На правах рукописи

УДК 681.518:681.324

СЕМЕНОВ СТАНИСЛАВ ИВАНОВИЧ

НАУЧНЫЕ ОСНОВЫ СОЗДАНИЯ ПРОБЛЕМНО–ОРИЕНТИРОВАННОЙ ИНФОРМАЦИОННО–ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Специальность: 05.11.17

Приборы, системы и изделия медицинского назначения

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени

доктора технических наук

Москва 2003

Работа выполнена во Владимирском областном клиническом онкологическом диспансере и Владимирском государственном университете.

Официальные оппоненты:

доктор технических наук, профессор
Левин Г.Г.

доктор технических наук, профессор
Блинов Н.Н.

доктор технических наук, профессор
Бернюков А.К.

Ведущая организация: **ВНИИ медицинского приборостроения**

Защита состоится 22 октября 2003 г. в $14^{\underline{30}}$ на заседании диссертационного совета Д 212.141.14 по адресу: 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д.5

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Бау

Автореферат разослан _____ 2003 г.

1634818
Семенов С.И. Научные основы ...

Ученый секретарь диссертационного
совета Д 212.141.14
доктор технических наук, профессор **Спиридонов И.Н.**

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

1. Актуальность проблемы

Эффективность диагностики многих заболеваний зависит от возможности визуализации исследуемых органов, обработки, анализа и хранения полученных изображений. В то же время современные технические возможности рентгеновских диагностических комплексов, УЗИ и эндоскопического оборудования не позволяют врачам клинических отделений непосредственно присутствовать при исследованиях и самим оценивать получаемую визуальную диагностическую информацию.

Современным решением этой проблемы является электронный обмен медицинскими изображениями, который обеспечивает дистанционный доступ нескольких специалистов к одному и тому же изображению, а также передачу изображений из одного лечебного учреждения в другие для проведения консультаций (может выполняться за минуты, тогда как обычная пересылка снимков занимает несколько дней). Наличие изображений в электронной форме позволяет выполнять сложную компьютерную обработку, значительно улучшающую возможность постановки диагноза и принятия решений о тактике лечения пациента.

Кроме того, цифровые методы позволяют проводить, например, рентгенологические исследования при существенно меньшей лучевой нагрузке на пациента (по разным данным в пять - десять раз меньше, чем при традиционной пленочной технологии). Статистика показывает, что до 15-20% снимков, сделанных на пленочных рентгеновских комплексах, оказываются неинформативными. Но об этом становится известно не сразу, а после проявления пленки, в то время как цифровое изображение доступно для анализа сразу после получения, что практически исключает появление брака.

В целом электронная передача медицинских изображений способна существенно ускорить процесс диагностики заболеваний и лечения пациентов, снизить долю повторных исследований, экономить дорогостоящую рентгеновскую пленку и реактивы для фотолабораторного процесса.

Однако реализация электронной передачи медицинских изображений наталкивается на многие трудности. Обычно фирмы – производители медицинского оборудования разрабатывают собственные стандарты хранения изображений систем медицинской визуализации, такие как SIENET, PMS-Net, DEFF Ultrasound, Elscint Nuclear, GE Starcam , GE CT 8800, GE CT 9800, GE CT HLA/HSA and MR Signa, Imatron CT, Interfile, Picker CT, Philips CT, Resonex MR, Siemens CT and MR, Siemens Icon Nuclear, Strichman Neuro 900 Nuclear, Toshiba Nuclear, Trionix Nuclear и т.д. Эти системы имеют различные форматы для входных и выходных данных, отдельные форматы для записи данных на сменные носители информации, а

также собственные протоколы обмена, поэтому подобные системы не позволяют осуществлять прием и обработку изображений, полученных на диагностических устройствах производства других фирм.

Практика оснащения отечественных учреждений здравоохранения диагностическим оборудованием показывает, что оно приобретается постепенно, у разных производителей, которые предлагают несовместимые аппаратные и программные средства. Это существенно затрудняет задачу интеграции устройств медицинской визуализации в единой сети лечебного учреждения.

Для того чтобы сделать такие системы более открытыми, крупнейшие разработчики (General Electric, Toshiba, Philips, Siemens PICKER, HP) включают в них возможность передачи изображений во внешние информационные системы и сети по стандарту DICOM-3.0 (Digital Imaging and Communication in Medicine). Однако эта возможность предоставляется опционально, дополнительные DICOM- аппаратно-программные модули не локализованы, весьма дороги и малодоступны.

DICOM-3.0 способствует развитию систем архивирования и передачи изображений (PACS — Picture Archiving and Communication System) и поддерживает стандартные сетевые протоколы типа TCP/IP. Согласно положениям этого стандарта, обязательной является поддержка 16 из 127 разделов, описывающих формат, остальные разделы поддерживаются производителями медицинской техники по собственному усмотрению. Поэтому, даже в 3-ей версии существуют проблемы совместимости. Кроме того, в настоящее время еще не завершена работа по дополнению 15 — "Изображения видимого диапазона", например, оптическая микроскопия и эндоскопия.

Формат файлов DICOM 3.0 отличается от стандартных форматов изображений типа BMP, TIFF, JPG, GIF и т.д. передачей дополнительной информации об истинных размерах, позиционировании, плотностях и других параметрах исследуемого объекта. При этом ее структура и объем существенно зависят от вида проведенного обследования.

Следует отметить, что при анализе медицинских изображений небольшого числа пациентов эта дополнительная информация, как правило, не бывает сразу же необходима врачам-диагностам. Она может быть получена на основе практики проведения исследований, надписей, сделанных на самом изображении, сопровождающих текстов заключений и более существенна для последующей автоматизированной обработки результатов.

Структура сообщений стандарта DICOM позволяет выделить из них само изображение, игнорируя другую информацию. Поэтому не случайно, что в последние годы стали появляться многочисленные программные пакеты – "вьюеры"(viewers), способные отображать на мониторе компьютера изображения из DICOM- файлов и конвертировать их в привычные форматы

растровых изображений. Например, AccuViewer Lite (фирмы AccuImage Diagnostics), PiView 3.0 (компании MediFace), eFilm (фирмы Medical Imaging System), ИнфоРад 2.0 (компании ВИДАР) и др.

Для решения задачи структурирования результатов лучевых исследований в 1996 г. был разработан глоссарий SNOMED-DICOM (SDM). Систематизированная номенклатура медицинских терминов SNOMED полностью охватывает клиническое расширение классификации МКБ-10 и включает в себя морфологическую классификацию опухолей ICD-O. Эта версия номенклатуры приняла международный характер и продолжает совершенствоваться (SNOMED RT 1999). Однако SDM не дал ожидаемых результатов и задача стандартизации структуры текстовой части результата лучевого исследования еще не решена в стандарте DICOM. Эта задача частично решалась в стандарте HL7 (Health Level 7), но предложенное там решение не обеспечивало превращение результата лучевого исследования в мультимедийный документ. Поэтому с 2000 г. разработчики стандарта DICOM продолжают работу совместно с комитетом HL7. Вообще, в настоящее время наблюдается тенденция к интеграции наиболее авторитетных стандартов медицинской информатики: HL7, DICOM, SNOMED, RCC (Клинические Коды Рида).

Все они связаны с ведением электронной истории болезни и регламентируют терминологию, передачу медицинских документов и изображений, способы организации данных, обеспечение доступа медицинских работников и пациентов к электронной истории болезни.

Однако единого и общепринятого определения понятия электронной истории болезни до сих пор не существует; оно эволюционирует с развитием информационных технологий. Кроме того, наличие существенных различий в организации и практике оказания медицинской помощи и медицинского документооборота в России и за рубежом препятствует внедрению названных стандартов в отечественной системе здравоохранения.

Известные конкретные реализации PACS, такие как Radiology Information System (кооперация AT&T-Philips), IBM PACS TIANI, ALI UltraPACS, MDIS (Medical Diagnostic Imaging Support System, США), INGRES (Швейцария), ТАНА и АТРИС (РФ) и другие содержат удаленные архивы на серверах, что позволяет быстро находить и просматривать необходимую информацию. Однако графические станции для обработки изображений в таких системах строятся, как правило, на дорогостоящих платформах Sun Microsystems (например, Sun Sparkstation2), Silicon Graphics и др., которые работают под управлением операционных систем (ОС) семейства UNIX (Solaris, SunOS, IRIX, HPUX).

Решить перечисленные проблемы позволяет использование альтернативных цифровых технологий и создание автоматизированных систем ввода, архивирования, анализа и обработки цифровых изображений на базе имеющегося диагностического оборудования с применением

персональных компьютеров на платформе Intel под управлением ОС семейства Windows.

Одним из эффективных способов реализации технологий оцифровки изображений является преобразование сигналов из стандартного аналогового телевизионного формата, получаемого на выходе большинства визуализирующих диагностических устройств (включая эндоскопические приборы и оптические микроскопы) в цифровую форму с помощью специальных плат–захватчиков видео (Video Capture, Video Blaster).

Оценки качества изображений, полученных таким способом, показывают, что оно ниже, чем в полностью цифровых диагностических системах и ограничивается только возможностями диагностического оборудования (пространственное и контрастное разрешение РЭОП или ПЗС), а не системами захвата и оцифровки.

Известно, что увеличение вероятности распознавания объектов на изображении может быть достигнуто повышением разрешения или увеличением контраста и уменьшением шумов (Живичин, А.К., Соколов В.С., 1973; Спиридонов И.Н., Щетинкин В.С. 1995).

