаимодействие частиц.

Постановка задачи

Динамика продольного движения синхронной частицы (программное движение) может быть описана следующими уравнениями:

$$\begin{cases} \frac{dx}{d\tau} = 2\zeta, \\ \frac{dz_s}{d\tau} = \sqrt{x} \frac{\beta_0}{\Omega_0}. \end{cases} \quad (1)$$

Здесь $x = (\beta_s / \beta_0)^2$, где β_s , β_0 — приведенные текущая и начальная скорости синхронной частицы; z_s — продольная координата синхронной частицы; $\zeta = ku_1 \cos u_2$, где $k = \frac{\Omega_0}{\tilde{\omega}}$, $\tilde{\omega} = \frac{2\pi\omega}{c}$, ω — частота ускоряющего поля, c — скорость света, u_1 , u_2 — управляющие функции, характеризующие изменения амплитуды напряженности внешнего поля и фазы синхронной частицы; $\Omega_0 = \frac{4\pi eUT_{\max}}{W_0 L}$, где $eUT_{\max}$ — параметр, w_0 — энергия покоя, $L = \beta_0 \lambda$ — длина периода, $\lambda = \frac{c}{\omega}$ — длина волны.

Динамика продольного движения пучка заряженных частиц (возмущенное движение) в структуре с ПОКФ может быть описана следующей системой (2):

$$\begin{cases} y_1' = y_2, \\ y_2' = -\left(\frac{2\xi y_2}{x} + \left[\xi' - \frac{\xi^2}{x}\right] \frac{y_1}{x} - \frac{u_1}{x} [\cos u_2 - \cos(y_1 + u_2)] + E_z \frac{2\pi e}{W_0 L \Omega_0^2}\right). \end{cases}$$

Здесь $y_1 = \psi$, $y_2 = \psi'$, а $\psi = z_s - z$ — отклонение продольной координаты частицы пучка от координаты синхронной частицы; $E_z = E(z)$ — напряженность поля в точке с координатой z , создаваемого частицами пучка, e — заряд протона.

В системе (2) под E_z следует понимать величину напряженности электрического поля, действующего со стороны всех частиц пучка на данную частицу.

Расчет кулоновского взаимодействия частиц

Пучок моделируется набором бесконечно тонких дисков (частиц-дисков) постоянного радиуса R , суммарный заряд которых равен заряду пучка. Движение дисков происходит в металлической трубе постоянного радиуса a .

Рассмотрим величину $2H = \beta_x \lambda$, называемую пространственным периодом. Совокупность частиц на пространственном периоде назовем сгустком. Будем считать, что в каждый фиксированный момент времени пучок в пространстве есть бесконечная последовательность одинаковых сгустков. (Форма сгустка меняется в ходе эволюции). Моделируется динамика одного сгустка.

Если частицы покидают данный сгусток, их следует возвращать с учетом периодичности (образы этих частиц приходят в сгусток). Заметим, что $2H$ меняется в ходе ускорения частиц.

Определим заряд частицы-диска. Пусть N — число частиц в сгустке. Заряд частицы-диска определяется по формуле $q = I\lambda / cN$, где I — средний ток пучка.

При расчете поля объемного заряда сгусток разбивается на J дисков толщиной $2h = 2H / J$ (толстые диски). Каждому толстому диску приписывается заряд q_j и приведенная энергия $\tilde{\gamma}_j$, которые определяются через положения и приведенные энергии частиц. Рассчитывается действие толстых дисков на частицы-диски.

Преимущества этого подхода заключаются в том, что плотности заряда и тока сглаживаются, улучшается сходимость ряда, описывающего поле, уменьшается время счета. Обычно $J \geq 10$; J на порядок меньше N .

Напряженность потенциального поля, характеризующая действие периодической системы толстых дисков на частицы-диски с продольной координатой z , определяется по формуле

$$E(z) = \frac{a}{\pi R^2 h \varepsilon_0} \sum_{j=1}^J \frac{q_j}{\bar{\gamma}_j} \sum_{m=1}^{\infty} \frac{J_1^2\left(v_m \frac{R}{a}\right)}{v_m^3 J_1^2(v_m)} \left[ch\left(\frac{v_m}{a} \bar{\gamma}_j \left(H - |z - \xi_r^{(j)}|\right)\right) - \right. \\ \left. - ch\left(\frac{v_m}{a} \bar{\gamma}_j \left(H - |z - \xi_l^{(j)}|\right)\right) \right] / sh\left(\frac{v_m}{a} \bar{\gamma}_j H\right).$$

Здесь ε_0 — электрическая постоянная, $J_1(x)$ — функция Бесселя 1-го рода 1-го порядка, v_m — корни функции Бесселя $J_0(x)$ 1-го рода нулевого порядка, $|z - \xi_r^{(j)}|$ — расстояние от точки с координатой z до правой границы j -го толстого диска-разбиения, $|z - \xi_l^{(j)}|$ — аналогичное расстояние до левой границы j -го разбиения.

На пространственном периоде вводится сетка с узлами ξ_i , $i = 1, J + 1$, представляющими собой границы толстых дисков-разбиений. В каждом из узлов сетки вычисляется напряженность, характеризующая действие всех j разбиений на частицу-диск радиуса R с зарядом q , помещенную в этот узел сетки. Напряженность поля в промежуточных точках определяется линейной интерполяцией.

Рассмотрим процесс разбиения сгустка на толстые диски и определение их зарядов и приведенных энергий. Пусть на некотором шаге интегрирования проводится расчет распределения кулоновских сил по длине сгустка (то есть напряженность в узлах пространственной сетки). Необходимо рассчитать заряды и приведенные энергии толстых дисков. Для этого частицам-дискам приписывается толщина, они рассматриваются как заряженные частицы-облака (обычно эта толщина сравнима с толщиной толстого диска, но не равна ей). Заряд и приведенная энергия j -го разбиения определяются по формулам

$$q_j = q \sum_{i=1}^N \mu_{ij}, \quad \bar{\gamma}_j = q \sum_{i=1}^N \mu_{ij} \gamma_i / q_j,$$

где μ_{ij} — доля толщины i -го облака, находящаяся в j -м разбиении; γ_j , $i = 1, N$ — приведенные энергии частиц. При расчете q_j и $\bar{\gamma}_j$ учитывается периодичность.

Моделирование динамики частиц с учетом заряда

При расчете динамики учитывалось, что движение частиц происходит со скоростями, много меньшими скорости света. Кроме того, если z пробегает узлы пространственной сетки, то аргументы гиперболических косинусов в формуле для расчета напряженности

будут принимать значения $\frac{v_m}{a} kh$, $k = 0, J$. Таким образом, можно заранее рассчитать (до моделирования динамики пучка) значения функций

$$f_k(h) = \frac{1}{h} \sum_{m=1}^{\infty} \frac{J_1^2\left(v_m \frac{R}{a}\right) ch\left(\frac{v_m}{a} kh\right)}{v_m^3 J_1^2(v_m) sh\left(\frac{v_m}{a} Jh\right)}, \quad k = \overline{0, J}$$

в узлах сетки по переменной $\frac{\beta_s \lambda}{2}$. При этом границы изменения величины и число узлов сетки выбирается на основе результатов численных экспериментов.

Итак, заранее рассчитываются $S(J+1)$ значений

$$f_{sk}(h_{ps}) = \frac{J}{P_s} \sum_{m=1}^{\infty} \frac{J_1^2\left(v_m \frac{R}{a}\right) ch\left(\frac{v_m}{a} kh_{ps}\right)}{v_m^3 J_1^2(v_m) sh\left(\frac{v_m}{a} Jh_{ps}\right)}, \quad k = \overline{0, J} \quad (3)$$

где $h_{ps} = \frac{P_s}{J}$, а P_s — s -й узел сетки по переменной $\frac{\beta_s \lambda}{2} \in \left[\frac{\beta_0 \lambda}{2}, \frac{\beta_J \lambda}{2} \right]$,

β_j — конечная приведенная скорость синхронной частицы. Напряженность поля в узлах сетки на пространственном периоде, характеризующая действие всех J толстых дисков на бесконечно тонкий диск радиуса R , помещенный в эти узлы, вычисляется по формуле

$$E(\xi_j) = \frac{a}{\pi R^2 \varepsilon_0} \sum_{j=1}^J q_j (f_{sk_1(j,i)} - f_{sk_2(j,i)}), \quad i = \overline{1, J+1}. \quad (4)$$

Здесь

$$k_1(j, i) = \begin{cases} |J - 2(j+1-i)|, & i < j+1, \\ |J - 2(i-j-1)|, & i \geq j+1, \end{cases}$$

$$k_2(j, i) = \begin{cases} |J - 2(j-i)|, & i < j+1, \\ |J - 2(i-j)|, & i \geq j+1. \end{cases}$$

Величины f_{sk} рассчитываются по формуле (3).

Результаты моделирования

Представленная здесь модель расчета динамики пучка частиц с учетом их взаимодействия была запрограммирована в системе Matlab 6.0 и включена в программу по моделированию и оптимизации пучков в различных типах ускоряющих структур, создаваемую на кафедре теории систем управления электрофизической аппаратурой (ТСУЭФА) группой студентов и аспирантов под руководством профессора Дмитрия Александровича Овсянникова.

На основании этой модели наблюдались эффекты, связанные с взаимодействием частиц при расчете их динамики в ускорителе с ПОКФ. В частности, влияние тока пучка на различные его характеристики: разброс частиц пучка по энергиям и фазам на выходе ускорителя.

В заключение хотелось бы поблагодарить доцента кафедры технологии программирования А. Д. Овсянникова и доцента кафедры ТСУЭФА И. Д. Рубцову за внимание и помощь, оказанную в работе.

Литература

1. *Капчинский И. М.* Теория линейных резонансных ускорителей: Динамика частиц.— М., 1982.
2. *Овсянников Д. А., Егоров Н. В.* Математическое моделирование систем формирования электронных и ионных пучков.— СПб., 1998.
3. *Овсянников А. Д.* Оптимизация динамики заряженных частиц в структуре RFQ // Труды XXX научной конференции факультета ПМПУ СПбГУ «Процессы управления и устойчивость».— СПб., 1999.— С. 130—133.
4. *Овсянников А. Д., Рубцова И. Д.* Моделирование динамики интенсивных пучков в структурах с пространственно-однородной квадрупольной фокусировкой.— СПб., 2002.
5. *Bondarev B. I., Durkin A. P., Ovsyannikov A. D.* New Mathematical Optimization Models for RFQ Structures // Abstracts of the 18-th Particle Accelerator Conference.— New York, USA, 1999.

// Труды XXXIII научной конференции студентов и аспирантов «Процессы управления и устойчивость».— СПб., 2002.— С. 219—223.

ПУТИ СНИЖЕНИЯ ЛУЧЕВЫХ НАГРУЗОК В РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКЕ

С внедрением в рентгенологическую практику цифровых технологий появились новые возможности уменьшения лучевых нагрузок на пациента. Возможности снижения облучения связаны практически с каждым функциональным узлом цифрового рентгеновского аппарата. Рассмотрение путей снижения лучевых нагрузок в цифровых рентгеновских аппаратах позволило дать следующие рекомендации.

1. Рентгеновские питающие устройства цифровых аппаратов должны быть построены по схеме с преобразованием частоты питающей сети в килогерцовую область (6—300 кГц), что обеспечивает практически постоянное высокое напряжение на аноде рентгеновской трубки с пульсациями не более 2 % и, как следствие, постоянный спектр излучения с минимумом неинформативного мягкого излучения, которое увеличивает лучевую нагрузку.

2. Для режима импульсной рентгеноскопии питающее устройство совместно с излучателем и фильтром должно формировать короткие (до 1 мс) импульсы рентгеновского излучения высокого напряжения переменной частоты. При этом выигрыш в дозе будет обратно пропорционален частоте импульсов. Для импульсной рентгеноскопии наиболее перспективны рентгеновские трубки с сеточным управлением, формирующие импульсы излучения с практически прямоугольными фронтами, что обеспечивает постоянный спектр рентгеновского излучения.

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

4. Диаграмма цифрового аппарата должна формировать пучок рентгеновских лучей строго в соответствии с рабочим полем приемника изображения. При переключении рабочих полей диафрагма должна автоматически устанавливаться на выбранном поле.

