

На правах рукописи

Егошин Михаил Андреевич

**МЕТОД И СРЕДСТВА ИНФОРМАЦИОННОЙ ПОДДЕРЖКИ
ХИРУРГА ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ТРАНСУРЕТРАЛЬНОЙ
РЕЗЕКЦИИ ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ**

Специальность 05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского
назначения

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Курск – 2012

Работа выполнена на кафедре радиотехнических и медико-биологических систем Марийского государственного технического университета

Научный руководитель: Хафизов Ринат Гафиятуллович, доктор технических наук, профессор

Официальные оппоненты: Титов Виталий Семенович, доктор технических наук, профессор, заслуженный деятель науки Российской Федерации, ФГБОУ ВПО «Юго-Западный государственный университет», заведующий кафедрой вычислительной техники

Алиев Марат Туфикович, кандидат технических наук, ФГБОУ ВПО «Марийский государственный технический университет», доцент кафедры проектирования и производства электронно-вычислительных средств

Ведущая организация: ФГБОУ ВПО «Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н. Туполева – КАИ»

Защита диссертации состоится 27 апреля 2012 года в 16.00 часов на заседании диссертационного совета Д 212.105.08 при ФГБОУ ВПО «Юго-Западный государственный университет» по адресу: 305040, г. Курск, ул. 50 лет Октября, 94, конференц-зал.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Юго-Западного государственного университета.

Автореферат разослан 26 марта 2012 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
Д 212.105.08



Снопков В.Н.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. Объем профессиональных знаний, необходимых для успешной работы хирурга, значителен и продолжает постоянно расти. Поэтому актуальность усиления информационной поддержки профессиональной врачебной деятельности медицинских работников в целом обусловлена не только потребностью в повышении качества оказываемой медицинской помощи населению, но и необходимостью оптимизации используемого для этого потенциала лечебного учреждения. Эффективное решение этой проблемы возможно только посредством новых подходов, через систему информатизации основных направлений деятельности учреждений здравоохранения и труда медицинских работников. Поэтому проблема создания автоматизированных рабочих мест хирурга и других медицинских работников является актуальной.

Гиперплазия предстательной железы, т.е. увеличение ее массы и объема с наступлением определенного возраста или при возникновении раковых опухолей, вызывает сужение мочеиспускательного канала. На сегодняшний день существует ряд методов, позволяющих восстановить нормальное мочеиспускание, одним из которых является трансуретральная резекция предстательной железы. Сущность метода трансуретральной резекции заключается в удалении с помощью резектоскопа некоторого объема простаты с целью восстановления мочеиспускательной функции. При выполнении операции хирург управляет движением резектоскопа в пределах изображения операционного поля, наблюдаемого на экране монитора. Изображение формируется камерой, оптически связанной с резектоскопом. При этом процесс операции нуждается в объективном контроле положения режущего электрода резектоскопа относительно стенок капсулы простаты. Сложности, возникающие при проведении данной операции, например, отсутствие видимости капсулы предстательной железы, повреждение которой связано с риском для жизни пациента, обосновывают актуальность разработки методов и средств интеллектуальной поддержки хирурга-уролога.

Таким образом, разработка биотехнической системы, позволяющей снизить риск нанесения вреда здоровью пациента в результате трансуретральной резекции предстательной железы, является актуальной научно-технической задачей.

Работа выполнена по гранту РФФИ «Разработка методов и создание информационной технологии визуализации и сравнительного анализа сопряженных пространственных статистических и динамических сцен» (проект №08-01-12000 офи).

Цель и задачи диссертационного исследования. Целью диссертационной работы является разработка методов и алгоритмов интеллектуальной поддержки хирурга-уролога при проведении трансуретральной резекции предстательной железы, позволяющих повысить точность манипуляций хирурга и, тем самым, снизить число операционных осложнений. Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи: разработать структуру биотехнической системы информационной поддержки хирурга при проведении трансуретральной резекции предстательной железы;

- 1) разработать методику обнаружения фрагмента изображения предстательной железы;
- 2) разработать методику взаимной привязки изображений полученных при томографическом исследовании и с хирургического инструмента;
- 3) разработать метод выделения признаков текстуры на изображениях предстательной железы;
- 4) разработать алгоритмы предлагаемых методов для целей слежения за хирургическим инструментом при проведении трансуретральной резекции предстательной железы.