Пространственное разрешение на изображениях при эндоскопии не превышает числа волокон - световодов в эндоскопе и составляет, по данным фирм-изготовителей величину порядка 10^4 (100×100 пикселей). При рентгеноскопии полное число элементов изображения определяется разрешением РЭОП, но в любом случае не превышает разрешения телевизионного растра. Для рентгеновского диагностического комплекса EDR-750B эта величина составляет 300×400. Любые дальнейшие преобразования одиночных изображений, в том числе – цифровая обработка, не повышают эту величину. Таким образом, разрешение на всех типах изображений не выше 300×400. Отсюда следует необходимость создания методов и алгоритмов их обработки для повышения дешифровочных свойств в условиях ограниченного разрешения.

При цифровой обработке изображений применяются различные глобальные и локальные пространственные алгоритмы, которые увеличивают контраст, подчеркивают границы объектов, усиливают четкость, осуществляют выделение границ объектов и их сегментацию, снижают уровень шумов. Локальные пространственные алгоритмы основаны на операции дискретной свертки изображения и скользящей маски. Большой вклад в развитие теории цифровой обработки изображений, совершенствование методов и средств обработки внесли Прэтт У., Красильников Н.Н., Мирошников М.М., Янковский Р.Е., Спиридонов И.Н. Садыков С.С., Ярославский Л.П. и другие.

Предпринимались попытки обоснования методов синтеза скользящих масок (Kirsche R.A., 1957; Roberts L.G., 1965; Sobel I, 1969; Prewitt J.M.S., 1970; Robinson G.S., 1977; Бакут П.А., 1987), однако до сих пор отсутствует теория и методы их классификации. Это подтверждается наличием в

современных графических системах, таких как Corel PHOTO-PAINT'10, Adobe Photoshop 6.0, AM Lab Hesperus v3.0 и многих других возможности пользовательского синтеза скользящих масок методом проб и ошибок.

Дополнительные проблемы возникают при создании медицинских информационных систем (МИС) в специализированных лечебных учреждениях. Так, специфической особенностью онкологических лечебных учреждений является применение в арсенале лечебных средств высокоэффективных радиологических терапевтических методов. Весьма актуальными в этой связи являются задачи планирования распределения дозовых полей гамма излучения в гетерогенных средах, которые решаются с помощью компьютерных систем планирования, таких как ПЛАНЕР, АМФОРА (РФ), ROCS (США), TheraPLAN, Helax-TMS (Канада), PLATO (Нидерланды) и др. Исходной информацией для этих систем являются топометрические данные, получаемые с помощью рентгеновских симуляторов, в лучшем случае - компьютерные томограммы.

Поскольку компьютерные томографы (КТ) дороги и мало распространены в лечебных учреждениях РФ, а симуляторы более доступны, возникает задача модернизации рентгеновского симулятора, позволяющая использовать его в качестве КТ. Последующая специальная обработка компьютерных томограмм с целью выделения контурных препаратов и передача их непосредственно в планирующие системы по локальной сети даст возможность резко повысить производительность и точность планирования, включить всю радиологическую ветвь онкологического диспансера в состав общей МИС. В направлении развития идей томографии и создания методов и алгоритмов работают Haunsfield G.N., Терновой К.С. Пикалов В.В., Преображенский Н.Г., Левин Г.Г. Вишняков Г.Н., Черепенин В.А., Блох П., Удупа Дж. К., Ambrose J. и другие.

Схема сканирования на рентгеновском симуляторе принципиально отличается от схем компьютерной томографии, прежде всего, малой угловой апертурой рентгеновского пучка. Поэтому необходимо создание математической модели для формирования полной матрицы преобразования Радона по усеченным проекциям и алгоритма объединения проекций для восстановления полного среза объекта по усеченным данным от нескольких локальных областей.

Кроме того, МИС для онкологии должны способствовать реализации следующих требований: диспансерное наблюдение за больными злокачественными новообразованиями (ЗНО); возможность ранней диагностики ЗНО; комплексность диагностики (Старинский В.В., Чиссов В.И., 1995). Однако выбор программных средств на рынке медицинских информационных систем не покрывает всех потребностей онкологов.

Из приведенного обзора следует актуальность создания и развития организационных форм, технических средств и информационных технологий, способных преодолеть перечисленные проблемы и позволяющих

повысить эффективность диагностики и лечения больных в условиях российских лечебно-профилактических учреждений.

Для этого необходим единый комплексный подход, позволяющий создать проблемно-ориентированную информационно-диагностическую систему медицинского назначения, способную решать насущные проблемы, как практических врачей, так и ученых с использованием возможностей современных компьютерных средств, с учетом рекомендаций известных стандартов обмена медицинской информацией HL7, DICOM-3.0 и технологий PACS.

Отсюда вытекает актуальная и социально значимая народнохозяйственная и научная проблема создания проблемно-ориентированной информационно–диагностической системы медицинского назначения, разработки математических методов и аппаратно–программного обеспечения сложной системы управления диагностическими данными различной природы.

2. Цель работы:

Научное обоснование создания проблемно-ориентированной информационно-диагностической системы медицинского учреждения с показателями, удовлетворяющими требованиям существующих стандартов на основе цифровых методов и средств обработки и передачи информации, обеспечивающей решение актуальной в настоящее время и социально значимой для общества задачи повышения качества медицинской диагностики и лечения, ее экспериментальное апробирование в учреждениях здравоохранения и образования.

Для достижения целей работы необходимо было решить комплекс взаимосвязанных научных и практических задач:

1. Анализ методических аспектов и подходов к решению проблем создания информационно-диагностической системы медицинского назначения.

2. Создание элементов теории и классификации операторов дискретной свертки для локальной обработки изображений; исследование внешних параметров операторов и разработка рекомендаций по их оптимальному выбору для решения задач обработки медицинских изображений.

3. Создание метода улучшения качества цифровых изображений на основе модификации векторных полей градиентов.

4. Разработка математической модели для формирования полной матрицы преобразования Радона по усеченным проекциям, а также способа сканирования и алгоритма объединения проекций для восстановления полного среза объекта по усеченным данным при работе рентгеновского симулятора в режиме КТ. Создание алгоритма пополнения недостающих

проекционных данных, позволяющего применять для реконструкции методы, основанные на интегральных преобразованиях.

5. Разработка принципов построения унифицированного автоматизированного рабочего места (АРМ) врача-диагноста.

6. Создание структуры и алгоритмов базы диагностических данных, аппаратной, программной и информационной структуры АРМ клинических отделений, парамедицинских и административных служб в составе системы.

7. Разработка принципов построения многоуровневой подсистемы хранения и передачи данных информационно-диагностической системы с применением элементов технологии PACS.

8. Разработка специализированных экспертно-справочных систем АРМ Эндоскопия и АРМ УЗИ применительно к онкологической диагностике.

9. Внедрение системы и анализ результатов ее работы в организациях онкологического, общемедицинского и образовательного профиля.

3. Методы исследований

При проведении исследований для достижения поставленных целей использовались методы спектрально-корреляционного анализа, интегральной геометрии, методы математического и полунатурного моделирования на ЭВМ, основанные на современной теории сигналов, теории матриц, методах численного анализа рядов, методах цифровой обработки изображений и теории дискретных ортогональных преобразований.

4. Научная новизна работы

Научные результаты, полученные в диссертации, состоят в следующем:

1. Разработаны элементы теории и способ классификации неадаптивных операторов дискретной свертки размерности 3×3 для локальной обработки изображений. Предложены рекомендации по оптимальному синтезу операторов на основе анализа их внешних параметров.

2. Предложено теоретическое обоснование метода повышения качества медицинских изображений путем преобразования векторных полей градиентов.

3. Решена проблема восстановления полной томограммы объекта по усеченным проекциям и предложен метод сбора проекционных данных, основанный на использовании нестандартной схемы сканирования, разработан метод доопределения проекций.

4. Разработаны принципы построения унифицированного АРМ врача-диагноста, предназначенного для захвата, оцифровки, анализа, обработки и передачи медицинских изображений, независимо от типа источника изображения, включая источники изображений видимого диапазона.

5. Предложены структура и алгоритмы управления базой диагностических данных, позволяющие преодолеть проблемы структурирования графической и текстовой информации - результатов лучевой диагностики и эндоскопии.

6. Предложены принципы построения 4-х уровневой PACS-подсистемы хранения и передачи данных, позволяющей минимизировать время транзакций.

Научная новизна работы подтверждена:

-созданием информационно-диагностической системы, автоматизированных рабочих мест и методов обработки изображений, применение которых позволяет повысить эффективность, точность и качество медицинской диагностики;

-разработкой аппаратно-программных средств, решающих прикладные задачи не только онкологического, но и общемедицинского значения.

5. Практическое значение работы

Работа выполнена в отделе медицинской физики Владимирского областного клинического онкологического диспансера (ОКОД). Разработанные в диссертации информационно-диагностическая система, локальная вычислительная сеть, АРМы, математические методы, алгоритмы и программы автоматизированной обработки изображений внедрены в практическую работу во Владимирском ОКОД.

Созданная компьютерная информационно-диагностическая система с 1995 г. эксплуатируется и совершенствуется во Владимирском ОКОД. Отдельные элементы системы применяются диагностическими службами МНИОИ им. П.А. Герцена (Москва), в НИИ онкологии им. Н.Н. Петрова (Санкт-Петербург), в отделениях диагностического профиля Владимирской областной клинической больницы и Муромской ЦРБ. Накопленная база данных и аппаратно-программные средства созданной системы широко используются для проведения последипломного обучения врачей-эндоскопистов, УЗИ-диагностов, рентгенологов, онкологов, терапевтов и хирургов Владимирской области на кафедрах онкологии и педиатрии факультета последипломного образования ИвГМА.