5. Если за объектом рассеянное излучение превышает полезное излучение, то установка раstra в аппарате обязательна. Избирательность свинцового раstra, который подавляет рассеянное излучение, должна быть максимально возможной при заданной частоте раstra. Его роль сводится к максимальному повышению отношения сигнал/шум на входе приемника. Так как цифровые приемники

имеют линейную амплитудную характеристику, то при установке раstra не требуется увеличения входной дозы, что имеет место в пленочной рентгенографии из-за узкого динамического диапазона пленки.

6. Дозовая нагрузка на пациента обратно пропорциональна квантовой эффективности приемника изображения. В цифровых усилителях рентгеновского изображения (УРИ) на рентгеновских электронно-оптических преобразователях уже достигли квантовой эффективности $\eta = 0,65$, то есть 65 % от теоретического предела, который равен 1. В пленочной рентгенографии даже при использовании самых эффективных усиливающих экранов квантовая эффективность не может превысить 0,3, что обусловлено низкой квантовой эффективностью пленки (среднее значение равно 0,01). Современные цифровые приемники имеют квантовую эффективность от 0,05 до 0,7. Но здесь не существует принципиальных ограничений на увеличение до величин η , близких к теоретическому пределу. Таким образом, по мере увеличения η цифровых приемников будут снижаться лучевые нагрузки.

7. Правильный выбор качества (жесткости) рентгеновского излучения, которое характеризует линейный коэффициент ослабления $a_{\text{эф}}$, существенно влияет на поглощенную и экспозиционную дозы. Если в аналоговых рентгеновских аппаратах $a_{\text{эф}} Z = 3,5 \div 4$, где Z — толщина объекта, то в цифровых аппаратах наметилась тенденция к ужесточению рентгеновского излучения ($a_{\text{эф}} \times Z = 2,5 \div 3,5$) и, следовательно, к снижению поглощенной дозы.

8. 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 дозы. Для этого видеопроцессор цифровых аппаратов должен работать в адаптивном режиме, согласованном с параметрами рентгеновского изображения по пространственной, временной и градиационной разрешающим способностям.

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

Дополнительно необходимо напомнить, что при рентгенологических исследованиях должны неукоснительно соблюдаться требования радиационной безопасности, регламентированные нормативными документами. Излишнее радиационное облучение часто бывает обусловлено неудовлетворительным состоянием или эксплуатацией оборудования. Переход на цифровые аппараты и по-

вышение квалификации персонала — основные резервы снижения доз.

С учетом рассмотренных требований ЗАО НИПК «Электрон» разработал рентгенодиагностический телеуправляемый комплекс КРЦ «Электрон», цифровой флюорограф ФЦ1-«Электрон» и цифровой рентгенографический аппарат «АРЦ-01-ОКО». Правильное сочетание в этих аппаратах рассмотренных факторов позволяет проводить исследования с малыми дозовыми нагрузками.

// Невский радиологический форум: Матер. форума / «Наука—клиника» 9—12 апреля 2005.— СПб., 2005.— С. 404.

**Ю. А. Вейп,
А. И. Мазуров,
А. М. Элинсон,
М. Б. Элинсон**

ЦИФРОВЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ АППАРАТЫ С ПРИЕМНИКОМ НА ОСНОВЕ ПЗС-МАТРИЦЫ

Уровень и состояние технических средств рентгенологической службы лечебно-профилактических учреждений (ЛПУ) определяют качество диагностического процесса, производительность персонала, экономические затраты, лучевую нагрузку и комфорт пациента.

Вместе с окончанием XX века закончилась эра классической медицинской рентгенотехники. На современном этапе внедрение цифровых технологий в рентгенотехнику дает возможность организовать рентгенологическую службу на современном уровне с использованием информационных сетей медицинского учреждения, района, города и всего мира. В высокоразвитых странах цифровая рентгенотехника уже является реальностью: ежегодно от 10 до 15 % парка рентгеновских аппаратов заменяется на цифровые. Особенно остро ощущается необходимость в цифровых аппаратах для общей рентгенологии, флюорографии и интервенционной рентгенологии.

Исходя из трех основополагающих принципов — более точная диагностика, наименьшее отрицательное воздействие на организм пациента, минимальная стоимость исследования — компания «Электрон» разработала концепцию создания цифровых аппаратов для общей, профилактической и интервенционной рентгенологии,

которые позволят перейти на цифровые технологии ЛПУ любого уровня.

В основу концепции положен принцип разделения цифровых аппаратов по функциональным возможностям, уровню комплектации и стоимости.

Созданы три продуктовые линейки, в которые входит оборудование разного назначения, производимое под торговыми марками «Максима», «ОКО» и «Эксперт».

«Максима» — это простые и надежные аппараты с необходимым для работы максимумом функций. К ним относятся флюорографы ФЦ-«Максима», передвижные хирургические аппараты РТС-«Максима», цифровой аппарат на два рабочих места АРЦ-«Максима», заменяющий пленочный стол снимков и вертикальную стойку, и телеуправляемый рентгенодиагностический комплекс КРТ-«Максима» на 9- или 12-дюймовых РЭОПах с цифровой камерой формата 1К × 1К.

Цифровые аппараты «ОКО» наиболее полно удовлетворяют современным требованиям медицинских учреждений и сочетают в себе широкую функциональность с высоким качеством изображений. Аппараты «ОКО» имеют расширенные функциональные возможности и более высокие технические параметры, чем аппараты класса «Максима». Например, аппарат для исследования грудной клетки ФЦ-«ОКО» позволяет производить не только скрининг, но и дифференциальную диагностику легких. Телеуправляемый рентгенодиагностический комплекс КРТ-«ОКО» оснащается в зависимости от требований заказчика РЭОПами с большими рабочими полями (до 360 мм) и камерами формата 2К × 2К. Такая комплектация КРТ-«ОКО» позволяет отказаться от пленочных снимков при исследовании практически всех органов. К этому же классу аппаратов относятся комплексы КРД-«ОКО» на два рабочих места (вертикальная стойка и стол снимков) с новым штативом, принципиально отличающимся по конструкции от всех существовавших до настоящего времени, и двумя цифровыми камерами формата 3К × 3К с рабочим полем 430 × 430 мм.

Аппараты линейки «Эксперт» — это оборудование экспертного класса. Они предназначены для оснащения высокотехнологичных диагностических центров и больших клиник. Например, АРЦ-«Эксперт» разработан для диагностики всех органов грудной клетки, а не только легких.

Вертикальная стойка и стол снимков комплекса на два рабочих места КРД-«Эксперт» оснащены цифровыми приемниками с цифровой камерой формата 4К × 4К с рабочим полем 430 × 430 мм. Телеуправляемый рентгенодиагностический комплекс КРТ-«Экс-

перт» является полностью цифровым. Камера формата $3K \times 3K$ с рабочим полем 430×430 мм работает в режиме как рентгенографии, так и импульсной рентгеноскопии.

Большинство цифровых аппаратов компании «Электрон» разработано на приемниках «экран—оптика—ПЗС». Приемники этого класса составляют серьезную конкуренцию плоскопанельным детекторам. 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 ремонтпригодных 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 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 очень дорогими изделиями, так как они изготавливаются по уникальным технологиям.

Исходя из этого, ЗАО НИПК «Электрон» выбрало более простую технологию «экран—оптика—ПЗС», которая позволила разработать целое семейство цифровых приемников рентгеновских изображений и на их основе цифровые рентгеновские аппараты различного назначения. Внедрение цифровых технологий в медицинскую практику следует рассматривать как важный прорыв в области диагностической радиологии.

// Невский радиологический форум: Матер. форума / «Новые горизонты» 9—12 апреля 2007.— СПб., 2007.— С. 748—749.

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ЦИФРОВЫХ ДЕТЕКТОРОВ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Эксплуатация рентгеновских цифровых аппаратов в клиниках убедительно доказала превосходство цифровых технологий над пленочными.

В настоящее время разработан целый ряд детекторов рентгеновских изображений и на их основе организован промышленный выпуск цифровых аппаратов. Представляет научный и практический интерес выявление сильных и слабых сторон каждой из существующих цифровых технологий детекторов рентгеновских изображений и определение областей их применения.

В докладе сравниваются детекторы на рентгеновских электронно-оптических преобразователях (РЭОПах), запоминающих изображение рентгеновских экранов, сканирующих линейках, ПЗС-матрицах и плоских панелях на основе аморфного селена и аморфного кремния.

Показано, что детекторы на РЭОПах востребованы только в настоящий переходный период, поскольку они удовлетворяют нужды как рентгеноскопии с возможностью прицельных цифровых снимков, так и рентгенографии. Однако эти детекторы обладают целым рядом существенных недостатков: ограниченное рабочее поле; сложность, разнородность и гибридность конструкции; несовместимость с современной микроэлектроникой: большие габариты и вес, высоковольтное питание до 30 кВ, необходимость экранировки от магнитных полей. С решением проблемы универсального детектора на базе плоской панели или ПЗС-матрицы эта технология построения детекторов будет замещена.

Детекторы с запоминающим рентгеновским экраном (CR-технология) в настоящее время имеют самое широкое распространение. Главным достоинством цифрового преобразования на основе экранов с памятью является возможность их использования в любом пленочном рентгеновском аппарате вместо рентгенографических комплектов, если в рентгеновском отделении имеется считывающее устройство. Уменьшение роли этих детекторов на рынке рентгеновских аппаратов в будущем неизбежно за счет низкой производительности и принципиальной невозможности работать в режиме рентгеноскопии.

Широкому применению цифровых аппаратов сканирующего типа на одной линейке детекторов, которые в России получили

применение для массовых профилактических исследований органов грудной клетки, препятствует целый ряд недостатков: низкий коэффициент использования излучения рентгеновской трубки; искажения изображения движущихся органов (связаны с большим временем сканирования — от 2 до 10 с); высокая тепловая нагрузка на рентгеновскую трубку и др. Неоспоримыми преимуществами таких аппаратов являются низкий уровень вторичного излучения и высокий квантовый выход одноэлементных детекторов. Поэтому эта технология на многострочных детекторах имеет достаточно хорошую перспективу 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 получают широкое применение при относительно низких напряжениях на рентгеновской трубке, например в маммографии. Здесь эти детекторы имеют много преимуществ из-за малого числа ступеней преобразования сигнала изображения и большого поглощения рентгеновских лучей в селене при низких напряжениях. Вероятно, в маммографии они займут одно из первых мест.

Наиболее перспективными детекторами, по мнению авторов, для общей рентгенологии являются плоские панели на основе аморфного кремния и детекторы на ПЗС-матрицах. Рассмотрение процесса прохождения сигнала 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, главные из которых: создание матрицы фотоприемников такого же размера, как экран, радиационная стойкость фотоприемников, теплоустойчивость и ударопрочность, надежность и долговечность, ремонтпригодность, стоимость.

Таким образом, цена за отказ от оптики слишком высока. Вне всякого сомнения, что по мере совершенствования технологии плоских панелей эти проблемы будут решены. Но сегодня 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 приемников при достаточно низкой их стоимости. Основным недостатком технологии

являются потери света при переносе изображения с экрана на ПЗС-матрицу. Этот недостаток влечет за собой низкую квантовую эффективность детекторов, которая является только одним из целого ряда параметров рентгеновского аппарата, которые определяют полученную пациентом дозу. 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 палатных аппаратах. Зато у детекторов на ПЗС более низкая цена, они ремонтпригодны в условиях клиники. В настоящее время благодаря преимуществам детекторов на ПЗС-матрицах они более предпочтительны для российских клиник. Поэтому НИПК «Электрон» использует в своих разработках именно эту технологию.

// Медицинская визуализация. Спец. вып.: Материалы 2-го Всероссийского национального конгресса по лучевой диагностике и терапии.— 2008.— С. 54.

**Ю. А. Вейп,
А. И. Мазуров,
В. О. Ребони**

КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПРИЕМНИКОВ НА ПЛОСКИХ ПАНЕЛЯХ РЕНТГЕНотЕЛЕВИЗИОННЫХ СИСТЕМ

Рассмотрено преобразование сигнала изображения и шумов в рентгеноотелевизионной системе на плоской панели и проведено сравнение с широко используемой системой «экран—оптика—ПЗС-матрица».

Рентгеноотелевизионная система, отношение сигнал/шум, квантовая эффективность.