Методы исследования. Для решения поставленных задач были использованы: теория вероятности, теория статистических решений и линейной фильтрации, теория контурного и кватернионного анализа изображений, моделирование процессов обработки изображений на ЭВМ, методы управления в биотехнических системах, методология искусственного интеллекта, методы математического моделирования.

Научная новизна. В диссертационной работе получены следующие результаты, характеризующиеся научной новизной и выносимые на защиту:

1. Структура биотехнической системы информационной поддержки хирурга-уролога, отличающаяся возможностью слежения за хирургическим инструментом без привлечения дополнительных устройств.
2. Методика обнаружения фрагмента изображения предстательной железы, основанная на принятой математической модели изображения предстательной железы и отличающаяся тем, что в структуре оптимального фильтра учитываются статистические данные фона, что позволяет уменьшить погрешность оценки координат смещения фрагмента.
3. Методика взаимной привязки изображений, полученных при томографическом исследовании и с хирургического инструмента, основанная на применении методов кватернионного анализа и обеспечивающая приемлемую точность совмещения изображений.
4. Метод выделения текстурных признаков изображений предстательной железы, основанный на оценке изменения структуры тканей в теле железы и обеспечивающий дополнительный контроль за положением хирургического инструмента в непосредственной близости к капсуле предстательной железы.
5. Алгоритмы обработки и анализа изображений предстательной железы, составляющие основу аппаратно-программного комплекса, поддерживающего работу хирурга-уролога при проведении трансуретральной резекции, отличающиеся возможностью работы без привлечения дополнительного оборудования для организации слежения за хирургическим инструментом и обеспечивающие приемлемую для медицинской практики эффективность работы соответствующей системы поддержки принятия решений.

Практическая значимость. Предложенная информационная технология интеллектуальной поддержки хирурга-уролога позволяет осуществлять объективный контроль при проведении операций на предстательной железе и, тем самым, исключить влияние человеческого фактора на качество проведения операции.

Реализация результатов работы. Результаты диссертационной работы внедрены в Республиканской клинической больнице Республики Марий-Эли использованы в учебном процессе кафедры РТМБС МарГТУ по курсам «Обработка изображений медико-биологических объектов» и «Аппаратное и информационное обеспечение малоинвазивных операций в урологии» для студентов специальности 200400.65 «Инженерное дело в медико-биологической практике», что подтверждается соответствующими актами.

Теоретические и практические результаты работы использованы в НИР по гранту РФФИ «Разработка методов и создание информационной технологии визуализации и сравнительного анализа сопряженных пространственных статистических и динамических сцен» (проект №08-01-12000 офи), выполненной на кафедре радиотехнических и медико-биологических систем МарГТУ в период с 2008 по 2010 годы.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности. Содержание диссертации соответствует п.2 паспорта специальности – 05.11.17 «Приборы, системы и изделия медицинского назначения»:

Значение решения научных, технических, медико-биологических проблем и проблем приборного и инструментального развития современных медицинских технологий и информационного их обеспечения для задач здравоохранения состоит в создании высокоэффективных инструментов, приборов, оборудования, изделий, систем, комплектов, технического и программного обеспечения принципиально новых высокоэффективных средств и методов воздействия на человека и в оценке влияния на человека лечебного и поражающего фактора различных излучений, полей и других энергетических факторов воздействия на человека, создании измерительной техники и средств метрологического обеспечения, создании новых средств передачи и отображения медико-биологической информации.

Апробация работы. Основные положения диссертационной работы докладывались и обсуждались на следующих конференциях:

1. 10th International Conference on Pattern Recognition and Image Analysis: New Information Technologies (PRIA-10-2010). St. Petersburg, 2010
2. XXIII всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» (Биомедсистемы - 2010). Рязань, 2010.
3. XVI молодежной научной конференции «Туполевские чтения». Казань, 2008.
4. Республиканском научном семинаре академии наук республики Татарстан «Методы моделирования». Казань, 2010.
5. IX международной конференции «Оптико-электронные приборы устройства в системах распознавания образов, обработки и символической информации», Распознавание – 2010. Курск, 2010.
6. Всероссийской научно-технической конференции с международным участием «Промышленная безопасность». Йошкар-Ола, 2011.
7. IV Всероссийской с международным участием научной конференции «МЕТРОМЕД - 2011». Санкт-Петербург, 2011.

8. Международной научно-технической конференции «Медико-экологические информационные технологии – 2011». Курск, 2011.