Практические результаты работы позволяют создавать системы ввода, хранения, обработки и анализа рентгеновских, эндоскопических и УЗИ изображений с высокими техническими характеристиками, отвечающими современным требованиям к аналогичным системам.

Разработанные методы и алгоритмы позволяют использовать рентгеновский симулятор в качестве компьютерного и классического томографов при проведении диагностики и топометрии опухолей головы и шеи, в научно-исследовательской работе. Ряд теоретических результатов и программно-технических средств системы используется в учебном процессе во Владимирском государственном университете и других вузах.

Совокупность теоретических и прикладных положений, направленных на разработку проблемно-ориентированной информационно-диагностической системы медицинского назначения, представляет собой решение научной проблемы, имеющей важное социальное и народно-хозяйственное значение.

6. Основные положения, выносимые на защиту:

1. Элементы теории и способ классификации неадаптивных операторов дискретной свертки размерности 3×3 для локальной обработки цифровых изображений.

2. Результаты экспериментальных исследований зависимости внешних параметров сверточных операторов для локальной обработки изображений от их внутренних геометрических параметров.

3. Метод повышения качества изображений на основе преобразования векторных полей градиентов.

4. Метод регистрации томографических проекций на рентгеновском симуляторе, метод и алгоритмы пополнения данных при восстановлении томограмм по усеченным проекциям.

5. Принципы построения унифицированного АРМ диагноста, структура базы данных, а также аппаратного, программного и информационного обеспечения информационно-диагностической системы медицинского назначения.

7. Апробация работы

Основные положения диссертации доложены на международном симпозиуме «Актуальные вопросы онкологии» (С.-Пб, 1996 г.); международном научном форуме "Онкология на рубеже XXI века. Возможности и перспективы", (Москва, 1999 г); IV международной конференции «Математика. Компьютер. Образование.», (Пущино, 1997 г); международном симпозиуме “Актуальные вопросы организации и развития раковых регистров”, (С.-Пб, 1998 г.); III международной конференции “Радиоэлектроника в медицинской диагностике”, (Москва, 1999 г.); III и IV международных научно–технических конференциях “Физика и радиоэлектроника в медицине и биотехнологии ФРЭМБ’98 и ФРЭМБ'2000”, (Владимир, 1998, 2000 гг.); на 7 международном научно-техническом семинаре «Проблемы передачи и обработки информации в информационно-вычислительных сетях» (Москва, 1997 г.); международной научно-технической конференции «Распознавание - 99» (Курск, 1999 г.); пленуме Всероссийского общества онкологов «Высокие медицинские технологии в лучевой терапии злокачественных опухолей» (Ростов-на-Дону, 1999 г.) и др.

8. Публикации

По материалам, изложенным в диссертации, опубликовано 48 работ, 1 монография и 1 учебное пособие.

9. Структура и объем работы

Диссертация состоит из введения, шести глав, заключения, списка литературы, имеющего 175 наименований отечественных и зарубежных источников, в том числе работы автора, приложения. Общий объем диссертации 276 страниц, в том числе 252 страницы основного текста, 77 рисунков, 12 таблиц, 7 страниц приложения.

Автор искренне благодарит зав. каф. "Информационные системы" МИ ВлГУ д.т.н., профессора Садыкова С.С., директора департамента здравоохранения Владимирской области, зав. каф. онкологии ФППО ИвГМА, д.м.н., профессора Зирина А.Г., зам. главного врача Владимирского ОКОД к.м.н., доцента Вихареву Е.В., зав. каф. РТиРС ВлГУ д.т.н., профессора Никитина О.Р., декана ФРЭМТ ВлГУ, зав. каф. БМИ д.т.н., профессора Сушкову Л.Т., зав. диагностическим отделением ОКОД к.м.н. Бабкина А.Е., к.т.н. Жизнякова А.Л., к.т.н. Андрианова Д.А., к.т.н. Середу С.Н., к.т.н. Шарапова Р.В. за поддержку и содействие при выполнении данной работы; всех коллег, которые оказали помощь при проведении исследований.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении дается общая характеристика работы, обоснована актуальность темы, сформулирована научная проблематика, цели и задачи исследования, определены выносимые на защиту основные положения работы.

Первая глава посвящена обоснованию актуальности применения современных информационных технологий в российском здравоохранении. На примере онкологии рассмотрено состояние заболеваемости в мире, в России и во Владимирской области. Проанализированы инструментальные средства визуальной диагностики, представленные во Владимирском ОКОД, их состав и технические характеристики.

Рассмотрены известные информационные системы в здравоохранении, структуры хранения данных, госпитальные информационные системы и стандарты, такие как HL7, DICOM-3,0 и другие, а также система архивирования и передачи изображений PACS, их преимущества и недостатки.

В обзоре методов обработки цифровых изображений рассмотрены лицензионные программные пакеты и специальные методы, к которым отнесены методы, инициированные идеей использования рентгеновского симулятора в качестве КТ.

В главе 2 приводятся результаты исследований методов и алгоритмов повышения качества изображений, получаемых на визуализирующих диагностических устройствах и результаты разработки математических методов и алгоритмов их преобразований.

Исследованы известные и предложены модифицированные алгоритмы повышения контраста изображений, полученных на АРМ информационно-диагностической системы онкологического диспансера. В главе приведены результаты исследований наиболее известных алгоритмов фильтрации спекл-шума на ультразвуковых изображениях.

На основе известных данных (Мирошников М.М., 1987) и анализа цифровых изображений, получаемых в системе, были выбраны два параметра, определяющие их качество – обобщенный контраст и энтропия.

Обобщенный контраст изображения K_o

$$K_o = \frac{1}{MN}\sum_i\sum_j \frac{|L_{ij}^{2\gamma} - L_{cp}^{2\gamma}|}{L_{ij}^{2\gamma} + L_{cp}^{2\gamma}}, \qquad (1)$$

где $M \times N$ – размер изображения в пикселях,

L_{ij} – текущая яркость пикселя с координатами (i, j),

$L_{\text{ср}}$ – средняя яркость по всему изображению,

γ - гамма-контраст системы.

Энтропия определялась по формуле

$$H = -\sum_{b=0}^{B_{\max}} G(b)\log_2 G(b), \qquad (2)$$

где $B_{\max}$ - максимальная яркость на изображении,

$G(b)$ – нормированная одномерная гистограмма изображения.

Энтропия H в 8-битной шкале глубины яркости цифровых изображений ($B_{\max} = 255$) не превышает 8 бит/пикс.

Результаты измерений параметров качества исходных цифровых изображений представлены в Табл.

Таблица

Параметры качества исходных цифровых изображений

Тип цифрового изображения	K_o	H
Рентгеновское	0,28…0,39	5,83…6,49
Эндоскопическое	0,24…0,31	5,75…6,20
Ультразвуковое	0,56…0,73	4,48…6,97

Исследованы известные и разработаны модифицированные алгоритмы повышения обобщенного контраста, повышающие K_o, например, на рентгеновских цифровых изображениях до 0,5…0,68. Предложены модифицированные алгоритмы устранения спекл—шума на ультразвуковых изображениях, снижающие уровень шума на 5-6%. Разработаны алгоритмы измерения геометрических параметров объектов на цифровых изображениях: линейных размеров, периметров, площадей и объемов.

В связи с отсутствием теории и классификации операторов дискретной свертки - скользящих масок, была предпринята попытка создания такой теории для наиболее известных и широко применяемых на практике неадаптивных масок размерности 3×3.

Пусть дано аналоговое изображение – прототип $f(x,y)$ и получена его дискретная модель f_{ij}, тогда свертка маски

$$M=\begin{array}{|c|c|c|}\hline m_{-1,-1} & m_{-1,0} & m_{-1,1} \\ \hline m_{0,-1} & m_{0,0} & m_{0,1} \\ \hline m_{1,-1} & m_{1,0} & m_{1,1} \\ \hline \end{array} \qquad (1)$$

с дискретным изображением определяется соотношением

$$g_{i,j} = \sum_{p=-1}^{+1} \sum_{q=-1}^{+1} m_{p,q} \cdot f_{i+p,\, j+q} \qquad (2)$$

Получено соответствие между операцией свертки (2) в дискретной области и операцией дифференцирования над аналоговым прототипом

$$g(x,y) = \sum_{p=-1}^{1} \sum_{q=-1}^{1} m_{p,q} \cdot \left\{1 + p\partial_x + q\partial_y + \frac{1}{2}\left(p^2\partial_{xx} + 2pq\partial_{xy} + q^2\partial_{yy}\right)\right\} f(x,y) \qquad (3)$$

Линейный дифференциальный оператор второго порядка в (3) в общем виде может быть записан как

$$\hat{D}^2 = a_{00}\partial_{xx} + 2a_{01}\partial_{xy} + a_{11}\partial_{yy} + 2a_{02}\partial_x + 2a_{12}\partial_y + a_{22}, \qquad (4)$$

где матрица $[a_{mn}]$ симметрична.

Для оператора (4) формально введено уравнение характеристики

$$a_{00}x^2 + 2a_{01}xy + a_{11}y^2 + 2a_{02}x + 2a_{12}y + a_{22} = 0. \qquad (5)$$

Предложен способ классификации ядер свертки по уравнениям характеристик (5), являющихся коническими сечениями.