Разработка рентгеноотелевизионных систем (РТС) для медицинской диагностики подчинена решению задачи повышения эффективности диагностики при минимальной лучевой нагрузке на пациента. В связи с этим применяют дозы облучения, которые обеспечивают достаточное для диагностики качество изображения. Механизмы преобразования сигнала в приемниках типа «экран—оптика—ПЗС-матрица» и приемниках на плоских панелях принципиально одинаковы [1, 2]. Анализ показывает, что прохождение сигнала и шума в этих классах приемников идентично. В каждом

из этих приемников происходит поглощение рентгеновских фотонов в экране (коэффициент поглощения $a_{\phi 1}$), преобразование люминофором экрана поглощенных рентгеновских фотонов в свет ($a_{\phi 2}$), выход световых фотонов в сторону фотопреобразователя ($a_{\phi 3}$), сбор светового потока на фотопреобразователь (a_0) и, наконец, преобразование светового потока в фотопреобразователе в электроны (a_ϕ), которые после считывания преобразуются в видеосигнал. Различие их заключается в том, что в плоской панели фотопреобразователь имеет непосредственный контакт с экраном, а в приемнике «экран—оптика—ПЗС-матрица» изображение с экрана передается на фотопреобразователь (ПЗС-матрицу) с помощью объектива. Непосредственный контакт экрана и фотоприемника исключает в приемнике оптику, что в сотни и более раз увеличивает сбор светового потока на фотоприемник, уменьшает габариты и массу приемника.

При проектировании РТС представляет интерес анализ прохождения сигнала и шума в системах рассматриваемого типа, что приводит к возможности определения квантовой эффективности системы и ее элементов. Соотношение для квантовой эффективности приемника имеет вид [3]

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

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; $\eta(0)$ — квантовая эффективность на низких пространственных частотах, где функция передачи модуляции (контрастно-частотная характеристика — КЧХ) $A(\nu) = 1$; $Ш(\nu)$ — спектральная плотность шумов, нормированная так, что на низких частотах $Ш(0) = 1$.

В рассматриваемых приемниках коэффициенты преобразования $a_{\phi 3}$, a_0 , a_ϕ можно объединить в один $a_3 = a_{\phi 3} a_0 a_\phi$, так как все они меньше единицы.

Тогда сигналы на выходах рассматриваемых приемников будут равны

$$\Delta\mu_{\text{вых}} = \Delta\mu_{\text{вх}} \bar{a}_{\phi 1} \bar{a}_{\phi 2} \bar{a}_{\phi 3} = \Delta\mu_{\text{вх}} \bar{a}_\Sigma, \quad (2)$$

а дисперсии этих сигналов равны

$$D(\mu_{\text{вых}}) = 2\bar{\mu}_{\text{вх}} \bar{a}_\Sigma^2 \left(1 + \frac{1 - \bar{a}_{\phi 1}}{\bar{a}_{\phi 1}} + \frac{1}{\bar{a}_{\phi 1} \bar{a}_{\phi 2}} + \frac{1 - \bar{a}_{\phi 3}}{\bar{a}_{\phi 3}} \right) + D(\mu_A), \quad (3)$$

здесь μ_{ax} — величина фонового сигнала на входе, при котором обнаруживается малококонтрастная деталь с сигналом $\Delta\mu_{ax}$, $D(\mu_A)$ — дисперсия шума фотопреобразователя.

В соотношениях (2) и (3) для плоских панелей и приемников на ПЗС-матрицах различаются только суммарные коэффициенты преобразования сигналов $\bar{a}_\Sigma$ и четвертое слагаемое в скобках соотношения (3), то есть $\frac{1 - \bar{a}_3}{\bar{a}_\Sigma}$. Приведем численные примеры для при-

емников, которые содержат рентгеновский экран с параметрами $\bar{a}_{\varphi 1} = 0,5$, $\bar{a}_{\varphi 2} = 3000$, $\bar{a}_{\varphi 3} = 0,5$, фотопреобразователь с квантовой эффективностью $a_\phi = 0,5$ и объектив (только в приемнике на ПЗС) с коэффициентом сбора светового потока $a_0 = 0,0025$. В этих случаях для панели $a_{\Sigma 1} = 375$, а для приемника на ПЗС $a_{\Sigma 1} = 0,9375$, а слагаемые $\frac{1 - \bar{a}_3}{\bar{a}_\Sigma}$ будут соответственно равны 0,0019 и 1,066.

Таким образом, этим слагаемым в плоских панелях можно пренебречь, а в приемниках на ПЗС-матрицах пренебречь можно только слагаемым $\frac{1}{\bar{a}_{\varphi 1} \bar{a}_{\varphi 2}}$. С учетом этих замечаний соотношения для

квантовой эффективности на низких пространственных частотах плоской панели и приемника «экран—оптика—ПЗС-матрица» будут соответственно равны

$$\eta_1(0) = \frac{1}{1 + \frac{1 - \bar{a}_{\varphi 1}}{\bar{a}_{\varphi 1}} + \frac{D_1(\mu_A)}{\bar{\mu}_{ax} \bar{a}_{\Sigma 1}^2}}, \quad (4)$$

$$\eta_2(0) = \frac{1}{1 + \frac{1 - \bar{a}_{\varphi 1}}{\bar{a}_{\varphi 1}} + \frac{1 - \bar{a}_3}{\bar{a}_\Sigma} + \frac{D_2(\mu_A)}{\bar{\mu}_{ax} \bar{a}_{\Sigma 2}^2}}. \quad (5)$$

Анализируя соотношения (4) и (5), можно сделать следующие выводы.

Соотношение (4) для квантовой эффективности приемника тип «экран—оптика—ПЗС-матрица» отличается от соотношения (5) для квантовой эффективности плоской панели слагаемым $\frac{1 - \bar{a}_3}{\bar{a}_{\Sigma 2}}$

в знаменателе. Это слагаемое существенно снижает квантовую эффективность. Оно обусловлено мультипликативными шумами, которые связаны с большими потерями сигнала в оптическом звене

приемника на ПЗС-матрице. Чтобы минимизировать это слагаемое, суммарный коэффициент преобразования сигнала приемником $a_{\Sigma 2}$ должен быть больше единицы. Потенциальные возможности для его увеличения практически исчерпаны. В плоских панелях $a_{\Sigma 1} \gg 1$. Это их главное преимущество по отношению к приемникам на ПЗС-матрицах.

Слагаемое в знаменателе соотношения (4), которое связано с аддитивными шумами фотоприемника, меньше аналогичного слагаемого в соотношении (5) при одинаковой дозе на снимок, то есть при равных $\mu_{\text{вх}}$. Это также обусловлено тем, что $a_{\Sigma 1} \gg a_{\Sigma 2}$, несмотря на то, что в плоских панелях темновой ток в десятки раз больше темнового тока в ПЗС-матрицах. Учитывая эти преимущества плоских панелей, а также их небольшие габариты и вес, можно прогнозировать, что в будущем они вытеснят все другие классы приемников, включая приемники «экран—оптика—ПЗС-матрица».

Вместе с этим, следует отметить, что РТС при любом варианте ее построения остается многозвенной системой, для которой характерно многократное преобразование информационного потока. Следовательно, одно звено, как бы совершенно оно ни было, не определяет качества всей системы. Главное в системе — согласование параметров отдельных звеньев. Практика показывает, что в этом отношении далеко не использованы все возможности систем «экран—оптика—ПЗС-матрица». Поэтому, кроме совершенствования самих приемников, необходимо провести согласование параметров входного изображения и приемника. В первую очередь необходимо уменьшить входные шумы, которые вносит рассеянное излучение, и повысить глубину модуляции спектра пространственных частот входного изображения. Минимизировать шум на входе приемника возможно, выбрав оптимальные параметры рентгеновского растра. Ряд конструктивных особенностей систем этого типа и относительно невысокая стоимость отдельных ее элементов дает основание считать целесообразным дальнейшее их развитие.

Литература

1. Борисов А. А., Вейн Ю. А., Мазуров А. И., Элинсон М. Б. О двух технологиях построения цифровых приемников рентгеновских изображений // Медицинская техника.— 2006.— С. 7—10.
2. Körner V., Weber C. H., Wirth S. et al. Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview, RadioGraphics.— 2007.— V. 27.— P. 675—686.
3. Телевизионная астрономия / Под ред. В. Б. Никонова.— М.: Наука, 1983.

Quantum efficiency of flat panel detectors for X-ray imaging systems
Veip Yu., Masurov A. Reboni V.
«Electron»

There is a comparison of quantum efficiency of flat panel detectors for X-ray imaging systems with those of based on CCD matrix

// Телевидение: передача и обработка изображений: Труды 7-й междунар. конф. 29—30 июня 2009 г.— СПб.: СПбГЭУ «ЛЭТИ», 2009.— С. 42—45.

**А. И. Мазуров,
Н. Н. Потрахов**

СТАНОВЛЕНИЕ МИКРОФОКУСНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ

В настоящее время можно с уверенностью констатировать, что микрофокусная рентгенография сформировалась как техническое средство самостоятельного направления рентгенологии — малодозовой высокодетальной рентгенодиагностики с возможностью увеличения изображения в рентгеновском излучении от 1,5 до 10 раз и выше.

Микрофокусная рентгенография занимает промежуточное положение между классической (контактной) рентгенографией и рентгеновской микроскопией.

Ее преимущества по сравнению с классической рентгенографией состоят в следующем.

1. Чувствительность микрофокусной рентгенографии в несколько раз выше чувствительности контактной рентгенографии. Потенциально чувствительность может быть увеличена в m^2 раз, где m — увеличение изображения исследуемого среза объекта.

2. Высокая разрешающая способность по всей глубине просвечиваемого объекта.

Съемка с увеличением позволяет опровергнуть укоренившееся в контактной рентгенографии мнение, что суммарная нерезкость изображения не может быть меньше нерезкости приемника.

Установлено, что компьютерная томография среди известных методов медицинской рентгентехники имеет максимальную контрастную чувствительность. Соответственно, микрофокусная рентгенография — максимальное пространственное разрешение. Микрофокусная компьютерная томография позволит получить самый высокий информационный результат.

3. Микрофокусные рентгеновские аппараты имеют небольшие габариты, вес и потребляют существенно меньше энергии по сравнению с классическими аппаратами.

Несмотря на ограничения, связанные с малой мощностью существующих микрофокусных рентгеновских трубок, круг ее применения непрерывно расширяется. В настоящее время это исследования опорно-двигательного аппарата, стоматология и челюстно-лицевая хирургия, маммография, неонатология и педиатрия, ветеринария и ряд других областей медицинской рентгенологии.

// Невский радиологический форум (2—5 апреля 2011 года): Сборник научных трудов / Под ред. Л. А. Тютюна.— СПб.: ЭЛБИ-СПб, 2011.— С. 139.

**А. И. Мазуров,
М. Б. Элинсон**

ЦИФРОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В РЕНТГЕНОТЕХНИКЕ

Применение цифровой рентгентехники в медицинской практике позволяет улучшить качество диагностики, снизить лучевые нагрузки на пациента и обслуживающий персонал и на более совершенном уровне организовать рентгенологическую службу по беспленочной и безбумажной технологии с созданием цифровых архивов и информационных радиологических сетей различного уровня, включая телерадиологию.

В докладе на примере цифровых аппаратов НИПК «Электрон» показано, что в России техническая база для перехода от пленочной к цифровым технологиям в основном создана. В настоящее время НИПК «Электрон» серийно производит целый парк цифровых рентгеновских аппаратов. Каждый класс аппаратов производится в трех вариантах комплектации: «Максима», «Эксперт», «ОКО». Варианты комплектации отличаются эксплуатационными параметрами и техническими характеристиками.

Аппараты для исследования грудной клетки ФЦ-«Максима» предназначены для флюорографии, ФЦ-«ОКО» — для флюорографии и диагностики, ФЦ-«Эксперт» — для дифференциальной диагностики всех органов грудной клетки и костных структур.

Рентгенографические аппараты на два рабочих места на одном штативе АРЦ-«Максима», АРЦ-«ОКО», АРЦ-«Эксперт», а также комплект из стола снимков и стойки снимков DIRA позво-

ляют в общей рентгенологии осуществлять до 90 % всех исследований.

Телеуправляемые комплексы КРТ-«Максима», КРТ-«ОКО», КРТ-«Эксперт», позволяют проводить все виды рутинной рентгеноскопии и рентгенографии. Они комплектуются цифровыми УРИ с рабочими полями от 215 до 360 мм и телевизионными камерами формата 1024 × 1024 и 2048 × 2048 пикселей. В них предусмотрен также кассетодержатель для снимков на пленку.

С 2010 года начат серийный выпуск ангиографических комплексов АКР-«Максима», АКР-«ОКО», АКР-«Эксперт», а также 16-срезовых компьютерных томографов КТР.

С 2011 года начато оснащение аппаратов класса «Эксперт» цифровыми плоскостанельными детекторами непрямого преобразования ДФП с размером рабочего поля 430 × 430 мм.