Публикации. По материалам диссертационного исследования опубликовано 16 работ, из них 3 статьи в рецензируемых научных журналах и изданиях, 1 свидетельство о регистрации программы для ЭВМ.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, 4 глав, заключения, списка литературы, включающего 84 наименований, и приложения. Работа изложена на 126 страницах машинописного текста, содержит 59 рисунков и 4 таблицы.

Личный вклад автора.

В основных научных работах по теме диссертации, опубликованных в соавторстве и приведенных в конце автореферата, личный вклад соискателя состоит в следующем: в работах [2,12] разработана структура биотехнической системы информационной поддержки хирурга; в работах [3, 5, 7, 8, 9] исследованы вопросы применения инверсной фильтрации для решения задачи обнаружения фрагмента изображения предстательной железы; в работах [1, 6, 10, 11, 13, 14] предложены системы координат для представления динамических и 3D статистических изображений предстательной железы и их взаимная привязка на основе кватернионного анализа; в работе [15] разработан метод текстурного анализа изображений предстательной железы.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во **Введении** обоснована актуальность темы, сформированы цель и задачи работы, направления исследований, научная новизна и основные научные положения диссертационной работы.

В **первой главе** исследовано состояние вопроса по медицинским информационным системам. Рассмотрены назначение и особенности медицинских систем. Основная их цель - компьютерная поддержка работы врача. Они позволяют повысить качество профилактической и лечебно-диагностической работы, особенно в условиях массового обслуживания при дефиците времени и квалифицированных специалистов. Многообразие структур биологических объектов и систем, методов проведения медико-биологических исследований, типов регистрируемых данных определяет многообразие вариантов практической реализации информационных систем, обеспечивающих автоматизацию различных этапов проведения подобных исследований. Приведена структура информационной биотехнической системы, основу которой составляет компьютерные средства обработки и анализа данных.

Исследованы основные средства и методы информационной поддержки хирурга при выполнении операций по технологии мини-доступа. Анализ состояния вопроса создания систем слежения в мягких тканях при выполнении хирургических операций по технологии мини-доступа показал, что существующие современные системы требуют применения, в той или иной степени, дополнительных устройств. При этом в некоторых случаях размещение дополнительных навигационных устройств может вызвать затруднения.

Рассмотрены методы и средства слежения за хирургическим инструментом, основанные на анализе изображений. Рассмотрены вопросы формирования изображений при выполнении трансуретральной резекции предстательной железы. Представлены подходы к обработке динамических изображений, формируемые видеокамерой резектоскопа. Показано, что обработка изображений для целей слежения за хирургическим инструментом при проведении трансуретральной резекции предстательной железы заключается в прослеживании траектории движения резектоскопа в теле предстательной железы. Данная задача сводится к задаче обнаружения похожих фрагментов в соседних кадрах последовательно-сти изображений предстательной железы.

По результатам анализа состояния вопроса по теме исследования конкретизированы задачи диссертационной работы.

Во *второй главе* предложена методика взаимной привязки изображений полученных при томографическом исследовании и с хирургического инструмента. Предложены системы координат для представления изображений предстательной железы и методика их взаимной привязки.

В плане информационной поддержки хирурга при проведении трансуретральной резекции предстательной железы задача ставится следующим образом.

Имеется замкнутое трехмерное пространство F с заданными границами (статическая 3D сцена S_t). В этом пространстве сформирована объемная критическая область Ω , выход за пределы которой запрещен. В пределах замкнутого пространства расположен подвижный объект K , движения которого направлены на выполнение некоторой целевой функции. Информация для управления объектом K формируется по результатам анализа динамической сцены D_n , $n = 0, 1, \dots, s-1$, которая образуется видеодатчиком, закрепленным на объекте K . Содержание динамической сцены является фрагментом исходной статической сцены. Фрагмент D_n отличается от фрагмента D_{n-1} более глубоким расположением в теле объекта F (рис. 1). По результатам анализа статической и динамической сцен необходимо определить положение объекта K относительно критической области Ω и сформировать предупреждающую информацию при достижении этой области.

Для решения поставленной задачи были заданы три системы координат: абсолютная, естественная и динамическая и их взаимная привязка. Абсолютная система отсчета, связанная с организмом пациента, должна быть привязана к какой либо точке (органу) пациента так, чтобы относительно ее можно было однозначно задать положение предстательной железы. Для определения системы отсчета использовались изображения костных образований. Это было объяснено тем, что при использовании рентгеновского излучения для формирования томограмм костные образования максимально препятствуют прохождению лучей к приемнику излучения. Поэтому на томограммах органов малого таза наиболее отчетливо выделяются объекты, принадлежащие костям тазового пояса и бедренным костям.