Найдены выражения для коэффициентов матрицы $[a_{mn}]$ через элементы маски:

$$\left.\begin{aligned}
&a_{22} = S\\
&2a_{00} = S - (m_{0,-1} + m_{0,0} + m_{0,1})\\
&2a_{11} = S - (m_{-1,0} + m_{0,0} + m_{1,0})\\
&2a_{01} = m_{-1,-1} + m_{1,1} - m_{1,-1} - m_{-1,1}\\
&2a_{02} = m_{1,-1} + m_{1,0} + m_{1,1} - (m_{-1,-1} + m_{-1,0} + m_{-1,1})\\
&2a_{12} = m_{-1,1} + m_{0,1} + m_{1,1} - (m_{-1,-1} + m_{0,-1} + m_{1,-1})
\end{aligned}\right\} \quad (6)$$

где S – сумма элементов маски.

Предложен метод нахождения АЧХ эквивалентных фильтров. Так, в общем случае, для маски с характеристикой (5) эквивалентный фильтр дается уравнением

$$K(u,v) = -a_{00}u^2 - 2a_{01}uv - a_{11}v^2 + 2a_{02}iu + 2a_{12}iv + a_{22}. \quad (7)$$

Поставлена и решена задача построения маски дискретной свертки по заданному дифференциальному оператору (4):

$$M = \begin{pmatrix} \frac{a_{01}}{2} & a_{00} - a_{02} & -\frac{a_{01}}{2} \\ a_{11} - a_{12} & a_{22} - 2(a_{00} + a_{11}) & a_{11} + a_{12} \\ -\frac{a_{01}}{2} & a_{00} + a_{02} & \frac{a_{01}}{2} \end{pmatrix}. \quad (8)$$

Проанализированы маски и операторы общего вида, а также наиболее известные маски (Лапласа, Кирша, Собела, Робертса, Превитта, Робинсона и др.), широко применяемые в алгоритмах обработки изображений. Найдены выражения для элементов маски в зависимости от геометрических параметров соответствующего конического сечения, а именно, от фокального параметра P, эксцентриситета ε и угла поворота главной оси конического сечения θ (внутренние параметры маски).

Исследованы групповые свойства масок, показана неэквивалентность группы T транспозиций элементов маски

$$M^{(\theta)} = \begin{pmatrix} \cdots & a & b \\ \cdots & O & c \\ \cdots & \cdots & \cdots \end{pmatrix} \overset{T}{\Longrightarrow} TM^{(\theta)} = \begin{pmatrix} a & b & c \\ \cdots & O & \cdots \\ \cdots & \cdots & \cdots \end{pmatrix}$$

и подгруппы поворотов главной оси характеристик на углы, кратные $\theta = \pi/4$.

В качестве тестового изображения №1 для исследования характера чувствительности масок была выбрана аксиально-симметричная двумерная функция Гаусса с максимальным значением в центре, равным единице и полушириной $\sigma = 3$, т.е. порядка размера маски.

Предложено ввести параметры чувствительности маски по осям Ox и Oy на области изображения Ω как

$$S_x = \max(r(x,0)) - \min(r(x,0)),$$
$$S_y = \max(r(0,y)) - \min(r(0,y)) \qquad \forall x, y \in \Omega, \tag{9}$$

где $r(x, y)$ – профиль отклика. Величина $S = \max(S_x, S_y)$ характеризует чувствительность маски, а отношение

$$K_{an} = \frac{\max(S_x, S_y)}{\min(S_x, S_y)} \tag{10}$$

названо коэффициентом анизотропии маски. В отличие от "внутренних" параметров маски (θ, ε, P, и др.), параметры S и K_{an} считаются "внешними".

Для исследования связности контуров, получаемых в результате действия сверточных операторов, введено еще одно тестовое изображение №2 по закону:

$$G(x,y) = \frac{A}{1 + \exp\left\{\frac{|R| + \mu}{T}\right\}}, \text{ где } R = \sqrt{x^2 + y^2}. \tag{11}$$

Подходящим подбором констант A, μ и T можно получить центрально-симметричное изображение (круг заданного радиуса) с однородной яркостью в центре и гладкой границей на однородном фоне. Для последующей бинаризации отклика применялась пороговая процедура.

Предложен внешний параметр N_b – число точек, принадлежащих контуру на бинарном изображении, который характеризует толщину и непрерывность контура. Далее для вычисления и сравнения величин N_b, соответствующих различным маскам при разных значениях их внутренних параметров использовалось тестовое изображение №2 (11) с фиксированными значениями величин A, T и μ.

Зависимости $S(P)$ и $K_{an}(P)$ для параболических масок

$$M_c^{(0)} = \begin{pmatrix} 0 & P & 0 \\ 1 & -2 & 1 \\ 0 & -P & 0 \end{pmatrix} \text{ с характеристикой } y^2 - 2Px = 0 \tag{12}$$

на тестовом изображении №1, полученные путем численного моделирования, представлены на рис. 1.

Маски Робинсона, Превитта, Собела оказываются практически эквивалентными между собой и просто являются операторами дифференцирования по x, отличаясь лишь мультипликативным коэффициентом.

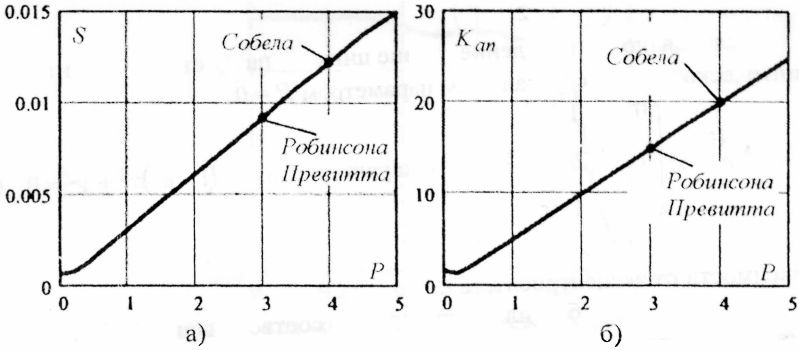


Рис. 1. Зависимость чувствительности S -а) и анизотропии K_{an} -б) параболической маски от фокального параметра P

Из анализа бинарных изображений, полученных сверткой параболических операторов с тестовым изображением №2 и рис. 2, на котором представлена зависимость $N_b(P)$, следует, что при $P < 0{,}5$ и $P > 2$ на искомом контуре появляются разрывы.

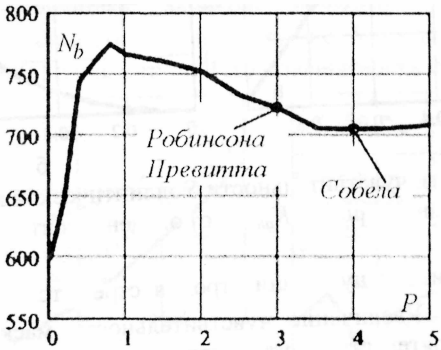


Рис. 2. Зависимость числа точек N_b, принадлежащих контуру на бинарном изображении $B(x,y)$ от фокального параметра параболического оператора

Поэтому операторы Робинсона, Превитта и Собела не являются оптимальными и с этой точки зрения.

Оптимальной (максимум N_b) параболической маской оказывается следующая:

$$\begin{pmatrix} 0 & \frac{\sqrt{2}}{2} & 0 \\ 1 & -2 & 1 \\ 0 & -\frac{\sqrt{2}}{2} & 0 \end{pmatrix} \text{ с характеристикой } y^2 - \sqrt{2}\,x = 0 \qquad (13)$$

Исследовано поведение внешних параметров центральной эллиптической маски с фокальным параметром $P = 0$:

$$M_c^{(0)} = \begin{pmatrix} 0 & 1-\varepsilon^2 & 0 \\ 1 & -2(2-\varepsilon^2) & 1 \\ 0 & 1-\varepsilon^2 & 0 \end{pmatrix} \text{ с характеристикой } (1-\varepsilon^2)x^2 + y^2 = 0 \qquad (14)$$

в зависимости от эксцентриситета ε.

Рис. 3,а и б иллюстрируют, соответственно, зависимости чувствительности и анизотропии эллиптических масок при $P = 0$ от эксцентриситета.

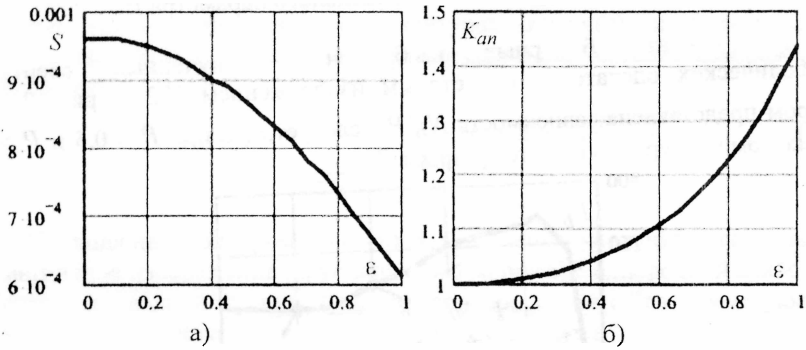


Рис. 3. Зависимости чувствительности S эллиптической маски -а) и ее коэффициента анизотропии K_{an} -б) от эксцентриситета при $P = 0$

При стремлении ε к нулю анизотропия стремится к единице, но по нелинейному закону. Увеличение чувствительности маски при $\varepsilon \to 0$ не очевидно. То обстоятельство, что при увеличении эксцентриситета чувствительность маски падает (рис. 3,а), а при значениях $\varepsilon > 0{,}8$ на искомом контуре вследствие нарастающей анизотропии (рис. 3,б) появляются разрывы (анализ результирующего бинарного изображения и данных рис. 4), позволяет сделать вывод, что среди эллиптических масок более предпочтительна для практики маска Лапласа. Из данных рис. 4 следует, что на бинарном изображении $B(x, y)$ при значениях $\varepsilon > 0{,}8$ наблюдается резкое

уменьшение числа точек N_b, принадлежащих контуру, связанное с появлением разрывов в контуре.