В основе разработок НИПК «Электрон» лежит принцип открытых систем, использующий наиболее распространенные стандарты обмена изображениями DICOM3 и текстовыми документами HL7. С этой целью разработан программно-аппаратный комплекс ПАК, который позволяет интегрировать все цифровые аппараты в единую информационную сеть.

Организация НИПК «Электрон» осуществляет серийный выпуск цифровых рентгеновских аппаратов для скрининга легких, общей и интервенционной рентгенологии, компьютерных томографов и ангиографов в количестве не менее 1500 аппаратов в год, что является серьезным прорывом в области российской рентгенологии.

// Сборник трудов 13-й научно-технической конференции «Медикотехнические технологии на страже здоровья». «Медтех — 2011» (25.09.2011—02.10.2011, Испания, о. Майорка).— С. 267.

**А. И. Мазуров,
Н. Н. Потрахов**

ОСОБЕННОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МЕТОДИКИ МИКРОФУКУСНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ В МЕДИЦИНЕ

Микрофокусная рентгенография с увеличением занимает промежуточное положение между классической (контактной) рентгенографией и рентгеновской микроскопией. Как любая техническая дисциплина, находящаяся на стыке двух других, микрофокусная

рентгенография имеет свои возможности, ограничения и области применения. Например, если при контактной съемке фокусное пятно рентгеновской трубки относительно мало влияет на пространственную разрешающую способность аппарата (особенно для тонких объектов и больших расстояний «рентгеновский источник — детектор») и главное влияние оказывает разрешение детектора, то в рентгеновской микроскопии размер фокуса играет главную роль в разрешении микроструктур.

Вероятно, в микрофокусной рентгенографии результирующее разрешение будет определяться обоими факторами приблизительно равнозначно.

Другие параметры и характеристики будут также занимать промежуточное положение между контактной съемкой и микроскопией. Для медицинской диагностики наибольший интерес представляет сравнение микрофокусной рентгенографии с контактной съемкой.

Материалы и методы

Реальные микрофокусные аппараты имеют конечные размеры фокусного пятна рентгеновской трубки f и ограниченную пространственную разрешающую способность приемника R_n . При съемке исследуемый объект может двигаться со скоростью V . В этих случаях оценить выигрыш в пространственной разрешающей способности аппарата R при съемке с увеличением можно по соотношению [1]

$$R_{\Sigma} = R_n \frac{m_0}{\sqrt{1 + (m_0 - 1)^2 (fR_n)^2 + m_0^2 (Vt_{\Sigma} R_n)^2}}, \quad (1)$$

где t_{Σ} — время экспозиции.

Увеличение разрешающей способности будем вычислять по отношению к разрешающей способности при контактной съемке, когда $m_0 = 1$. Тогда для подвижного объекта выигрыш составит

$$\eta_{R_{\Sigma}}^{\Pi} = m_0 \frac{\sqrt{1 + (Vt_{\Sigma} R_n)^2}}{\sqrt{1 + (m_0 - 1)^2 (fR_n)^2 + m_0^2 (Vt_{\Sigma} R_n)^2}}. \quad (2)$$

При оптимальном увеличении разрешающая способность микрофокусного аппарата равна

$$R_{\Sigma} = \sqrt{R_n^2 + \left(\frac{1}{f}\right)^2} = R_n \sqrt{m_{(opt)}}. \quad (3)$$

Из соотношения (3) можно определить диапазон увеличений, при которых для неподвижных объектов разрешающая способность аппарата будет равна (на краях диапазона) или превышать в остальном диапазоне разрешающую способность приемника.

$$m(R_{\Sigma} \geq R_{\Pi}) = \frac{(fR_{\Pi})^2 + 1}{(fR_{\Pi})^2 - 1}. \quad (4)$$

В таблице представлен этот диапазон для различных значений fR_{Π} .

fR_{Π}	6	4	2	1
m	1—1,06	1—1,13	1—5,00	1— ∞

Таким образом, при $fR_{\Pi} \leq 1$ для неподвижных объектов глубина резкости аппарата не ограничивается.

Микрофокусные аппараты с геометрическим увеличением могут работать в режиме линейного фазового контраста [2]. В этом случае на изображение в проходящих лучах накладывается изображение в лучах, отраженных границами раздела сред с разными показателями преломления.

Эти изображения интерферируют, что обуславливает эффект подчеркивания границ, благодаря чему в маммографии обнаруживаются более мелкие микрокальцинаты. Для получения фазового контраста необходимо соблюсти два условия. Чтобы произошла интерференция изображений, они должны быть пространственно когерентны. Кроме того, необходимо обеспечить увеличение, когда фазовый контраст максимален. При контактной съемке линейный фазовый контраст не возникает, а при чрезмерных увеличениях оконтуриваемые детали деградируют и теряют сходство с оригиналом.

Микрофокусные источники рентгеновских аппаратов имеют небольшие габариты, вес и потребляют существенно меньше электроэнергии.

Выводы

Методика рентгенографии с геометрическим увеличением до 10 раз имеет хорошие перспективы развития. Высокий информационный индекс и низкий радиационный фон, малые габариты, вес и потребляемая мощность обеспечивают возможность применения микрофокусной рентгенологии не только в рентгеновских отделениях, но и в незащищенных от радиации помещениях (палатах,

стоматологических кабинетах и др.), а также в нестационарных и полевых условиях.

Литература

1. Блинов Н. Н., Мазуров А. И. Разрешающая способность систем воспроизведения рентгеновских изображений // Медицинская техника.— 2000.— № 5.— С. 12—15.

2. *Shu-Ang Zhou, Anders Brahme*. Development of phase-contrast X-ray imaging techniques and potential medical applications // *Physica Medica*.— 2008.— V. 24.— P. 129—148.

// Диагностическая интервенционная радиология.— Т. 5.— 2011.— № 2. Материалы V Всероссийского Национального конгресса лучевых диагностов и терапевтов «Радиология-2011».— С. 255.

Глава III. РЕФЕРАТЫ ПАТЕНТОВ НА ИЗОБРЕТЕНИЯ И ПОЛЕЗНЫЕ МОДЕЛИ

**А. А. Борисов,
Ю. А. Вейн**

Полезная модель № 67339
Приоритет от 21.08.2006

ПАНЕЛЬ МАТРИЦ

Полезная модель относится к световолоконной и полупроводниковой технике, чувствительной к световым колебаниям, в частности к конструкциям панелей, собираемых из светочувствительных или светоизлучающих матриц небольшого размера.

Панели предназначены, например, для непосредственного преобразования излучения в цифровое видимое изображение — плоскостные детекторы излучения. Возможно создание также больших панелей, транспарантов, составленных из небольших светоизлучающих матриц.

Данная конструкция может найти применение в отраслях промышленности, где требуется получение цифрового видеоизображения без использования оптических систем, в частности в аппаратуре с оптическими принципами обработки информации, управляемых транспарантах, в рентгентехнике и т. п.

Задачей, решаемой предлагаемой конструкцией, является создание светочувствительных (излучающих) панелей больших размеров из светочувствительных (светоизлучающих) датчиков малых размеров, установленных таким образом, чтобы не происходило разрывов в изображении.

Отличительной особенностью устройства является то, что световолоконные планшайбы выполнены в виде прямоугольных призм, матрицы по отношению друг к другу установлены параллельно, ступенчато боковой стороной и под углом к противоположным торцам световолоконных планшайб.

ПОДЪЕМНО-НАКЛОНЯЕМЫЙ СТОЛ

Полезная модель относится к грузоподъемным устройствам с подъемно-наклоняемыми рабочими платформами, выполненным в виде площадок, столешниц, ложементов. В частности, устройство может быть использовано в качестве поворотного стола-штатива медицинского рентгеновского аппарата.

Техническим результатом данного устройства является создание стола с подъемно-наклоняемой рабочей частью — столешницей с помощью электрических приводов, позволяющего проводить исследования пациентов в различных положениях.

Устройство стола с подъемно-наклоняемой рабочей частью содержит опору и столешницу, шарнирно соединенные между собой штангой, механизмы подъема и наклона столешницы. При этом концы штанги установлены в центрах опорных секторов, закрепленных на опоре и столешнице. Механизмы подъема и наклона столешницы размещены на штанге и выполнены в виде приводов ее поворота относительно опоры и столешницы, взаимодействующих с последними посредством гибких тяг, уложенных на цилиндрических поверхностях опорных секторов, концы которых закреплены у основания секторов.

Приводы выполнены в виде мотор-редукторов, выходные валы которых снабжены зубчатыми элементами, взаимодействующими с гибкими тягами, выполненными в виде зубчатых лент, охватывающих зубчатые элементы и прижатых к последним прижимными роликами.

В. В. Козодой

Изобретение № 2351968
Приоритет от 30.07.2007

ШИРОКОУГОЛЬНЫЙ ОБЪЕКТИВ С БОЛЬШИМ ОТНОСИТЕЛЬНЫМ ОТВЕРСТИЕМ

Изобретение относится к широкоугольным объективам, которые могут быть использованы, например, с приборами с зарядовой связью (ПЗС) для получения визуальной информации о наблюдае-

мом через объектив объекте. В частности, данные объективы могут быть использованы в приемниках рентгеновского изображения.

По сравнению с известными аналогами преимуществами этого изобретения является увеличение углового поля зрения объектива, увеличение относительного отверстия, улучшение качества изображения.

Конструкция широкоугольного объектива с большим относительным отверстием включает в себя апертурную диафрагму и одиннадцать оптических компонентов, расположенных по ходу излучения от объекта к изображению.

Особенность этого объектива заключается в том, что восьмой компонент выполнен в виде двояковыпуклой линзы, девятый компонент — положительный по силе и выполнен склеенным из двух линз, первая из которых — отрицательный мениск, обращенный вогнутостью к изображению, вторая — положительная. Десятый компонент выполнен в виде отрицательного мениска, обращенного выпуклостью к изображению, а одиннадцатый компонент выполнен положительным по силе и склеенным из двух линз, первая из которых положительная двояковыпуклая, вторая — отрицательная двояковогнутая.

Объектив работает следующим образом. Световой поток от объекта последовательно проходит все компоненты до апертурной диафрагмы, которая вырезает из всего потока полезную часть, соответствующую относительному отверстию, проходит все компоненты после апертурной диафрагмы и образует изображение в плоскости изображений объектива, в которой устанавливается приемник оптического излучения, например ПЗС-матрица.

**В. В. Козодой,
Г. Л. Михайлова**

Изобретение № 2413262
Приоритет от 11.03.2010

ПРОЕКЦИОННЫЙ СВЕТОСИЛЬНЫЙ ОБЪЕКТИВ

Изобретение относится к оптическому приборостроению, конкретно к проекционным объективам с большим относительным отверстием, и может быть использовано, например, в оптических системах переноса изображения с рентгеновского экрана на ПЗС-матрицу.

Технический результат — повышение освещенности на краю поля изображения по отношению к центру, увеличение относительного отверстия, уменьшение величины дисторсии на краю поля зрения, увеличение модуля коэффициента линейного увеличения.

Технический результат достигается особенностью конструкции проекционного светосильного объектива, содержащего по ходу оптического излучения от предмета к изображению четырнадцать линз и апертурную диафрагму, расположенную между пятой и шестой линзами.

Объектив работает следующим образом: оптическое излучение от предмета последовательно проходит через линзы 1—5, апертурную диафрагму, диаметр которой определяет относительное отверстие объектива, линзы 6—14 и фокусируются в изображении. В качестве приемника изображения может быть применена ПЗС-матрица, фотопленка и т. п.

В. В. Козодой

Изобретение № 2426160
Приоритет от 26.04.2010

ПРОЕКЦИОННЫЙ ОБЪЕКТИВ

Изобретение относится к оптическому приборостроению, конкретно к проекционным объективам, и может быть использовано, например, в устройствах переноса изображения, формируемого на выходном окне рентгеновского электронно-оптического преобразователя (РЭОП) или другого электронно-оптического преобразователя (ЭОП), на ПЗС-матрицу.

Техническим результатом изобретения является обеспечение работы объектива с предметами, расположенными на конечном расстоянии, повышение освещенности на краю поля изображения по отношению к центру, обеспечение величины и знака дисторсии, достаточной для коррекции дисторсии РЭОПа, отсутствие линз из органического материала и с асферическими радиусами для обеспечения технологичности при единичном и мелкосерийном производстве.