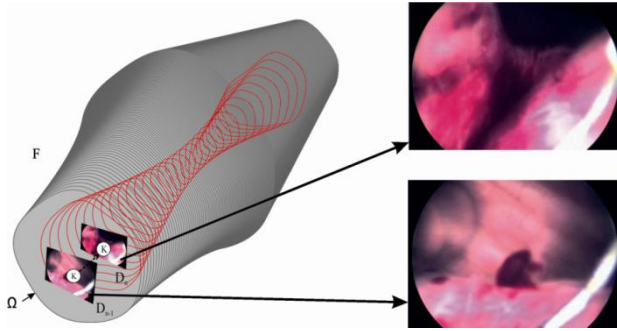


Рис. 1. Модель изображения предстательной железы

Предстательная железа наилучшим образом наблюдается на срезах, регистрируемых ниже мочевого пузыря на уровне седалищных и головок бедренных костей. Для определения начала O_A абсолютной системы отсчета и для построения 3D изображения предстательной железы использовались такие объекты, форма которых является уникальной и слабо изменяется в зависимости от веса и роста человека. Изображения головки бедренной кости полностью удовлетворяет предъявляемым требованиям.

Для описания формы пространственных изображений предложено использовать аппарат кватернионов. К кватернионным сигналам (КТС) $\mathbf{Q} = \{q(n)\}_{0,s-1}$ приводит упорядоченное в трехмерном пространстве множество s точек $\Xi = \{\xi(n)\}_{0,s-1}$, задающее групповой точечный объект.

Если в пространстве выбрать некоторую точку O и принять ее в качестве начала системы отсчета, то, сформировав пучок из векторов $\mathbf{Q} = \{q(n)\}_{0,s-1}$, соединяющих т. O с точками множества Ξ , каждый из этих векторов можно рассматривать как чисто векторный кватернион

$$q(n) = q_1(n)i + q_2(n)j + q_3(n)k, \quad n = 0, 1, \dots, s-1,$$

где i , j и k – мнимые единицы. Заданное таким образом множество точек $\Xi = \{\xi(n)\}_{0,s-1}$ называется кватернионным сигналом $\mathbf{Q} = \{q(n)\}_{0,s-1}$.

Естественная система отсчета с началом в точке O_E связана с 3D изображением предстательной железы. Начало O_E естественной системы отсчета располагается в области входа уретры в предстательную железу (точка А рис. 2), где наблюдается семенной бугорок (рис. 3,а). Для задания естественной системы координат принимается решение также использовать область входа уретры в мочевой пузырь (рис 3,б). Ось, соединяющая эти области, служит для представления точек, образующих капсулу предстательной железы, в естественной системе отсчета.

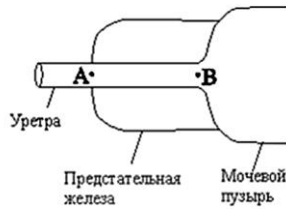


Рис. 2. К заданию естественной системы координат

Динамическая система отсчета связана с изображениями, формируемыми с телекамеры резектоскопа. При выполнении операции трансуретральной резекции простаты хирург управляет движениями резектоскопа в пределах изображения операционного поля, наблюдаемого на экране монитора. Изображение формируется камерой, оптически связанной с резектоскопом. Вследствие движения резектоскопа наблюдаемая на мониторе сцена носит динамический характер.

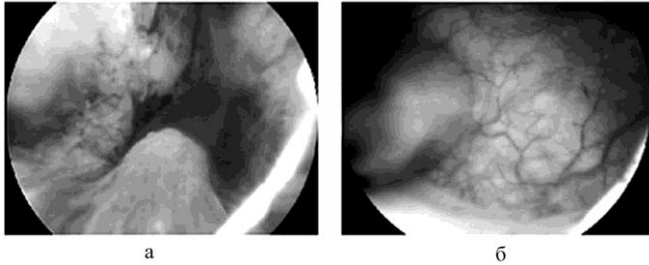


Рис. 3. Изображения областей входа уретры в предстательную железу (а) и в мочевой пузырь (б), соответствующие точкам А и В на рис. 2

Модель динамического изображения предстательной железы, содержащей изображение объекта $s(x, y, t)$, фона $g(x, y, t)$ и постоянную составляющую g_0 , обеспечивающую неотрицательность функции $f(x, y, t)$ кадра K , имеет вид:

$$f(x, y, t) = g_0 + ks(x + \Delta x, y + \Delta y, t - \Delta t) + g(x, y, t)n(x, y),$$

где Δx , Δy – величины смещения обнаруживаемого участка изображения $s(x, y, t)$.