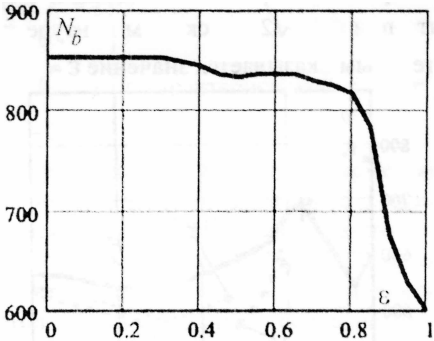
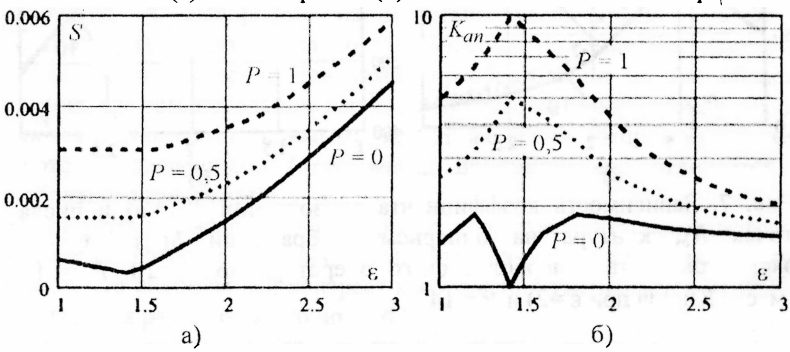


Рис. 4. Зависимость числа точек N_b, принадлежащих контуру на бинарном изображении $B(x, y)$ от эксцентриситета эллиптического оператора (P=0)

Нецентральные гиперболические маски

$$M_C^{(0)} = \begin{pmatrix} 0 & 1-\varepsilon^2+P & 0 \\ 1 & -2(2-\varepsilon^2) & 1 \\ 0 & 1-\varepsilon^2-P & 0 \end{pmatrix}, \text{ характеристика } (1-\varepsilon^2)x^2+y^2-2Px=0, \quad (15)$$

обнаруживают особенный характер поведения чувствительности и анизотропии в зависимости от ε и P. На рис. 5 представлено поведение их чувствительности (а) и анизотропии (б) в зависимости от эксцентриситета.



а) б)

Рис. 5. Зависимость чувствительности S -а) и коэффициента анизотропии K_{an} -б) гиперболической маски от эксцентриситета ε при P = 0, 0,5 и 1

Чувствительность гиперболических масок при указанных на рис. 5 значениях P остается постоянной и минимальной при $\varepsilon < \sqrt{2}$, а при $\varepsilon = \sqrt{2}$

наблюдается резкий максимум анизотропии (или особенность при $P = 0$), связанные с изменением знака коэффициента при второй производной по x.

Из анализа бинарных изображений и данных рис. 6 при достаточно малых P следует, что при $\varepsilon > \sqrt{2}$ в искомом контуре появляются разрывы, поэтому предпочтительным оказывается значение $\varepsilon \approx 1{,}25$.

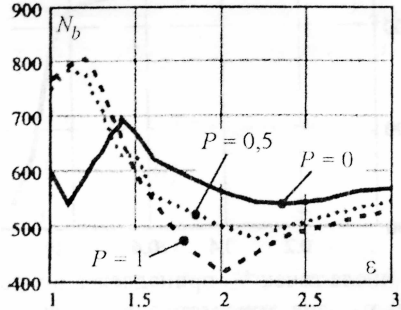
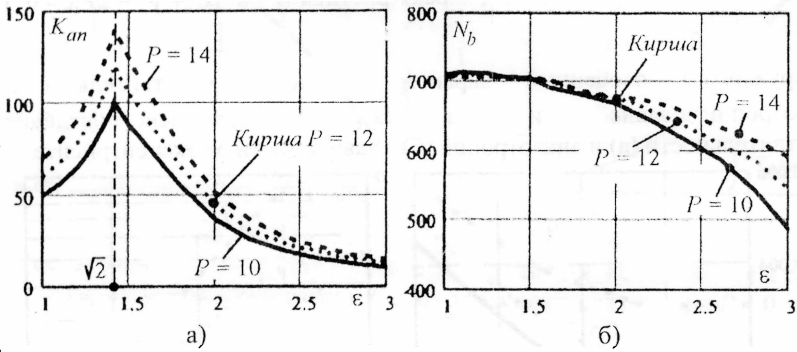


Рис. 6. Зависимость числа точек N_b, принадлежащих контуру на бинарном изображении $B(x,y)$ от эксцентриситета гиперболического оператора

При $\varepsilon = \sqrt{2}$ также наблюдается резкий максимум анизотропии (рис. 7,а).



а) б)

Рис. 7. Зависимость коэффициента анизотропии K_{an} -а) и числа точек N_b, контура на бинарном изображении $B(x,y)$ -б) от эксцентриситета гиперболического оператора при P=10, P = 12 (маска Кирша при ε =2) и P = 14

Кроме этого, очевидно, что маска Кирша не является оптимальной с точки зрения достижения экстремальных значений анизотропии или чувствительности, а из рис. 7,б можно заключить, что маска Кирша не является оптимальной и с точки зрения получения неразрывных контуров.

Предложена в качестве альтернативы маска с $\varepsilon = \sqrt{2}$ и умеренным значением P (например, $P = 1$):

$$\begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 1 \\ 0 & -2 & 0 \end{pmatrix} \text{ с характеристикой } -x^2 + y^2 - 2x = 0. \quad (16)$$

Таким образом, предложенная теория конструктивна и позволяет не только анализировать свойства известных масок, но и синтезировать новые, с заранее заданными свойствами. Дальнейшее развитие теории позволит синтезировать маски для увеличения резкости изображений, а также начать исследование масок более высоких размерностей и нелинейных масок.

Разработан метод преобразования, основанный на модификации векторного поля градиента изображения. Идея предложенного метода состоит в том, чтобы усилить слабые вариации яркости при сохранении сильных.

Если определить векторное поле градиента яркости на изображении:

$$\mathbf{g}(x,y) = \mathrm{grad} f(x,y) \equiv \frac{\partial f(x,y)}{\partial x}\mathbf{i} + \frac{\partial f(x,y)}{\partial y}\mathbf{j}, \quad (17)$$

то с помощью некоторого оператора

$$\hat{\mathrm{A}}\mathbf{g}(x,y) \to \mathbf{h}(x,y) \quad (18)$$

можно получить другое векторное поле $\mathbf{h}$, из которого путем интегрирования получается новое изображение $\Psi(x,y)$.

Оператор $\hat{\mathrm{A}}$ выбирается таким, чтобы увеличивались малые по модулю градиенты и относительно уменьшались большие без изменения углов ориентации векторов. При таком преобразовании на тех областях изображения, где есть небольшие вариации яркости на однородном фоне, они проявляются и становятся видимыми, и, в то же время, импульсные помехи оказываются подавленными (этим метод принципиально отличается от метода обратного градиента).

Результаты модификации векторного поля градиента рентгеновского изображения оператором, который реализуется на основе функции Лоренца, показывают, что обобщенный контраст изображения уменьшается от 0,38 до 0,36, но энтропия растет от 7,596 до 7,742.

Проанализированы недостатки метода и пути их преодоления.

Глава 3 посвящена разработке методов и алгоритмов восстановления томографических изображений на рентгеновских симуляторах.

При работе симулятора в томографическом режиме полный набор проекций регистрируется лишь для некоторого круга, лежащего внутри исследуемого тела. Возникает задача реконструкции томограммы по

неполному набору данных. Геометрия сканирования, реализуемая на рентгеновском симуляторе, приведена на рис. 8.

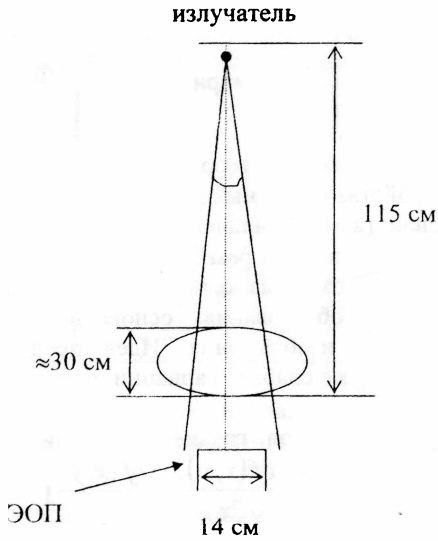


Рис. 8. Геометрия сканирования на рентгеновском симуляторе

При указанных параметрах сканирования угловая апертура рентгеновского пучка составляет менее 8°. Поэтому приближенно считаем, что сканирование производится параксиальным пучком.

Важным параметром системы регистрации является динамический диапазон выходного сигнала. Как показал анализ гистограмм, РЭОП симулятора обеспечивает не более 200 градаций яркости, в то время как применяемые в серийных томографах счетчики фотонов способны различать более 4000 уровней.

Пространственное разрешение восстановленного изображения определяется разрешением по пространственной l и угловой θ координатам. Для того чтобы восстановленное изображение имело одинаковое разрешение по всем направлениям, число отсчетов по углу должно быть в $\pi/2$ раз больше числа отсчетов в проекции. Так как симулятор SLS-9, вообще говоря, не предназначен для регистрации данных во время поворота гантри, то определяющей является проблема обеспечения достаточного углового разрешения. При вращении гантри движется с угловой скоростью 9°/с с нестабильностью 0,05. При таких параметрах погрешность позиционирования системы составляет ±0,5°. Шаг по угловой координате должен превышать это значение. Окончательно вопросы выбора параметров сканирования, алгоритма восстановления и определения величин

допустимых погрешностей решаются, исходя из сформулированных условий с помощью математического моделирования.