Технический результат в проекционном объективе, содержащем расположенные последовательно, по ходу оптического излучения от предмета к изображению первую группу линз, апертурную диафрагму и вторую группу линз, достигается за счет того,

что первая группа выполнена из одной двояковыпуклой линзы, первая линза второй группы выполнена склеенной из двояковогнутой и двояковыпуклой, вторая линза второй группы выполнена в виде положительного мениска, третья линза второй группы выполнена склеенной из двояковыпуклой и двояковогнутой линз, причем между второй и третьей линзой второй группы дополнительно введены две положительные линзы, первая из которых — мениск, обращенный вогнутостью к предмету, а вторая — двояковыпуклая, причем все радиусы линз объектива выполнены сферическими, а материал линз — оптическое бесцветное стекло.

В. В. Козодой

Изобретение № 2433433
Приоритет от 26.04.2010

ПРОЕКЦИОННЫЙ ОБЪЕКТИВ

Изобретение относится к оптическому приборостроению, конкретно к проекционным объективам, и может быть использовано, например, в устройствах переноса изображения, формируемого на выходном окне рентгеновского электронно-оптического преобразователя (РЭОП) или другого электронно-оптического преобразователя (ЭОП) на ПЗС-матрицу.

В изобретении достигается комплексный технический результат: повышение относительного отверстия, улучшение освещенности на краю поля изображения по отношению к центру, в изображении, формируемом объективом, обеспечено наличие отрицательной дисторсии требуемой величины, улучшено качество изображения (увеличено минимальное значение модуляции для любой точки поля зрения на пространственной частоте), обеспечено условие работы объектива с предметом, расположенным на конечном расстоянии.

Технический результат в проекционном объективе, содержащем расположенные последовательно, по ходу оптического излучения от предмета к изображению вынесенный входной зрачок, первый отрицательный компонент, склеенный из двух линз и обращенный вогнутостью к предмету, второй положительный компонент, третий компонент, обращенный вогнутостью к изображению и склеенный из двояковыпуклой и двояковогнутой линз, достигается тем, что первый компонент склеен из отрицательного и поло-

жительного менисков, второй компонент выполнен в виде положительного мениска, обращенного вогнутостью к предмету, третий компонент выполнен отрицательным, а между вторым и третьим компонентом дополнительно введены две положительные линзы, первая из которых — двояковыпуклая, а вторая — мениск, обращенный вогнутостью к изображению.

В. В. Козодой

Изобретение № 2379721

Приоритет от 29.04.2008

ПРОЕКЦИОННЫЙ СВЕТОСИЛЬНЫЙ ОБЪЕКТИВ

Изобретение относится к оптическому приборостроению, конкретно к проекционным объективам с большим относительным отверстием, и может быть использовано, например, в оптических системах переноса изображения с рентгеновского экрана на ПЗС-матрицу.

Техническим результатом заявляемого изобретения является увеличение угла поля зрения, повышение относительного отверстия объектива при обеспечении высокого качества изображения.

Технический результат достигается особенностью конструкции проекционного светосильного объектива, содержащего апертурную диафрагму и двенадцать компонентов, расположенных последовательно на оптической оси.

Объектив работает следующим образом. Световой поток от экрана последовательно проходит все компоненты до апертурной диафрагмы, которая вырезает из всего потока полезную часть, соответствующую относительному отверстию, проходит все компоненты после апертурной диафрагмы и образует изображение в плоскости изображений объектива, в которой устанавливается приемник, например ПЗС-матрица.

**Ю. А. Вейп,
А. А. Борисов,
В. В. Козодой,
В. О. Ребони**

Изобретение № 2352086
Приоритет от 30.07.2007

ПРИЕМНИК РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Изобретение относится к рентгентехнике и предназначено для использования в медицинских рентгеновских аппаратах. Приемник рентгеновского излучения относится к классу приборов, в которых первичное рентгеновское изображение трансформируется люминесцентным экраном-преобразователем в видимое, регистрируемое далее фотоэлектрическим детектором изображений.

В этом классе существует несколько разновидностей приемников, которые отличаются друг от друга возможностями обработки сигнала, режимами, габаритами и т. п. Однако во всех приемниках этого класса существует проблема фильтрации рентгеновского излучения, проходящего сквозь экран-преобразователь и попадающего на фотоэлектрический детектор, вызывая его разрушение через некоторое время работы. Для предотвращения попадания рентгеновских лучей на фотоэлектрический детектор приемники снабжают системами защиты от рентгеновского излучения, в которых используются либо фильтры, поглощающие рентгеновские лучи, либо выведение фотоэлектрического детектора из зоны прохождения рентгеновского пучка за счет геометрического разделения видимых и рентгеновских лучей.

Технической задачей, решаемой изобретением, является создание приемника рентгеновских изображений с небольшими габаритами, в котором фотоэлектрический матричный детектор защищен от воздействия рентгеновских лучей, но при этом сохраняется возможность получения качественного изображения.

Данный приемник рентгеновских изображений содержит светонепроницаемый корпус, одна из стенок которого рентгенопрозрачна, а в корпусе последовательно установлены люминесцентный экран, объектив и фотоэлектрический матричный детектор. Техническая задача решается за счет того, что в данном приемнике рентгеновских изображений люминесцентный экран выбран из условия поглощения не менее 30 % рентгеновского излучения, а объектив содержит не менее десяти линз с коэффициентом преломления не менее 1,6.

**В. О. Ребони,
В. В. Юрени,
А. О. Щирий**

Изобретение № 2359614
Приоритет от 31.10.2007

СПОСОБ КАЛИБРОВКИ ЦИФРОВОГО РЕНТГЕНОВСКОГО АППАРАТА (ВАРИАНТЫ)

Группа изобретений относится к медицинской рентгенотехнике, а именно к устройствам для измерения и контроля технических характеристик цифровых рентгенодиагностических аппаратов: вычислительных томографов, а также цифровых рентгеновских аппаратов со штативами типа С-дуга и U-дуга.

Основной целью калибровки цифрового рентгеновского аппарата является получение в процессе рентгенодиагностического исследования высококачественных изображений исследуемого объекта (пациента). На качество диагностических изображений существенно влияет механическая нестабильность штатива рентгеновского вычислительного томографа, штативов типа С-дуга и U-дуга цифровых рентгеновских аппаратов. Так, изменения в траектории вращения штатива в цифровых рентгеновских аппаратах могут привести к сбою в предварительных калибровках детектора, таких как калибровка шейдинга и т. п. В аппаратах для вычислительной томографии, помимо сбоя предварительных калибровок детектора, даже небольшие изменения в траектории томографического сканирования могут привести к существенному ухудшению качества реконструируемого изображения. Механическая нестабильность штатива рентгеновского вычислительного томографа, штативов типа С-дуга и U-дуга цифровых рентгеновских аппаратов имеет регулярную и случайную составляющие.

Заявляемое изобретение предназначено для точной коррекции изображений, получаемых с помощью рентгеновских аппаратов, на основе учета регулярной составляющей механической нестабильности штатива цифрового рентгеновского аппарата.

Техническим результатом изобретения по первому и второму вариантам является повышение точности калибровки цифрового рентгеновского аппарата.

Технический результат достигается в изобретении благодаря тому, что формируют набор калибровочных данных регулярной составляющей механической нестабильности штатива с учетом калибровочных данных по масштабу, а также снижаются требования

к механической точности вращения штатива рентгеновского аппарата при осуществлении заявленных способов.

Во втором варианте точность определения калибровочных данных регулярной составляющей механической нестабильности рентгеновского аппарата повышается по сравнению с первым вариантом за счет использования в процессе калибровки, по крайней мере, двух шаров разного диаметра.

Применение калибровочных данных к рентгеновским изображениям снижает шум изображения, что в свою очередь повышает низкоконтрастное и высококонтрастное разрешение рентгеновского аппарата, вследствие чего, например, в медицинской рентгенодиагностике возможно определить злокачественные новообразования на более раннем этапе.

**Д. А. Баранник,
В. О. Ребони**

Изобретение № 2428929
Приоритет от 19.05.2008

СИСТЕМА АВТОМАТИЧЕСКОГО ТЕСТИРОВАНИЯ ЦИФРОВОГО ПРИЕМНИКА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Изобретение относится к рентгеновской технике, в том числе к медицинской, а именно к устройствам для контроля технических характеристик цифровых рентгеновских аппаратов, и может быть использовано для тестирования цифровых приемников рентгеновского излучения.

Цифровой приемник рентгеновского излучения представляет собой устройство, содержащее рентгеновский экран, преобразующий рентгеновское излучение в видимое, оптическую систему переноса изображения на фоточувствительную ПЗС-матрицу (блок фотодетекторов на основе приборов с зарядовой связью), выполняющую преобразование спроецированного на нее изображения в цифровой сигнал. Цифровой сигнал с фоточувствительной ПЗС-матрицы поступает в блок обработки изображений. Уже по полученному и соответствующим образом обработанному изображению выполняют диагностику исследуемого объекта, поэтому важнейшим параметром подобных систем является качество полученного рентгеновского изображения исследуемого объекта. Система автоматического тестирования настройки резкости изображения позволяет уменьшить риски неверной диагностики по полученно-

му рентгеновскому изображению, исключив использование приемника рентгеновского излучения, непригодного по параметру резкости изображения. Подобный выход из строя, к примеру, возможен при чрезмерных механических нагрузках на приемник рентгеновского излучения при неверном транспортировании или неверной эксплуатации.

Технический результат заключается в возможности тестирования настройки резкости изображения цифровых приемников рентгеновского излучения с разными типами экранов; в увеличении полезного входного сигнала и уменьшении погрешности.

Указанный технический результат в системе автоматического тестирования цифрового приемника рентгеновского излучения достигается тем, что тестовые структуры расположены вне излучающей поверхности рентгеновского экрана и снабжены управляемыми источниками первичного излучения, которые установлены таким образом, что каждая тестовая структура находится в прямом ходе лучей от названных источников.

Лучший результат достигается, когда в качестве названных источников использованы светоизлучающие элементы с максимумом спектральной характеристики, близким к спектральному максимуму пропускания оптической системы переноса изображения. Для решения этой задачи могут быть использованы также светодиоды с излучением в видимом диапазоне.

**С. В. Меркурьев,
В. О. Ребони**

Изобретение № 2343538
Приоритет от 31.10.2007

СПОСОБ КОРРЕКЦИИ ЦИФРОВЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Изобретение относится к области обработки цифровых рентгеновских изображений и может быть использовано преимущественно для обработки полутоновых рентгеновских изображений.

Современные методы подавления шума цифровых изображений, основанные на использовании быстрых дискретных вейвлет-преобразований, позволяют добиться высоких показателей качества как в смысле метрики сигнал/шум, так и в смысле визуального восприятия результирующих изображений. Основная идея таких алгоритмов шумоподавления заключается в следующем: вы-

числяется вейвлет-преобразование исходного зашумленного изображения, коэффициенты преобразования подвергаются пороговой обработке, и осуществляется обратное вейвлет-преобразование модифицированных коэффициентов для получения изображения с меньшим уровнем шума.

Помимо подавления шума, в рентгенодиагностике и других областях также может быть полезно выделение особенностей — повышение локального контраста внутри текстур или подчеркивание границ объектов. Задачи подавления шума и подъема контраста должны рассматриваться совместно, поскольку подъем контраста зашумленного изображения приведет к усилению шума.

Решение проблемы очистки изображения от шума, одновременно с увеличением контраста, дает с точки зрения диагностики более информативные снимки с подчеркнутыми деталями и более высокой метрикой сигнал/шум, без привнесения значительных артефактов в результирующее изображение. Одновременное шумоподавление и подъем контраста основывается на следующей идее: в результате применения адаптивных нелинейных операторов к коэффициентам вейвлет-преобразования на верхних уровнях анализа главным образом подавляются мелкомасштабные детали (шум и незначительные особенности), на средних уровнях и далее вниз по иерархии дерева — повышается контраст.

В настоящем изобретении достигнуто подавление шума и подъем контраста цифровых рентгеновских изображений в случае, когда шум распределен неравномерно по полю снимка.

Данная проблема возникает при решении различных физических задач в медицинской радиологии, астрономии в системах, где для формирования изображений используются объективы. В рентгенологии, при использовании плоского детектора и точечного источника излучения, вариация яркости по полю снимка обусловлена переменным расстоянием от рентгеновской трубки до различных областей детектора. В случае, когда снимки используются как измерительное средство, для повышения точности измерений производят выравнивание яркости, что приводит к статистически неравномерному распределению шумов по полю снимка. В настоящем изобретении задача подавления распределенного неравномерно шума решается в два этапа: гамма-коррекция рентгеновского снимка, приводящая приближенно к аддитивному, распределенному по нормальному закону шуму, и построение адаптивной оценки статистики шума по полю снимка.

СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ УРОВНЯ ЯРКОСТИ В ЗОНЕ ИНТЕРЕСА ЦИФРОВОГО МЕДИЦИНСКОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

Изобретение относится к способам обработки цифровых медицинских рентгеновских изображений, а именно к вычислению уровня яркости в зоне интереса цифрового медицинского рентгеновского изображения.

Медицинское рентгеновское изображение, помимо изображения проекций органов пациента, как правило, содержит изображения проекций частей прибора (коллиматора) и воздуха. Под зоной интереса обычно понимают такую часть изображения, в которой присутствует изображение только проекций органов пациента. Необходимость правильно определить уровень яркости возникает, например, в следующих случаях:

- 1) при визуализации цифрового изображения на экране монитора;
- 2) для контроля экспозиции при съемке серии изображений.

Технический результат заявляемого способа заключается в вычислении уровня яркости в зоне интереса медицинского рентгеновского изображения. При этом способ является устойчивым при вычислениях на серии последовательных изображений. Дополнительным техническим результатом заявляемого способа является простота аппаратной реализации и высокая скорость исполнения алгоритма.

Технический результат в способе определения уровня яркости в зоне интереса цифрового медицинского рентгеновского изображения, включающем получение изображения, вычисление гистограммы изображения, преобразование значений гистограммы во входные аргументы нейронной сети и вычисление уровня яркости с использованием искусственной нейронной сети, достигается тем, что значения гистограммы вычисляют с заданным интервалом группировки, нормируют к единице и используют в качестве входных аргументов нейронной сети, уровень яркости вычисляют как линейную функцию от выходного значения нейронной сети, а обучение нейронной сети проводят с использованием обучающего множества, вычисленного по заданной базе изображений, в качестве множества целевых значений используют уровни яркости, вычисленные для каждого изображения по зоне интереса и масштаби-

рованные к области значений функции активации нейрона выходного слоя нейронной сети.

Особенность заявляемого способа заключается в следующем.

1) В качестве входных аргументов нейронной сети используют нормированные к единице значения гистограммы изображения, вычисленной с заданным интервалом группировки.

2) Уровень яркости вычисляют как линейную функцию от выходного значения нейронной сети.

3) Обучение нейронной сети проводят с использованием обучающего множества, вычисленного по заданной базе изображений, в качестве множества целевых значений используют уровни яркости, вычисленные для каждого изображения по зоне интереса и масштабированные к области значений функции активации нейрона выходного слоя нейронной сети.

**В. О. Ребони,
А. И. Мазуров,
Я. С. Лейферкус**

Изобретение № 2434288
Приоритет от 08.06.2010

СПОСОБ КОРРЕКЦИИ ЦИФРОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Изобретение относится к области обработки цифровых изображений и может быть использовано для решения задач обработки цифровых изображений, полученных с помощью высокоэнергетического излучения, в том числе рентгеновского.

В облучаемом объекте возникает рассеянное излучение, которое имеет сильное влияние на обнаруживаемость деталей в полученных изображениях. Рассеяние приводит к уменьшению контраста, денситометрической неточности и потере четкости изображения. Обычные методы обращения с эффектами рассеяния направлены на уменьшение интенсивности рассеянного излучения, достигающего приемника изображений. Такие методы могут применяться, во многих случаях, только путем трехкратного и более увеличения дозы, а также шума получаемого изображения.

Техническим результатом изобретения является возможность коррекции амплитудной и частотной характеристик изображения, шумоподавление, возможность удаления влияния рассеянного излучения и коррекции динамического диапазона изображения в соответствии с динамическим диапазоном предполагаемого устройства вывода.

Указанный технический результат в способе коррекции цифрового изображения, полученного с помощью электромагнитного излучения, в том числе рентгеновского, преобразованного в электрический сигнал и направленного на формирователь цифрового изображения, достигается тем, что:

- определяют динамический диапазон изображения,
- осуществляют коррекцию амплитудной характеристики,
- определяют отношение сигнала к шуму,
- осуществляют шумоподавление в детализирующих изображениях,
- корректируют детализирующие изображения в соответствии с определенным коэффициентом коррекции и яркостью аппроксимирующих изображений,
- выполняют коррекцию краевых артефактов детализирующих изображений,
- выполняют масштабирование динамического диапазона выходного изображения в соответствии с динамическим диапазоном исходного цифрового изображения и передачу его на устройство вывода.

Таким образом, предложенный способ коррекции цифровых изображений согласует динамический диапазон рентгеновского изображения с динамическим диапазоном воспроизводящего устройства, подавляет шумы, осуществляет коррекцию верхних пространственных частот и частично удаляет из визуализированного изображения, сформированное в рассеянном излучении изображение, то есть выполняет функции «виртуального растра».

Глава IV. АННОТАЦИИ ДИССЕРТАЦИЙ

А. И. Мазуров
(к. т. н.)

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ШУМОВ НА ВОСПРОИЗВЕДЕНИЕ ПОЛУТОНОВ РЕНТГЕНОТЕЛЕВИЗИОННЫМИ СИСТЕМАМИ

*Ленинград,
Ленинградский электротехнический институт
им. В. И. Ульянова (Ленина),
1972*

Основные результаты работы:

1. На основе статистической модели зрительного анализатора получены аналитические соотношения, определяющие восприятие пороговых контрастов в шумах при больших яркостях фона:

$$\overline{\Delta M} = \overline{M} - M_{\phi} = \Delta M_{\Pi} + 2C\sqrt{D(M) + D(M_{\phi})},$$

$$K = \frac{\overline{\Delta M}}{\overline{M}_{\phi}} = K_{\Gamma} + \frac{2C\sqrt{D(M) + D(M_{\phi})}}{\overline{M}_{\phi}}.$$

где $\overline{\Delta M}$ — разность сигналов обнаруживаемой детали M и фона M_{ϕ} , выраженная числом фотонов с элементов изображения яркостью B и B_{ϕ} , ΔM_{Π} — порог срабатывания логического устройства зрительной системы, C — константа, определяющая вероятность различения уровней яркости, $D(M)$ и $D(M_{\phi})$ — дисперсии сигналов M и M_{ϕ} соответственно, K — пороговый контраст, K_{Γ} — пороговый контраст в отсутствии видимых шумов.

2. Разработана методика расчета количества различимых градаций яркости изображения, основанная на вычислениях разностей энтропий сигналов между соседними градациями:

$$m = \frac{H_{\max} - H_{\min}}{\Delta H_i},$$

где $H_{\text{макс}}$, $H_{\text{мин}}$ — энтропии сигналов, соответствующие максимальной и минимальной яркости изображения соответственно, ΔH_i — разность энтропий между i -й и $(i-1)$ -й градациями.

3. Для расчетов коэффициента шума, контрастной чувствительности и градационной разрешающей способности рентгенотелевизионных систем (РТС) предложены соотношения для вычисления среднего значения и дисперсии сигнала на выходе многозвенной системы, которая включает как линейные, так и нелинейные звенья. В соотношениях учтено влияние сторонних шумов и фоновых засветок.

4. На основе полученных соотношений проведен сравнительный анализ коэффициентов шума, контрастной чувствительности и градационной разрешающей способности различных типов РТС для рентгеноскопии. Проведено сравнение этих характеристик с аналогичными характеристиками системы «экран—зрительный анализатор».

5. Результаты проведенного анализа использованы при разработке РТС с рентгеновскими электронно-оптическими преобразователями (РЭОП) импортного и отечественного производства.

А. Ю. Осецкий
(к. т. н.)

РАЗРАБОТКА АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ КОНТРОЛЯ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ОБОРУДОВАНИЯ (НА ПРИМЕРЕ ОБОРУДОВАНИЯ СМОЛЕНСКОЙ АЭС)

*Обнинск,
Институт атомной энергетики — Национальный
исследовательский ядерный университет «МИФИ»,
1998*

Работа посвящена актуальной теме развития атомной энергетики в России. Сооружение новых АЭС в стране сопряжено со значительными затратами. С другой стороны, проведенный анализ состояния оборудования, находящегося в эксплуатации, показал возможность продления назначенных сроков службы на 10 лет и более за счет проведения специального комплекса работ для каждого энергоблока. Прежде всего, такие решения должны базироваться на сборе реальных данных эксплуатации, их обработке

на основе современных научных подходов, анализе результатов с учетом установленных уровней безопасности (10^{-9} реактор/год), что практически сравнимо только с требованиями в ракетостроении.

В работе предложен вариант проектирования и внедрения автоматизированной системы контроля работоспособности для отдельного цеха или лаборатории и развития системы по вертикали с целью объединения энергоблоков, станций и интеграции ее в государственную систему ВНИИАЭС. Общая идея базируется на циклической во времени схеме контроля, оценки, прогнозирования и управления ресурсом систем на этапе эксплуатации. На стадии «контроль» ведется учет данных о наработках, отказах, дефектах и повреждениях, результатах проведения технического обслуживания и ремонта. Главной составляющей является компьютерная система, используемая в цехах АЭС для сбора информации. На стадии «оценка» производится математическая оценка параметров работоспособности оборудования на основе банка данных. На стадии «прогнозирование» вычисляется остаточный ресурс оборудования с помощью существующих методик. На стадии «управление» принимаются решения о ремонте, замене, модернизации или продлении ресурса конструкций.

Во второй части диссертации внимание уделено разработке математического метода прогнозирования остаточного ресурса применительно к тепломеханическому оборудованию, испытывающему наиболее значительные нагрузки среди прочих конструкций атомных станций. Для рассматриваемых объектов выбрана физико-статистическая модель надежности типа «нагрузка — несущая способность» с использованием дифференциального уравнения Фоккера—Планка—Колмогорова. Однако, в отличие от классической детерминированной модели износа материала, применен принципиально новый для данной области метод трехмерных адаптивных оценок на основе теории Ченцова, сформулированной в 1960-х годах. При этом в качестве ортонормированных систем в рядах Фурье были использованы экспоненциально убывающие полиномы Чебышева—Лаггера. Создано программное обеспечение, реализующее математические расчеты и выдающее результат в виде номограммы или квадриграммы. Эти графоаналитические методы позволяют персоналу АЭС проводить инженерную оценку технического состояния объектов без предварительной подготовки и больших затрат на анализ.

Диссертация имеет, в том числе, и практическую направленность. Предложенные принципы по автоматизации системы контроля работоспособности нашли применение на Смоленской АЭС

с реакторами РБМК. В частности, был разработан компьютерный журнал для сбора данных трехмерной ультразвуковой толщинометрии трубопроводов и сосудов высокого давления, подверженных эрозионно-коррозионному износу. На его основе была собрана многолетняя статистика (за 15 лет), использованная затем для расчета остаточного ресурса оборудования. Показана возможность использования метода для других сложных и опасных производств, например химической промышленности, тепловых электростанций, нефте- и газопроводов. Работа прошла также апробацию на Калининской АЭС и Сургутской ГРЭС. Способ определения остаточного ресурса тепломеханического оборудования ядерных энергетических установок, запатентованный в 1996 году, был признан более точным методом по сравнению с имеющимся международным, разработанным компанией «Siemens AG».

А. В. Дроздов
(к. т. н.)

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМОВ И УСТРОЙСТВ ПЕРЕДАЧИ СИГНАЛОВ ТЕЛЕМЕХАНИКИ РАСПРЕДЕЛИТЕЛЬНЫХ ЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ СЕТЕЙ

*Санкт-Петербург,
Санкт-Петербургский государственный университет
телекоммуникаций им. проф. М. А. Бонч-Бруевича,
1998*

Цель работы — разработка помехоустойчивых алгоритмов выделения дискретных фазоманипулированных сообщений. Проведенные исследования позволяют утверждать следующее:

1. Сосредоточенные помехи в линиях энергопередачи распределительных сетей имеют распределение амплитуд по закону Накагамы с параметрами, стационарными на интервалах времени до единиц минут, и описываются при помощи модели *стохастических дифференциальных уравнений* (СДУ) второго порядка.

2. Импульсные помехи в линиях электропередачи (ЛЭП) имеют пуассоновое распределение частоты и логарифмически-нормальное распределение амплитуд импульсов с постоянными на промежутках времени до единиц минут параметрами и адекватно, в смысле критерия Кульбака, описываются моделью СДУ первого порядка.