Взаимная привязка заданных систем координат происходит следующим образом. КТС $\mathbf{Q} = \{q(n)\}_{0,s-1}$ задает точки капсулы 3D изображения капсулы предстательной железы в абсолютной системе отсчета, а КТС $\mathbf{P} = \{p(n)\}_{0,s-1}$ тот же КТС, задающий точки 3D изображения капсулы предстательной железы в естественной системе отсчета. В силу того что в ходе проведения операции положение тела пациента отличается от положения, при котором были получе-

ны томографические изображения и сформировано 3D изображение представительной железы, КТС \mathbf{P} является результатом поворота КТС \mathbf{Q} .

Для взаимной привязки двух систем координат абсолютной и естественной необходимо совместить КТС \mathbf{Q} и \mathbf{P} . Совместим между собой произвольно выбранный кватернион $q(m)$ из КТС $\mathbf{Q} = \{q(n)\}_{0,s-1}$ соответствующим кватернионом $p(m)$ из КТС $\mathbf{P} = \{p(n)\}_{0,s-1}$. Угол $2\varphi_m$ между $q(m)$ и $p(m)$:

$$2\varphi_m = \arccos \frac{q_1(m)p_1(m) + q_2(m)p_2(m) + q_3(m)p_3(m)}{|q(m)||p(m)|}.$$

Далее определяем нормаль к плоскости, в которой расположены кватернионы $q(m)$ и $p(m)$, а также точка O . Коэффициенты кватерниона $r(m) = r_1(m)i + r_2(m)j + r_3(m)k$, задающего направление данной нормали, находятся следующим образом:

$$r_1(m) = p_2(m)q_3(m) - p_3(m)q_2(m), \quad r_2(m) = p_3(m)q_1(m) - p_1(m)q_3(m), \\ r_3(m) = p_1(m)q_2(m) - p_2(m)q_1(m).$$

Кватернион b , вращающий КТС \mathbf{P} на угол $2\varphi_m$ вокруг этой нормали, имеет вид

$$b = \cos \varphi_m + [r(m) = r_1(m)i + r_2(m)j + r_3(m)k] \frac{\sin \varphi_m}{|r(m)|}.$$

В результате такого поворота получаем промежуточный КТС

$$\mathbf{P}_{2\varphi_m} = \{p_{2\varphi_m}(n)\}_{0,s-1} = b\mathbf{P}b^{-1},$$

у которого кватернион $p_{2\varphi_m}(m)$ точно совместился с кватернионом $q(m)$ исходного сигнала, т.е. $p_{2\varphi_m}(m) = q(m)$.

Чтобы полностью совместить КТС \mathbf{Q} и \mathbf{P} , необходимо повернуть полученный промежуточный КТС $\mathbf{P}_{2\varphi_m}(m)$ вокруг оси, задаваемой совмещенными кватернионами $q(m)$ и $p(m)$, на неизвестный пока угол $2\psi_m$.

Для полного совмещения сигналов надо совместить кватернионы $q(m+1)$ и $p_{2\varphi_m}(m+1)$ поворотом на угол $2\psi_m$. Этот угол равен углу между кватернионами g и h , которые задают векторы, проектирующие кватернионы $q(m+1)$ и $p_{2\varphi_m}(m+1)$ на ось. В работе показано, что кватернионы g и h будут равны

$$\begin{aligned}
g &= \frac{(q(m+1), q(m))_{E^3}}{|q(m)|^2} q(m) - q(m+1) = \\
&= \frac{q_1(m+1)q_1(m) + q_2(m+1)q_2(m) + q_3(m+1)q_3(m)}{|q(m)|^2} q(m) - q(m+1), \\
h &= \frac{(p_{2\varphi_m}(m+1), q(m))_{E^3}}{|q(m)|^2} q(m) - p_{2\varphi_m}(m+1) = \\
&= \frac{p_{1,2\varphi_m}(m+1)q_1(m) + p_{2,2\varphi_m}(m+1)q_2(m) + p_{3,2\varphi_m}(m+1)q_3(m)}{|q(m)|^2} q(m) - \\
&- p_{2\varphi_m}(m+1).
\end{aligned}$$

В результате угол 2ψ между кватернионами g и h будет равен $2\psi = \arccos \frac{(g, h)_{E^3}}{\|g\|\|h\|}$. В связи с тем, что операция вращения КТС обладает свойством конформности, углы между его кватернионами при повороте не меняются.