При работе симулятора в томографическом режиме реализуется схема сбора проекций, представленная на рис. 9.

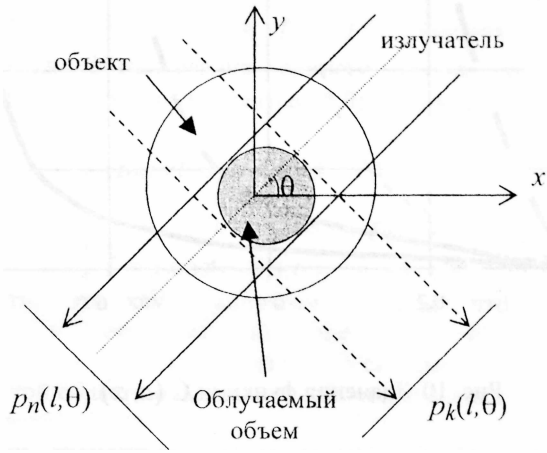


Рис. 9. Схема сбора проекций на рентгеновском симуляторе

При этом полный набор проекций регистрируется лишь для некоторого круга, лежащего внутри исследуемого тела (облучаемый объем). Задача восстановления томограммы в этих условиях сводится к проблеме реконструкции по неполному набору данных.

Для оценки вклада в проекцию областей, внешних по отношению к облучаемому объему, предложена следующая модель.

Пусть объект представляет собой круг единичного радиуса Ω, с центрально симметричным распределением искомого параметра f (зависит только от одной координаты x) сканирующий параксиальный пучок имеет полуширину $a < 1$. Угол наклона проекции относительно оси x обозначим θ, координату вдоль проекции - через l.

Тогда погрешность реконструкции области Ω_a радиуса a, возникающая за счет вклада в лучевую сумму области $\Omega \bigcap \Omega_a$, внешней к Ω_a, не превышает величины

$$C(a,x) = \frac{1}{4\pi^2}\left(\int_0^{2\pi}\int_{|l|\geq a}\left(\frac{1}{(l - x\cos\theta)^2} - \frac{1}{l^2}\right)^2 dl d\theta\right)^{1/2}. \quad (19)$$

Графики функции C при различных a приведены на рис. 10.

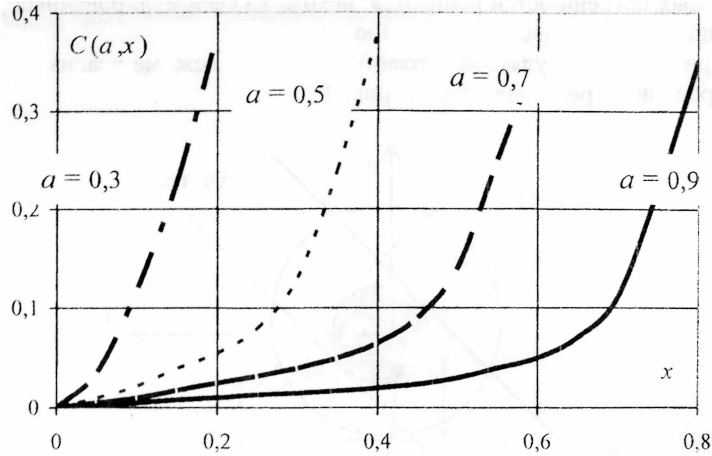


Рис. 10. Значения функции $C(a, x)$

Видно, что когда x находится внутри области Ω_a и сама эта область достаточно велика, функция C мала и практически постоянна. Однако, по мере приближения координаты x к a, влияние внешних областей на восстановленное изображение резко возрастает.

Восстановление внутренней области исследуемого объекта решает задачу лишь частично (получение полной томограммы невозможно). Хотя набор усеченных проекций и несет некоторую информацию о внешних областях объекта для ограниченного диапазона углов, ее недостаточно для реконструкции этих областей.

Для увеличения реконструируемой области по усеченным проекциям предложено использовать многоцентровую схему регистрации проекционных данных. Пусть имеется несколько локальных облучаемых областей $\Omega_i \in f$, а $A_{\Omega i}$ – набор параллельных прямых, пересекающих область Ω_i. Тогда формирование матрицы преобразования Радона Rf можно представить в виде

$$Rf \supseteq \bigcup_{i=1}^{n} R(f \bigcap A_{\Omega i}). \qquad (20)$$

Таким образом, для того, чтобы восстановить функцию f в точке x, лежащей за пределами области Ω_a с центром в точке x', необходимо собрать

новый набор усеченных проекций, взяв за начало координат точку x. При этом линейные интегралы вдоль плоскости, проходящей одновременно через точки x и x', совпадут. К полученным при этом проекциям применяется операция объединения.

Пусть (x_i, y_i), $i = 1...N$, – координаты изоцентров, для которых осуществляется сканирование, а $p_i(l,\theta)$ – соответствующие наборы проекций. Тогда формирование единого набора проекций $p_0(l,\theta)$, измеренных для положения изоцентра (0,0) производится по следующему алгоритму:

$$p_0(l,\theta) = \left| \begin{array}{ll} p_i(l+l',\theta), \text{ если } p_i(l+l',\theta) \in Rf \\ 0, \qquad \text{если } p_i(l+l',\theta) \notin Rf, \\ l' = x_i\cos\theta - y_i\sin\theta, \quad i = 1...N. \end{array} \right. \tag{21}$$

На практике эта схема сканирования означает, что после завершения сбора данных в некотором диапазоне углов объект исследования перемещается таким образом, что изоцентр системы облучатель - детектор оказывается в той области объекта, для которой значения лучевых сумм еще не регистрировались.

Положение изоцентров зависит от того, какие участки исследуемого объекта должны визуализироваться наиболее качественно. В целом же, если локальные области Ω_{ai} не пересекаются, то площадь заполнения матрицы преобразования не зависит от их положения.

Для оценивания недостающих проекций предложен алгоритм, основанный на использовании приближения, получаемого с помощью итерационного метода. Так, для конечного набора углов θ_n дискретная модель данных запишется как

$$p(l,\theta_n) = \sum_{x,y \in L(l,\theta_n)} f(x,y) \cdot \alpha(x,y).$$

Тогда алгоритм дополнения можно представить в виде двух шагов:

1. $f_0^0(x,y) \in R^n$ – выбирается произвольно,

$$f_0^{k+1}(x,y) = f_0^k + \frac{p(l,\theta_n) - \sum_{x,y \in L(l,\theta_n)} f_0^k(x,y)\alpha(x,y)}{L(l,\theta_n)}, \tag{22}$$

$$\forall p(l,\theta_n) \in \bigcup R(f \bigcap A_{\Omega i})$$

2.

$$\hat{p}(l,\theta_n) = \begin{cases} p(l,\theta_n), & p(l,\theta_n) \in \bigcup R(f \bigcap A_{\Omega i}) \\ \sum\limits_{x,y \in L(l,\theta_n)} f_0^k(x,y)\alpha(x,y), & p(l,\theta_n) \in Rf \setminus (\bigcup R(f \bigcap A_{\Omega i})). \end{cases} \quad (23)$$

При работе алгоритма сначала по известным значениям проекций $p(l,\theta)$ с помощью итерационного метода рассчитывается начальное приближение восстанавливаемой функции $f_0(x,y)$. Затем по полученному приближению оцениваются значения проекций, которые не были определены при регистрации. С помощью этих оценок исходные данные доопределяются до полной проекции.

Необходимо отметить два ограничения при реализации режима КТ на симуляторе, следующие из его аппаратных возможностей: время хода гантри на угол 180° составляет 20 с, (на КТ оно не превышает 4 с), поэтому возможно появление динамической нерезкости томограммы. Число уровней квантования проекций по яркости не более 200, поэтому полученные томограммы не могут конкурировать с КТ в задачах диагностики. Однако для целей топометрии и подготовки данных в радиологические планирующие системы качество получаемых томограмм вполне достаточно.

Проведено моделирование на ЭВМ работы рентгеновского симулятора SLS-9 в режиме КТ с применением методов свертки и обратного проецирования с ядром Шеппа–Логана, регуляризованного алгоритма реконструкции и итерационного алгоритма.

В главе определены технические, программные и информационные средства планирования лучевой терапии при работе симулятора в режиме КТ. Разработанные программные средства решают следующие задачи: обеспечение возможности сбора и запоминания проекционных данных; их анализ и предварительная обработка; синтез томографического изображения; повышение его качества, приведение его к виду, пригодному для дальнейшей автоматизированной обработки.

Полученные результаты могут найти применение в томографических задачах, возникающих в астрофизике, геофизике, сейсмологии, диагностике плазмы и др.

Глава 4 посвящена разработке структуры и алгоритмов базы диагностических и сопутствующих данных; АРМ врачей клиницистов, а также парамедицинских и административных служб в составе системы.

Определены основные типы, объемы и потоки входных и выходных данных АРМ, требуемые ресурсы локальной вычислительной сети (ЛВС). Объем цифровой информации, получаемый в ОКОД за год при всех видах диагностических исследований составляет 1,2 Гбайт, объем информации,

получаемой в день 4,6 Мбайт. Учитывается обмен информацией через интернет-сервер. ЛВС реализована на основе сетевых карт Ethernet, способных передавать до 10 Мбайт/с информации по коаксиальным линиям;

Основным элементом информационной системы является подсистема "Пациент", состоящая в свою очередь из базы данных (БД) Diagon-x, архива снимков, программ работы с цифровыми изображениями, экспертных систем, подсистем сопряжения с медицинским диагностическим оборудованием, подсистем сопряжения с внешними информационными системами.