3. Процесс изменения фазы опорных кварцевых генераторов на интервалах от долей секунды до единиц минут может быть описан моделью полиномиального тренда порядка не выше второго и процесса авторегрессии порядка не выше второго. Использование этой модели для компенсации ухода шкал времени на основе кварцевых опорных генераторов позволяет повысить точность синхронизации без увеличения количества синхроинойформации, передаваемой по каналам связи.

4. Синтезирован оптимальный в смысле минимума среднеквадратической ошибки алгоритм фазоманипулированного сообщения. Полученные численными методами характеристики алгоритма определяют его предельные возможности.

5. Разработанный квазиоптимальный алгоритм приема, ориентированный на реализацию на существующей элементной базе, близок по характеристикам к оптимальному и позволяет повысить устойчивость к воздействию негауссовых помех и снизить требования к стабильности опорных генераторов по сравнению с известными.

6. Разработанный базовый комплект унифицированных модулей позволяет реализовать предложенные алгоритмы, создавать устройства и системы телемеханики различного назначения, оптимизировать оборудование по соотношению полученный результат/затраты и, при необходимости, встраиваться в существующие информационные сети без изменения их протоколов работы.

7. Внедренные в опытную эксплуатацию системы телемеханики обеспечивают передачу информации в условиях преобладающих помех, уменьшают расходы на эксплуатацию энергетических объектов и увеличивают надежность энергоснабжения и управления.

Е. Ю. Шиманский
(к. т. н.)

**РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДОВ
И УСТРОЙСТВ СОКРАЩЕНИЯ ВРЕМЕННОЙ
ИЗБЫТОЧНОСТИ ЦИФРОВЫХ ВИДЕОПОТОКОВ**

*Санкт-Петербург,
Санкт-Петербургский научно-исследовательский
институт телевидения,
2004*

В работе получены следующие результаты:

1. Разработан метод комплексного решения задачи компенсации движения в формате MPEG-2. В основе метода лежит обнаружение смены сюжета и учет соотношения скоростей кода в канале в соседних кадрах. Применение данного метода позволило при резкой смене кадра на тестовых сюжетах повысить отношение сигнал/шум на 2 дБ и в то же время снизить скорость кода в канале примерно в три раза по сравнению с методом полного перебора.

2. Установлено пороговое значение для интеграла модуля межкадровой разности в блоке, равное 4000, которое используется для обнаружения смены сюжета и позволяет уменьшать переходные искажения, связанные с резкой сменой сюжета, до одного кадра.

3. Установлено, что скорость кода в канале для блока межкадровой разности при разработанном методе кодирования будет достигать минимума в большинстве случаев в силу коэффициента корреляции, равного 0,8 при ограничении интеграла модуля межкадровой разности порогом 4000.

4. Разработан и аналитически обоснован метод оценки скорости кода в канале по количеству ненулевых спектральных коэффициентов, позволивший на порядок сократить вычислительные затраты.

5. Разработан метод оценки эффективности работы кодера, использующего компенсацию движения, основанный на минимизации скорости кода в канале при ограничении на отношении сигнал/шум.

С. В. Меркурьев
(к. ф.-м. н.)

РАЗРАБОТКА ЧИСЛЕННО-АНАЛИТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ ОПТИМИЗАЦИИ ДИНАМИКИ ПУЧКОВ ТРАЕКТОРИЙ

*Санкт-Петербург,
Санкт-Петербургский государственный университет,
2006*

Диссертация посвящена разработке численно-аналитических методов оптимизации динамики ансамблей (пучков) траекторий управляемых систем различного назначения. В работе получает дальнейшее развитие новый подход, при котором проблема оптимизации программных и стабилизации возмущенных движений рассматривается совместно. Задачи совместной оптимизации программного и ансамбля возмущенных движений находят естественное применение в исследованиях динамики пучков заряженных частиц в ускоряющих и фокусирующих структурах. Математические модели совместной оптимизации можно трактовать более широко, как задачи управления некоторым объектом при неполной информации о начальных данных. Представленный в диссертации подход можно рассматривать как развитие методов оптимизации ансамблей траекторий динамических систем.

Главная особенность работы состоит в том, что исследуемые функционалы (критерии качества процесса управления), их приращения и вариации выписываются через решения специальных линейных уравнений с частными производными первого порядка. На основе использования данных уравнений получены новые представления исследуемых функционалов, их приращений и вариаций. Сформулированы и доказаны необходимые, а также достаточные условия оптимальности в рассматриваемой задаче. Исследованы характерные зависимости управлений от параметров и выписаны градиенты функционалов по этим параметрам на основе полученных вариаций функционалов. Помимо этого, при некоторых упрощающих предположениях, задача управления множеством сведена к задаче управления его границей.

Д. В. Осипов
(к. т. н.)

ИМПУЛЬСНЫЕ УСИЛИТЕЛЬНО-ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЬНЫЕ УСТРОЙСТВА В СИСТЕМАХ УПРАВЛЕНИЯ (АНАЛИЗ ОСОБЫХ РЕЖИМОВ РАБОТЫ И СИНТЕЗ)

*Санкт-Петербург,
Санкт-Петербургский государственный университет
информационных технологий, механики и оптики,
2006*

Реферируемая работа содержит решение важной научной задачи повышения эффективности методов синтеза элементов систем управления, в частности системы автоматического регулирования (САР) тока с широтно-импульсными преобразователями (ШИП), с целью улучшения их технических характеристик, имеющей существенное значение для практики и теории проектирования систем управления в целом. В работу также включен ряд рекомендаций по применению следующих основных результатов решения данной задачи:

— унифицированный алгоритм анализа устойчивости САР с одномодульными усилительно-преобразовательными устройствами (УПУ) и любой глубиной широтно-импульсной модуляции, позволяющий учесть возможность возникновения как субгармонических автоколебаний, так и скользящего режима работы САР;

— программный комплекс, позволяющий на основе минимального набора исходных данных строить границы области устойчивости САР в трехмерном пространстве ее параметров;

— подход к анализу устойчивости многомодульных САР с многофазным принципом синхронизации модулей, основанный на моделях в виде нелинейных точечных отображений;

— методики параметрического синтеза одномодульных УПУ в адаптивных САР, исходящие из условий обеспечения как заданных характеристик САР, так и их устойчивости.

В процессе разработки указанных методик синтеза и алгоритмов анализа получены следующие частные результаты, подчеркивающие новизну основных результатов:

— новая методика расчета координат однократных неподвижных точек отображений САР с одномодульным УПУ в условиях наличия интегрирующего канала в составе их систем управления

и в условиях произвольной глубины широтно-импульсной модуляции ($0 \leq M \leq 1$);

— новый подход к анализу устойчивости и новый критерий устойчивости САР с ШИМ2 и одномодульным УПУ с индуктивным или индуктивно-емкостным сглаживающим фильтром к скользящему режиму работы, основанные на методе точечных отображений.

Основные результаты работы и рекомендации по их использованию нашли практическое применение в учебном процессе на кафедре электротехники СПбГУ ИТМО, а также в лабораториях систем управления и рентгеновских питающих устройств ЗАО НИПК «Электрон» (г. Санкт-Петербург), что подтверждено актом их внедрения в новые проекты, а также проекты по модернизации серийного оборудования, производимого ЗАО НИПК «Электрон».

М. Б. Элинсон
(к. т. н.)

РАЗРАБОТКА ЦИФРОВЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ С ПРИЕМНИКАМИ НА ПЗС-МАТРИЦАХ И ОПТИМИЗАЦИЯ ИХ ПАРАМЕТРОВ

*Москва,
Всероссийский научно-исследовательский
и испытательный институт медицинской техники,
2006*

Основные научные результаты диссертации состоят в следующем:

1. В результате сравнительного анализа пленочной и цифровой рентгенографии показано, что сочетание в пленке процессов детектирования, обработки, визуализации и хранения не позволяет их оптимизировать независимо друг от друга. В результате квантовая эффективность пленки с усиливающими экранами принципиально ограничивается на уровне, близком к 0,2, а динамический диапазон не превышает 50. В цифровых приемниках такие ограничения отсутствуют. В них достигнутая квантовая эффективность составляет 0,65, а динамический диапазон — более 400, поэтому цифровые аппараты превосходят пленочные как по чувствительности, так и по качеству изображения.

2. Получено соотношение, позволяющее оценивать дозу D на пациенте (поверхностная доза), необходимую для обнаружения неоднородности площадью с контрастом по толщине объекта $\frac{\Delta z}{z^2}$:

$$D = \frac{2\psi_n^2(1 + \delta\Sigma)}{A\Delta x\Delta y\Delta z^2 a_{\text{эф}}^2 \Sigma T_p} e^{a_{\text{эф}} z},$$

где ψ_n — пороговое отношение сигнал/шум, δ — отношение вторичного излучения к первичному, Σ — избирательность раstra, A — постоянный коэффициент, зависящий от спектра излучения, $a_{\text{эф}}$ — эффективный коэффициент ослабления, η — квантовая эффективность детектора, T_p — прозрачность раstra для излучения, формирующего изображение.

Из соотношения следует, что потенциально дозу можно снизить по отношению к дозе на современных аппаратах не менее чем в 10 раз. Основной резерв заключается в подавлении рассеянного излучения, оптимизации жесткости рентгеновских лучей, увеличении квантовой эффективности и сокращении избыточности качества изображения. В рентгеноскопии с целью снижения лучевой нагрузки рекомендовано отказаться от непрерывного режима просвечивания, а использовать импульсный режим работы рентгеновской трубки с частотой импульсов от 1 до 30 Гц в зависимости от подвижности исследуемых органов.

3. Оптимизированы требования к разрешающей способности флюорографов ($2,5 \text{ мм}^{-1}$) и цифровых рентгенографических аппаратов ($3,7 \text{ мм}^{-1}$). Показано, что динамический диапазон в 200 раз достаточен для замены рентгенографических комплектов «экран—пленка» во всем диапазоне применяемых чувствительностей и практически исключает брак при ошибках в выборе режима съемки.

4. Рекомендовано методы цифровой обработки рентгеновских изображений делить на три класса: коррекция аппаратных искажений (предобработка), препарирование (фильтрация) изображения и согласование параметров изображения на мониторе со свойствами зрения.

5. Результаты проведенных исследований использованы при разработке цифровых аппаратов НИПК «Электрон».

КВАНТОВАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ И КАЧЕСТВО ИЗОБРАЖЕНИЯ В РЕНТГЕНТЕЛЕВИЗИОННЫХ СИСТЕМАХ

*Санкт-Петербург,
Санкт-Петербургский государственный университет
«ЛЭТИ»,
2007*

Проведены исследования квантовой эффективности и качества изображения рентгентелевизионных систем (РТС) и получены следующие результаты:

1. Показано, что рациональный выбор свинцового растра для ослабления рассеянного излучения, флюоресцирующего экрана, объектива и ПЗС-матрицы обеспечивает в режиме рентгенографии квантовую эффективность РТС со структурой «экран—объектив—ПЗС» выше квантовой эффективности пленочной рентгенографии, что позволяет их использовать для перевода рентгенологических отделений на цифровые технологии.

2. Сравнительный анализ одноматричного приемника с многоматричным (с той же матрицей) показал, что разработка многоматричного приемника нецелесообразна, так как появляется много артефактов, которые необходимо компенсировать (необходимость сшивки, обеспечение идентичности параметров всех частей сшитого изображения). Выигрыш в сборе светового потока компенсируется проигрышем в освещенности матриц, что увеличивает влияние теневого тока матрицы на квантовую эффективность.

3. Установлено влияние рассеянного излучения на квантовую эффективность и показано, что свинцовый растр увеличивает квантовую эффективность в η_p раз:

$$\eta_p = T_p \frac{1 + \delta}{1 + \frac{\delta}{\Sigma}},$$

где T_p — коэффициент пропускания растром полезного излучения, δ — отношение рассеянного излучения к полезному на входе приемника, Σ — избирательность растра.

4. Экспериментальные исследования на цифровом приемнике DIRA 5, построенном по схеме «экран—объектив—ПЗС», подтвер-

дили возможность использования равномерно засвеченного рентгеновскими лучами рабочего поля приемника в качестве испытательной таблицы для ряда параметров приемника.

5. Результаты диссертационной работы использовались при создании цифрового аппарата АРЦ-01-«ОКО» и DIRA.

А. С. Афанасенко
(к. т. н.)