Привязка динамической системы отсчета производится при непосредственном участии хирурга при проведении операции. Хирург, управляя движением резектоскопа и наблюдая операционное поле по монитору, отмечает момент, при котором резектоскоп проходит область входа уретры в предстательную железу. Для этого может быть использована педаль, с помощью которой формируется сигнал, фиксирующий данный момент времени. Этот сигнал подается на ПЭВМ, входящий в аппаратно-программный комплекс информационной поддержки хирурга.

В *третьей главе* решена задача синтеза фильтра, обеспечивающего обнаружение изображения заданного объекта при наличии фоновой помехи, содержащей сходные объекты. При этом сходными в энергетическом смысле считались объекты, функции которых имеют пропорциональные распределения спектральной плотности мощности по частотам, т.е. два изображения $u(x, y)$ и $s(x, y)$ считались сходными, если $|\dot{U}(\omega_x, \omega_y)|^2 = k|\dot{S}(\omega_x, \omega_y)|^2$, где k - коэффициент пропорциональности. С учетом этого, выражение частотного коэффициента передачи фильтра

$$\dot{H}(\omega_x, \omega_y) = \frac{k}{|N(\omega_x, \omega_y)|^2} \dot{S}^*(\omega_x, \omega_y) \exp\{-i(\omega_x x_0 + \omega_y y_0)\},$$

где (x_0, y_0) – координаты центра тяжести обнаруживаемого фрагмента изображения, принимает вид

$$\dot{H}(\omega_x, \omega_y) = \frac{k}{\dot{S}(\omega_x, \omega_y)} \exp\{-i(\omega_x x_0 + \omega_y y_0)\}.$$

Фильтр с такой частотной характеристикой осуществляет пропускание спектральных составляющих по кривой, обратной к спектру обнаруживаемого объекта и в ряде работ получил название – инверсный фильтр. Инверсный фильтр обеспечивает формирование достаточной статистики для принятия решения об обнаружении фрагмента изображения предстательной железы.

Проведен анализ работы инверсного фильтра в пространственной области. Рассмотрена фильтрация одномерных перепадов и импульсов яркости. Представлены результаты расчета импульсной характеристики инверсного фильтра при нулевом значении определителя матрицы.

В диссертационной работе рассмотрены вопросы применения инверсного фильтра в целях слежения за хирургическим инструментом при трансуретральной резекции предстательной железы. На рис. 4 представлен пример инверсной фильтрации изображения предстательной железы.

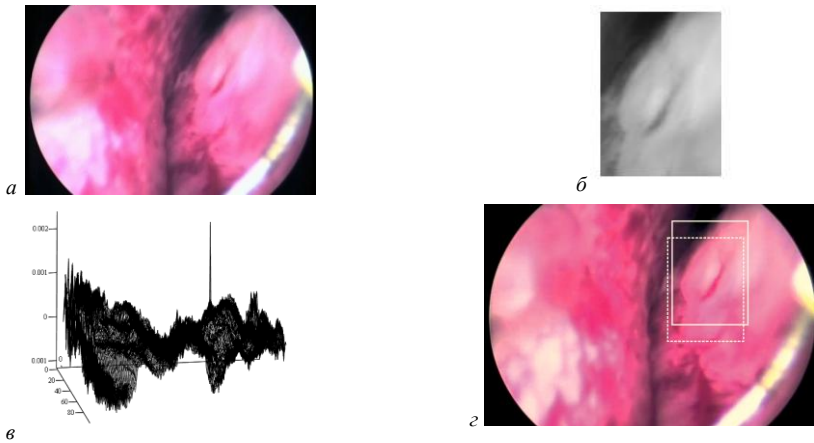


Рис. 4. Инверсная фильтрация изображения предстательной железы: а – исходное изображение, б – выбранный фрагмент изображения, в – выходной отклик инверсного фильтра, з – результат фильтрации последующего кадра изображения предстательной железы

Частотная характеристика $\dot{H}(\omega_x, \omega_y)$ инверсного фильтра определялась как обратная характеристика спектра выбранного фрагмента (рис. 4,б) текущего кадра (рис. 4,а) динамического изображения предстательной железы. На основе частотной характеристики сформирована импульсная характеристика инверсно-

го фильтра. На рис. 4,в представлен отклик на выходе инверсного фильтра по обработке последующего кадра (рис. 4,г) динамического изображения предстательной железы. На рис. 4,г показано положение фрагмента, выбранного на предыдущем кадре, а также положение этого же фрагмента на текущем кадре.