Компьютеры АРМ диагностов содержат унифицированные аппаратно-программные комплексы, позволяющие осуществлять ввод изображений непосредственно в процессе обследования пациентов независимо от типа источника изображений. Для фиксации изображений во время проведения диагностических манипуляций и автоматической записи соответствующих файлов на диск компьютера используется специально разработанная программа «Autoshot», написанная на языках С++ и Ассемблер. Управление записью осуществляется через последовательный COM порт компьютера (IBM PC 80386 и выше) от компактного пульта дистанционного управления (рис. 11), находящегося в руке врача - диагноста.

Рис. 11. Структура подсистемы ввода, хранения и обработки изображений

При запуске программы, ее резидентная часть периодически опрашивает состояние порта и при поступлении сигнала о нажатии кнопки пульта программа инициализирует действие драйвера видеобластера по "замораживанию" изображения, поступающего в ТВ формате с диагностического устройства на видеовход бластера. Далее запускается действие драйвера по записи "замороженного" цифрового изображения в файл формата *.bmp на жесткий диск компьютера.

После окончания записи файла программа вырабатывает и передает на пульт восходящий звуковой сигнал, сообщающий специалисту о завершении съемки и готовности системы к следующему циклу.

Для борьбы с явлением ложных срабатываний, возникающих из-за сильных импульсных наводок в питающей сети (например, при включении высоковольтного рентгеновского генератора), в программе предусмотрена временная задержка от момента нажатия кнопки до начала захвата снимка длительностью 0,5 с. В течение этого времени необходимо непрерывно удерживать кнопку нажатой, что обеспечивает нормальный режим записи.

Таким образом, время полного цикла съемки состоит из программированного времени задержки 0,5 с и времени записи файла на диск и составляет 1-1,5 с. Фиксация изображения во время исследования может осуществляться также и с помощью манипулятора «мышь» непосредственно на компьютере другим врачом, заинтересованным в данном исследовании и наблюдающим картину на мониторе компьютера.

При этом не обеспечиваются автоматическое получение информации о состоянии пациента и об условиях получения изображений, как требует стандарт DICOM. Предложена альтернативная система структурирования диагностических данных: в процессе обработки основных изображений на их неинформативных полях контрастным шрифтом наносятся Фамилия_И_О_возраст_[пациента]_Отделение. В начале рабочего дня программой Autoshot автоматически создается подкаталог на локальном диске АРМ с именем ЧЧ_ММ_ГГ (Число_Месяц_Год, например, 01_02_03), при записи в него каждого нового файла изображения ему автоматически присваивается уникальное имя чч_мм_сс.bmp (часы_минуты_секунды, например, 09_15_11.bmp). Такая система именования файлов показала очень высокую эффективность в рассматриваемой системе – она исключила путаницу и сократила время транзакций при поиске изображений в оперативном режиме.

Вся дополнительная информация структурирована в текстовых и числовых полях записи в БД Diagon-x (в первоначальном варианте в среде СУБД Paradox 4.5 и ObjectPAL, в настоящее время – Diagon-2000 в среде Delphi 5), файлы изображений сохраняются в графических полях записи БД.

В системе предусмотрен обмен данными с Популяционным раковым регистром (разработка НИИ онкологии им. Н.Н. Петрова, С-Пб, 1993-2003).

Проанализированы результаты работы начальной, экспериментальной системы. В отдельных работах были показаны ее преимущества по сравнению с традиционными технологиями онкологической диагностики, ее медицинская и экономическая эффективность (Зирин А.Г. 1997, Бабкин А.Е. 1998, Вихарева Е.В. 1999).

В главе 5 разрабатываются принципы построения подсистемы хранения данных информационно-диагностической системы с применением элементов технологии PACS. Предложена четырехуровневая модель архива данных, способная устранить ряд недостатков, присущих некоторым конкретным реализациям PACS, таким как большое время поиска данных в

постоянном архиве (может достигать нескольких часов); отсутствие учета распределенности различных АРМ - источников изображений.

Технология временных отметок и принцип хранения снимков на уровнях в течение определенного времени, характерные для PACS, проста в реализации, но также имеет несколько недостатков: нельзя гарантировать, что снимки не будут перемещены на другие уровни раньше, чем врачи перестанут нуждаться в них. Необходим индивидуальный подход к различным группам снимков, в том числе для амбулаторных и стационарных пациентов. Кроме того, в ходе диагностических исследований получаются снимки различной информативности для врача. Некоторые из них являются прямым доказательством правильности постановки диагноза, другие проясняют второстепенные детали. Основных снимков в ходе одного сеанса бывает немного (1-2 для разных видов исследования), второстепенных – до нескольких десятков.

Предложенная четырехуровневая модель (рис. 12) способна преодолеть отмеченные недостатки.

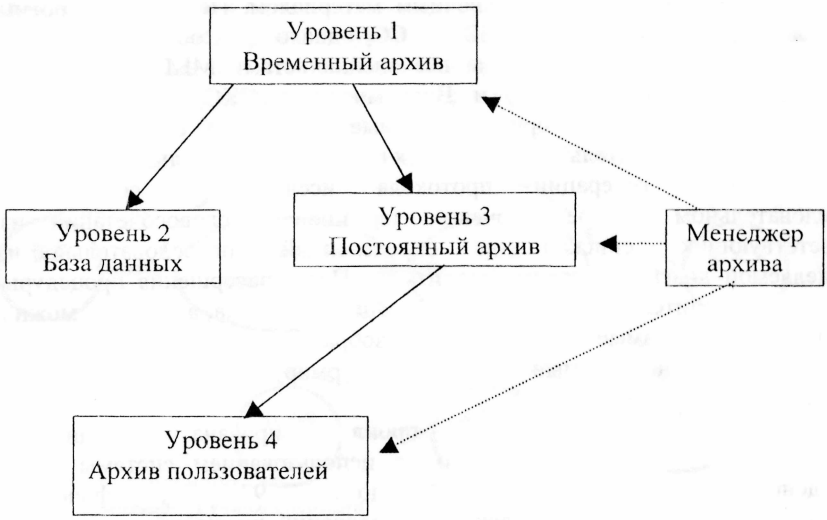


Рис. 12. Структура архива медицинских изображений

Здесь временный архив – место хранения изображений до их помещения в БД, постоянный архив или удаления за ненадобностью; БД служит для хранения основных снимков; постоянный архив – место для долговременного хранения изображений. Физически это набор CD, на которых изображения записываются в виде отдельных файлов; архив пользователей – временное хранилище изображений, извлекаемых из постоянного архива по запросам пользователей.

Процедурами приемки запросов, поиска и помещения снимков в архив пользователей, а также их последующего удаления занимается менеджер архива – комплекс средств, отвечающих за нормальную работу архива. В его функции входит контроль за поступлением снимков во временный архив, распределение их по временному архиву, перевод снимков в постоянный архив, контроль правильности и исправление ссылок на снимки из БД, контроль за размером свободного дискового пространства. Кроме того, менеджер обеспечивает прием и выполнение запросов пользователей к снимкам постоянного архива, контроль над обращениями к снимкам в архиве пользователей, удаление ненужных снимков из архива пользователей.

Снимки, сохраняемые во временном архиве и в базе данных, могут подвергаться предварительной обработке. Снимки третьего и четвертого уровней не подлежат изменениям.

Разработаны специализированные экспертно-справочные системы АРМ Эндоскопия (Helper-E) и АРМ УЗИ (Helper-U), позволяющие автоматически генерировать протоколы исследований, координировать их с заложенным информационно-справочным материалом. Helper'ы построены по аналогии с системами SNOMED и RCC, однако в их основу положены диагностические алгоритмы, созданные специалистами МНИОИ им. П.А. Герцена (Соколов В.В., 1997) и Владимирского ОКОД (Бабкин А.Е., Анисимов А.В., 1998) и ориентированные только на онкологическую диагностику, что значительно упрощает их разработку и использование.

Процедура генерации протокола исследования состоит в последовательном выборе ключевых терминов и словосочетаний из соответствующих списков в определенной последовательности, определяемой диагностическим алгоритмом. После завершения процедуры выбора производится автоматическая генерация протокола, в который можно вставлять необходимые медицинские изображения и дополнительные комментарии. Генерируемый протокол формируется с соблюдением лингвистических правил.

На конкретных примерах проиллюстрирована медицинская эффективность системы. За 2000 год с использованием системы было проведено 356 рентгенологических исследований, 97 маммографических исследований, 1209 эндоскопических исследований желудочно–кишечного тракта и 505 исследований бронхиального дерева, 1208 ультразвуковых исследований. Благодаря применению системы у 22 больных диагноз был изменен, в 19% случаев изменялся план лечения за счет уточнения степени распространенности процесса.

В главе 6 предложены принципы построения унифицированного АРМ диагноста и других АРМ системы. В функции АРМ диагноста включается: обеспечение процесса получения оцифрованных изображений, их анализа и обработки, просмотра направлений пациентов на диагностическое

исследование; предоставление помощи врачу для соблюдения оптимального диагностического алгоритма и при составлении протокола обследования.

Наиболее сложный аппаратно-программный комплекс для управления процедурой захвата изображений был разработан для АРМ топометрии. Комплекс отслеживает положения гантри симулятора и активизирует или останавливает программы, захватывающие видеопоследовательность при достижении заданных углов. Причем предусмотрена возможность предварительного программного изменения углов начала и конца захвата видеопоследовательности.