ОТОБРАЖЕНИЕ И ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ПРОТЯЖЕННЫХ ОБЪЕКТОВ ПРИ ТЕЛЕВИЗИОННОМ НАБЛЮДЕНИИ

*Санкт-Петербург,
Санкт-Петербургский государственный университет
аэрокосмического приборостроения,
2009*

Основные результаты работы:

1. Проведен анализ работы существующих алгоритмов обработки изображений в интеллектуальных телевизионных системах. При наблюдении за протяженными объектами основными аспектами обработки изображений, которые неудовлетворительно решаются существующими методами, являются выделение и определение границ объекта при сложных условиях наблюдения, а также целостное отображение объекта, превосходящего по размерам поле зрения телевизионной системы.

2. Предложен и исследован алгоритм моделирования фона, учитывающий пространственные и временные корреляционные связи между отсчетами телевизионного сигнала. Для компактного описания фона предложено использовать рекуррентный вариант метода главных компонент, обеспечивающий ряд преимуществ по сравнению с другими линейными преобразованиями изображений. Показано, что такой подход обеспечивает качественное преимущество по сравнению с рядом существующих алгоритмов в случае определения границ протяженных объектов на сложном нестационарном фоне.

3. Разработан алгоритм построения панорамной проекции протяженного объекта, позволяющий расширить поле зрения телевизионной системы, скорректировать геометрические искажения, вносимые широкоугольной оптикой (остаточный коэффициент не-

линейных искажений по горизонтали менее 1 %), а также восстановить прогрессивную структуру раstra при съемке чересстрочной камерой. Панорамирование происходит за счет движения объекта относительно неподвижной камеры.

4. Предложен и исследован алгоритм оценки скорости протяженного объекта, основанный на кластерном анализе межкадровых смещений с использованием модели гауссовой смеси. Кластерный анализ обеспечивает устойчивость к одиночным и пакетным аномальным ошибкам. Сходимость алгоритма оценки в ряде случаев сохраняется при наличии более 50 % аномальных ошибок в выборке. В отличие от алгоритма нелинейной фильтрации, также устойчивого к аномальной погрешности, кластерный алгоритм оценки скорости сохраняет сходимость при значительных по модулю ускорениях объекта, что подтверждено экспериментально.

5. Проведена серия экспериментов с использованием машинного моделирования и натуральных испытаний, в ходе которых подтверждена эффективность предложенных алгоритмов при определении параметров и панорамном отображении протяженных объектов. Результаты работы использованы в инновационной системе дистанционного осмотра железнодорожных составов.

Ю. А. Шевчук
(к. м. н.)

СОСТОЯНИЕ ВНУТРИГРУДНЫХ ЛИМФАТИЧЕСКИХ УЗЛОВ В НОРМЕ ПО ДАННЫМ МУЛЬТИСПИРАЛЬНОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

*Барнаул,
Алтайский государственный медицинский университет,
2011*

Исследованы лимфатические узлы в норме с помощью методов визуализации на мультиспиральных компьютерных томографах. Получены следующие результаты:

1. Использование разработанного алгоритма идентификации внутригрудных лимфатических узлов (ВЛУ) при мультиспиральной компьютерной томографии органов грудной полости позволяет идентифицировать лимфатические узлы 7, 4R, 4L, 10R, 5, 6, 2R, 2L, 10L сайтов.

2. Минимальные размеры ВЛУ отмечены в возрастных группах до 10 лет и от 11 до 20 лет. Имеется прямая корреляционная связь зависимости размеров ВЛУ от возраста пациентов.

3. Денситометрические показатели водного репера, просканированного отдельно от пациента на мультиспиральных компьютерных томографах, отражают как калибровку аппаратов по воде, так и технические особенности сканеров. Разработанная формула позволяет учитывать погрешности сканеров.

4. Денситометрические показатели крови в левой общей сонной артерии и нисходящем отделе грудной аорты отражают динамический компонент изменений плотности, вызванный кардиоциклом и пульсацией крупных сосудов. Практически полное совпадение по амплитуде и фазе денситометрических показателей крови в левой общей сонной артерии и нисходящем отделе грудной аорты отмечается при совпадении кардиоциклов при повторных исследованиях через 24 часа и через большие интервалы времени (от 2 мес до 12 мес).

5. Разработанная методика определения плотности ВЛУ с учетом денситометрии крови в левой общей сонной артерии и нисходящем отделе грудной аорты позволяет точнее — в сравнении с традиционной методикой — оценить плотность лимфатических узлов. Имеется прямая корреляционная связь между плотностью ВЛУ и возрастом пациентов в сайтах 10L, 7, 4R, 4L, 10R, 5, 6, 2R. Изменение плотности ВЛУ протекает индивидуально в зависимости от сайта и возраста пациентов.

Ю. А. Вейп
(к. т. н.)

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ЦИФРОВЫХ ДЕТЕКТОРОВ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

*Санкт-Петербург,
Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет «ЛЭТИ»,
2011*

Основные результаты работы:

1. Сравнительный анализ технологий построения цифровых приемников рентгеновских изображений показал, что наиболее

перспективными по чувствительности, технико-экономическим параметрам и потребительским свойствам являются плоские панели непрямого преобразования и приемники «экран—объектив—фото-преобразователь».

2. Анализ преобразования шумов и сигнала изображения в приемниках непрямого преобразования позволил разделить вклад шумов рентгеновского излучения, флуктуаций коэффициентов преобразования сигнала звеньев системы и аддитивных шумов фото-преобразователя. В результате проведенного анализа показано, что для «плоскопанельных» детекторов основными факторами, определяющими квантовую эффективность регистрации, являются коэффициент поглощения сцинтилляционного экрана и аддитивные шумы фотоприемника. Основное влияние на значение квантовой эффективности в детекторах «экран—объектив—ПЗС-матрица» оказывает коэффициент сбора светового потока относительно отверстием объектива и масштабом переноса изображения.

3. Исследования разработанных и серийно выпускаемых цифровых приемников «экран—объектив—ПЗС-матрица» показали, что их квантовая эффективность в диапазоне доз 200—500 мкР/кадр выше пленочных детекторов в 1,5—2,0 раза. Таким образом, в совокупности с другими потребительскими преимуществами такие детекторы могут быть использованы для цифровой рентгенографии. В диапазоне доз, использованных в интервенционной рентгенологии (1—10 мкР/кадр), значение квантовой эффективности таких детекторов не превышает 0,3. Следовательно, они не могут конкурировать с детекторами на РЭОПах и плоских панелях.

4. Технология TFT (тонко-пленочные транзисторы) плоскопанельных детекторов позволяет создавать радиационно стойкие детекторы больших размеров для общей рентгенографии. Однако большое время считывания зарядов ограничивает их применение в интервенционной рентгенологии, а проблема уменьшения размера пиксела затрудняет применение их в маммографии. Технология КМОП позволяет создать высокочувствительный плоскопанельный детектор с пикселом небольших размеров (30—50 мкм), что важно для маммографии, и высоким быстродействием, обеспечивающим формирование 30 и более кадров в секунду.

5. На основе расчетов сформулировано основное требование к радиационной стойкости КМОП сенсора, используемого в детекторе для медицинских применений: при достижении интегральной дозы ионизирующего излучения 50 Гр увеличение темнового тока фотодиода пикселя должно быть не более шести-восьми раз. Уменьшить влияние ионизирующего излучения на КМОП сенсор в рамках стандартного технологического процесса 0,35 микрон

возможно за счёт топологических решений, приводящих к уменьшению коэффициента заполнения пикселя.

6. Разработанный с использованием радиационно стойкого пикселя на 8-дюймовой подложке сенсор, позволил создать детектор рентгеновского изображения, состоящий из четырёх состыкованных сенсоров для маммографии и интервенционной рентгенологии.

7. Результаты проведенных исследований использованы при разработке, изготовлении и испытаниях цифровых усилителей рентгеновского изображения, цифровых рентгенографических приемников, а также универсальных плоскопанельных приемников и универсальных приемников съемки изображений с рентгеновского экрана. Серийный выпуск НИПК «Электрон» цифровой рентгеновской аппаратуры на приемниках изображения, в которых внедрены результаты диссертации, позволил повысить эффективность регистрации рентгеновского изображения и улучшить качество медицинской диагностики.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

1. **Афанасенко Арсений Сергеевич**, кандидат технических наук, доцент Санкт-Петербургского государственного университета аэрокосмического приборостроения; старший инженер-программист ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com, E-mail: afanasenko@electronxray.com.

2. **Баранник Дмитрий Анатольевич**, ведущий инженер-электронщик ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

3. **Борисов Алексей Анатольевич**, начальник группы цифровой обработки ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

4. **Вейп Юрий Арнольдович**, кандидат технических наук, технический директор ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

5. **Камышанская Ирина Григорьевна**, Мариинская больница Санкт-Петербурга, доцент, зав. рентгеновским отделением. Адрес места работы: Санкт-Петербург, Литейный пр., д. 56. Раб. тел: (812) 275-72-43. E-mail: irinaka@mail.ru, e-mail: admin@mariin.ru.

6. **Козлов Сергей Аркадьевич**, декан факультета фотоники и оптоинформатики НИУ ИТМО. Адрес места работы: 197101, Санкт-Петербург, пр. Кронверкский, д. 49. E-mail: kozlov@mail.ifmo.ru.

7. **Козловский Эдуард Болеславович**, кандидат технических наук, заведующий лабораторией ФГУ ВНИИИМТ Росздравнадзор.

8. **Козодой Валерий Васильевич**, руководитель группы разработки оптики ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

9. **Косарев Руслан Николаевич**, инженер программист-алгоритмист ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

10. **Лейферкус Ян Сергеевич**, кандидат технических наук, руководитель группы поисковых НИР ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

11. **Мазуров Анатолий Иванович**, кандидат технических наук, главный специалист ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места ра-

боты: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

12. Меркурьев Сергей Васильевич, кандидат физико-математических наук, ведущий научный сотрудник ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

13. Михайлова Галина Леонидовна, руководитель группы по управлению интеллектуальной собственностью ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

14. Мохнатова (Столповская) Ольга Александровна, инженер программист-алгоритмист ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: Stolpovskaya@electronxray.com.

15. Овсянников Дмитрий Александрович, доктор физико-математических наук, директор НИИ ВМ и ПУ им В. И. Зубова, зав. кафедрой теории систем управления электрофизической аппаратурой. Адрес места работы: 198504, Санкт-Петербург, Университетский пр., факультет ПМ-ПУ. Раб. тел: (812) 428-47-29. E-mail: dovs45@mail.ru.

16. Осецкий Александр Юрьевич, кандидат технических наук, заместитель технического директора по качеству ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

17. Островский Евгений Иосифович, кандидат физико-математических наук, преподавателем высшей математики в ИАТЭ (институт атомной энергетики), пенсионер.

18. Потрахов Николай Николаевич, доктор технических наук. Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ». Адрес места работы: 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, д. 5. Раб. тел.: (812) 234-35-59. E-mail: ay.gryaznov@yandex.ru.

19. Ребони Вольдемар Освальдович, заместитель технического директора по цифровым приемникам ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

20. Сержан Александр Тадеушевич, ведущий инженер-конструктор ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323,

Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

21. **Тимофеев Борис Семёнович**, доктор технических наук, профессор Санкт-Петербургского государственного университета аэрокосмического приборостроения. E-mail: timofeev-boris36@mail.ru.

22. **Шевчук Юлия Анатольевна**, кандидат медицинских наук, инженер по применению продукта ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: shevchuk@electronxray.com.

23. **Щирый Андрей Олегович**, инженер математик программист ЗАО «НИПК «Электрон» до 13.07.2007.

24. **Элинсон Александр Моисеевич**, генеральный директор ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

25. **Элинсон Михаил Борисович**, кандидат технических наук, президент ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

26. **Юрения Виталий Валерьевич**, руководитель проектно-исследовательской группы ЗАО НИПК «Электрон». Адрес места работы: 198323, Санкт-Петербург, Волхонское шоссе, кв. 2, д. 4Б. Раб. Тел: (812) 325-02-02. E-mail: omb@electronxray.com.

УВИДЕТЬ НЕВИДИМОЕ

Сборник научных трудов НИПК «Электрон»

Под редакцией *А. И. Мазурова*

Оформление обложки *О. В. Гирдова*

Корректор *Ю. Власова*

Верстка *В. Сергеев*

Подписано в печать 4.09.12. Формат $60 \times 84 \frac{1}{16}$. Бумага офсетная.

Печать офсетная. Объем 15,25 печ. л. Тираж 500 экз.

Заказ № 775

Отпечатано в типографии ООО «СПб. СРП “Павел” ВОГ»

196620, Санкт-Петербург—Павловск, Березовая, 16/20

E-mail: pavel_poligraf@mail.ru