Выходной сигнал реального инверсного фильтра дает в точке, соответствующей местоположению обнаруживаемого объекта, резкий выброс, величина которого прямо пропорциональна ширине полосы пропускания. Данный эффект позволяет уменьшить погрешности оценки координат смещения фрагмента. Разница по горизонтали и вертикали определяет вектор перемещения хирургического инструмента в теле предстательной железы.

Исследована эффективность применения инверсного фильтра для решения задачи обнаружения изображений фрагментов в динамическом изображении предстательной железы. На рис. 5 представлен график зависимости отношения пиковой величины отклика фильтра к соседним отсчетам от величины средне-квадратического отклонения шума.

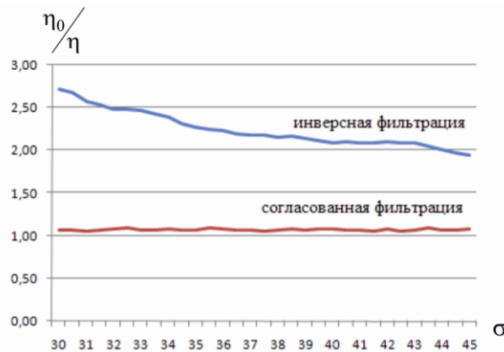


Рис. 5. Зависимость отношения пикового значения отклика согласованного и инверсного фильтров к соседним отсчетам от СКО шума

Таким образом, процесс формирования координат вектора перемещения сводится к решению задачи поиска одноименного фрагмента в соседних кадрах динамической сцены. Если при перемещении элементов матрицы $h(x, y, t - \Delta t)$ фрагмента $s(x_s, y_s, t - \Delta t)$ изображения $f(x, y, t - \Delta t)$, полученного в предыдущий момент времени $(t - \Delta t)$, по матрице элементов изображения $f(x, y, t)$, полученного в текущий момент времени, значения матрицы в виде выходного сигнала фильтра:

$$\eta(l, r, t) = \sum_{x=0}^{X_s-1} \sum_{y=0}^{Y_s-1} h(x, y, t - \Delta t) f(x+l, y+r, t),$$

$$l = 0, 1, \dots, X - X_s + 1, \quad r = 0, 1, \dots, Y - Y_s + 1,$$

больше ее значения, рассчитанного в предыдущем такте сравнения, оно будет записано в память, а также координаты l_0 и r_0 , соответствующие этому значению. Данные координаты используются далее для определения сигнала рассогласования $\Delta x = l_0 - m_0$ и $\Delta y = r_0 - n_0$, где (m_0, n_0) – координаты центра фрагмента S в поле изображения $f(x, y, t - \Delta t)$, и, соответственно, для определения направления и расстояния перемещения резектоскопа в теле предстательной железы.

В *четвертой главе* представлена разработанная структура биотехнической системы для трансуретральной резекции предстательной железы, осуществляющая этапы подготовки и проведения операции (рис. 6).

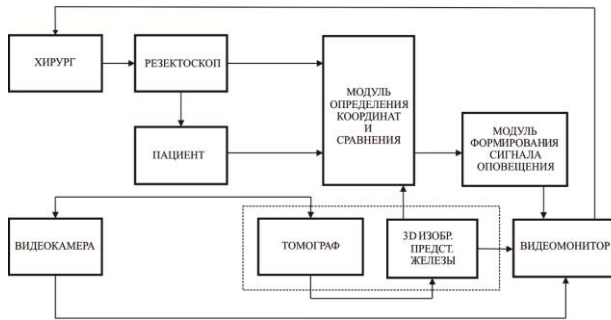


Рис. 6. Структура биотехнической системы для трансуретральной резекции предстательной железы

На этапе подготовки к операции выполняется обследование пациента, предусматривающее анализ структуры предстательной железы при помощи интроскопических методов исследования, например, компьютерной томографии. Далее осуществляется построение трехмерного изображения капсулы предстательной железы на основе данных компьютерного томографа. Производится анализ границ исследуемого органа методами контурного анализа в каждом отдельном срезе. С учетом расстояния между срезами производится расчет координат каждой точки, принадлежащей капсуле предстательной железы, в трехмерном пространстве.