Одновременно решены также проблемы автоматизированной передачи данных с симулятора на планирующую систему. При этом отпадают все подготовительные действия, которые были необходимы для "ручного" ввода в планирующую систему ROCS карты расположения контуров структур, так как разработанное программное обеспечение позволяет автоматически получать на снимках односвязные контуры указанных оператором объектов на томограмме и далее по ним осуществлять процедуры измерений и планирования лучевой терапии (рис. 13).

Обработанные карты контуров структур передаются непосредственно на компьютер планирующей системы по локальной сети. Очевидно, что все это в значительной мере увеличивает пропускную способность системы в целом.

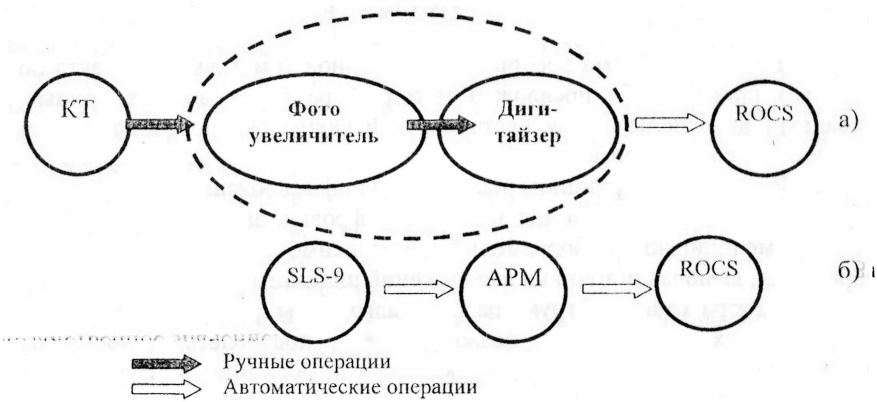


Рис. 13. Технологии передачи информации в планирующую систему ROCS: (а) традиционная, (б) с применением АРМ топометрии в режиме КТ

Необходимо отметить особенности АРМ “Конференц-зал”, предназначенный для подготовки и проведения ежедневных врачебных конференций, на которых принимаются коллегиальные решения о тактике лечения больных в сложных случаях. АРМ снабжен мультимедийным цифровым проектором SANYO, позволяющим демонстрировать на большом

экране презентацию – собранную в единый комплекс необходимую визуальную и другую информацию по конкретному пациенту. Время сборки презентации, включая запросы ко всем уровням архива изображений, не превышает 30 минут и, в основном, зависит от квалификации специалиста, осуществляющего сборку. Технические средства АРМ и накопленная БД широко применяются в программах повышения квалификации врачей разных специальностей и в учебном процессе на кафедре онкологии, лучевой диагностики и эндоскопии ФППО ИвГМА, кафедре биомедицинской инженерии, а также кафедре радиотехники и радиосистем ВлГУ.

В заключении обобщены основные результаты работы.

В приложении приведены акты внедрения материалов диссертации

В диссертационной работе получены следующие основные результаты

1. Теоретико-методические:

1.1. Разработаны научные основы создания проблемно-ориентированной информационно-диагностической системы медицинского назначения.

1.2. Разработаны элементы теории и способ классификации неадаптивных операторов дискретной свертки (скользящих масок) размерности 3×3 для локальной обработки цифровых изображений.

1.3. Предложено теоретическое обоснование метода повышения качества медицинских изображений путем преобразования векторных полей градиентов.

1.4. Решена проблема восстановления полной томограммы объекта по усеченным проекциям и предложен метод сбора проекционных данных, основанный на использовании нестандартной схемы сканирования, создан метод доопределения проекций.

1.5. Разработаны принципы построения унифицированного АРМ врача-диагноста, предназначенного для захвата, оцифровки, анализа, обработки и передачи медицинских изображений, независимо от типа источника изображения, включая источники изображений видимого диапазона.

1.6. Разработаны структура и алгоритмы управления базой диагностических данных, позволяющие преодолеть проблемы структурирования графической и текстовой информации - результатов лучевой диагностики и эндоскопии.

1.7. Предложены принципы построения 4-х уровневой PACS-подсистемы хранения и передачи данных, позволяющей минимизировать время транзакций.

2. Экспериментально-прикладные:

2.1. Создана проблемно-ориентированная информационно-диагностическая система медицинского назначения на основе персональных компьютеров IBM PC и широко распространенных в отечественных условиях диагностических комплексов (рентгеновских, эндоскопических,

ультразвуковых). Проанализированы результаты эксплуатации системы в реальных условиях в медицинском учреждении.

2.2. Экспериментально исследованы внешние параметры скользящих масок общего вида, а также масок, широко применяемых в известных алгоритмах обработки изображений. Предложены рекомендации по их оптимальному выбору.

2.3. Разработан аппаратно-программный комплекс АРМ топометрии для управления захватом видеоряда планарных проекций в режиме КТ на рентгеновском симуляторе.

2.4. Разработаны унифицированные аппаратно-программные комплексы, позволяющие осуществлять ввод изображений в компьютеры АРМ непосредственно в процессе обследования пациентов независимо от типа источника изображений.

2.5. Создана аппаратно-программная PACS- подсистема хранения, обработки, анализа, архивирования и управления передачей медицинской информации, учитывающая требования известных стандартов.

2.6. Созданы экспертно-справочные системы, позволяющие структурировать текстовые заключения диагностов, избегать нарушений в диагностических алгоритмах.

Выводы

Созданная проблемно-ориентированная информационно-диагностическая система обеспечивает повышение качества диагностики за счет реализации возможности оперативного и комплексного анализа результатов различных исследований, использования цифровой обработки изображений, возможности одновременной визуализации медицинских изображений, полученных в разное время с целью динамического наблюдения или ретроспективного анализа.

Система способствует своевременному выявлению потенциальных диагностических ошибок, что важно, например, для ранней диагностики онкологической патологии, а также снижению доли повторных исследований и лучевой нагрузки на пациентов.

Система обеспечивает увеличение объема и производительности медицинских услуг, сокращение материальных затрат на использование рентгеновской пленки и фотолабораторного процесса.

Благодаря реализации на основе недорогих персональных компьютеров и широко распространенных ОС семейства Windows, система обладает свойствами открытости и расширяемости и может быть легко сконфигурирована под конкретные возможности любого лечебно-профилактического учреждения.

Совокупность положений, предложенных в диссертации, представляет собой решение научной проблемы, имеющей важное социальное и народнохозяйственное значение.

Достоверность полученных результатов подтверждается результатами внедрения разработанной системы в ряде медицинских учреждений и их экспериментальной проверкой.

Внедрение результатов работы в лечебно-профилактических учреждениях, а также в учебный процесс высших учебных заведений открывает возможности для проведения научно-исследовательских работ, для статистического анализа данных, хранящихся в архиве БД, для обучения и повышения квалификации врачей.

Основные публикации автора по теме диссертации:

1. Семенов С.И. Информационно-диагностическая система для онкологии –Владимир: ВООО ВОИ Рост, 2002. – 209 с.

2. Специальные методы медико-биологических исследований: Учеб. пособие: В 3 ч. / Е.В. Вихарева, А.Г. Зирин, О.Р. Никитин и др.; Владим. гос. ун-т. Владимир, 2002.- Ч.1 - Рентгеновские методы. 210 с.

3. Семенов С.И. Теория неадаптивных масок для обработки изображений // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника.- 2002.- №12.- С. 33-40.

4. Семенов С.И. Исследование внешних параметров сверточных операторов для обработки изображений // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника.- 2002.- №12.- С. 52-57.

5. Зирин А.Г., Бабкин А.Е., Семенов С.И. Компьютерная диагностическая система в практике онкологического диспансера // Рос. онкол. журн. - 1996.- № 3.- С. 47-49.

6. Семенов С.И. Теория неадаптивных масок для обработки изображений // Радиофизические методы дистанционного зондирования Земли / Под ред. Л.Т. Сушковой. – Владимир: ВООО ВОИ Рост, 2001. - С. 143-165.

7. Зирин А.Г., Семенов С.И. Метод обработки рентгеновских диагностических изображений на основе модификации векторного поля // Медицинская физика. -2001.- № 9. - С.18-22.

8. Жизняков А.Л., Семенов С.И. Некоторые проблемы построения вычислительных томографов специального назначения // Обработка и анализ данных. –Ташкент: НПО Кибернетика АН РУз, 1998.- С. 4-13.

9. Жизняков А.Л., Серков С.П., Семенов С.И. Использование рентгеновского симулятора SLS-9 в режиме компьютерного томографа // Математические и технические средства обработки данных и знаний. –Ташкент: НПО Кибернетика АН РУз, 1999.- С. 117-122.

10. Семенов С.И., Середа С.Н., Кошелев С.В. Ортогональные фильтры для обработки маммограмм // Математические и технические средства обработки данных и знаний. –Ташкент: НПО Кибернетика АН РУз, 1999. - С. 9-14.

1634818

Семенов С.И.
Научные основы создания проблемно-ориентированной информационно-диагностической системы м...
0-00
2003

1634818

ВОЗВРАТИТЕ КНИГУ НЕ ПОЗЖЕ
обозначенного здесь срока

Печать офсетная. Усл. печ. л. 1,86. Уч.-изд. л. 2,15. Тираж 110 экз.
Заказ 274-2003г.
Редакционно-издательский комплекс
Владимирского государственного университета.
600000, Владимир, ул. Горького, 87.