Восстановление трехмерного контура капсулы предстательной железы осуществляется посредством наложения полученных контуров $\Gamma^r = \{ \gamma^r(n) \}_{0, s^r-1}$ последовательно друг на друга в соответствии с номером среза r . При этом начало системы отсчета определяется однозначно из томографических изображений, т.к. тело пациента неподвижно во время обследования и вид проекции (фронтальная, аксиальная) строго зафиксирован.

Элементы восстановленного трехмерного изображения поверхности предстательной железы задаются кватернионами $q(m)$ в унитарном пространстве. На рис. 7 представлен пример сформированного 3D изображения капсулы предстательной железы и проходящего через нее участка уретры.

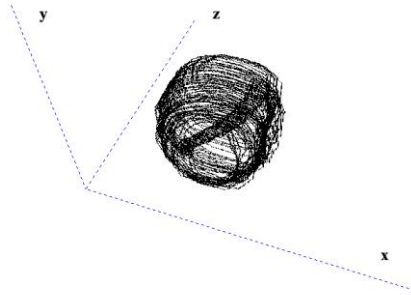


Рис. 7. 3D изображение предстательной железы

Во время хирургического вмешательства осуществляется обратная связь с пациентом. Контроль над проведением операции производится программно, используя построенную, на основе данных компьютерной томографии, виртуальную модель предстательной железы. Осуществляется анализ местоположения резектоскопа при помощи модуля определения координат. Модуль сравнения анализирует разницу между координатами резектоскопа и капсулы предстательной железы, которые вычисляются при построении виртуальной модели органа. Если разница достигает критического уровня, модуль формирования сигнала оповещения извещает хирурга о достижении им критической зоны.

Модуль определения координат является одним из ключевых узлов биотехнической системы информационной поддержки хирурга при проведении операции. В основу работы данного модуля заложены методы обработки и анализа изображений предстательной железы, сформированные видеокамерой резектоскопа.

В силу особой важности сохранения целостности капсулы предстательной железы в диссертационной работе предложены дополнительная процедура контроля за положением хирургического инструмента на основе анализа структуры изображений. Данный подход основан на том, что различные ткани обладают различной структурой (текстурой). По мере удаления от уретры к капсуле предстательной железы структура ткани меняется. На рис. 8,а показан пример изображения, наблюдаемого хирургом при приближении к капсуле предстательной железы. Здесь хорошо просматривается некоторая текстура в виде ориентированных полос, что не наблюдается на других участках в теле предстательной железы.

В диссертационной работе предлагается метод анализа текстуры на основе оценки ориентации базовых примитивов, проявляемых в виде полос. Для этого необходимо выделить контуры примитивов и оценить их ориентацию. В том случае, когда мы имеем дело с текстурой, ориентация контуров примитивов будет одинаковой. Когда же наблюдаемое изображение не содержит текстуры, ориентация контуров будет различной.

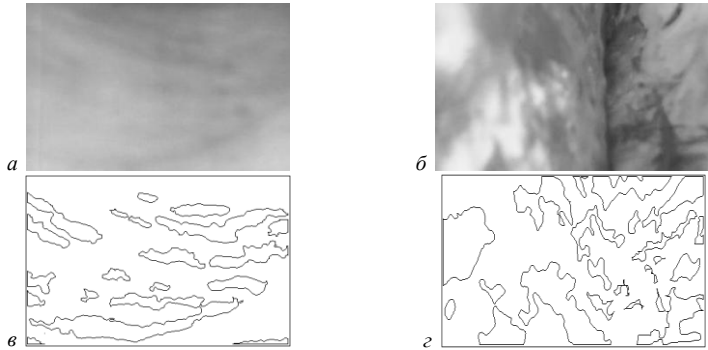


Рис. 8. Результат выделения базовых примитивов на изображениях предстательной железы

В диссертационной работе для анализа текстур выделение контуров изображений примитивов производится не по исходным изображениям, а по разностным, формируемым как разности уровней яркости между точками каждой пары элементов, разделенных заданным расстоянием. Для выделения контуров $\Gamma^r = \{\gamma^r(n)\}_{n=0}^{s-1} = \{\gamma_0^r(n) + \gamma_1^r(n)\}_{n=0}^{s-1}$ базовых примитивов используется алгоритм Розенфельда. На рис. 8,в,г представлен результат выделения базовых примитивов на изображениях предстательной железы. Оценка ориентации базовых примитивов производится как отношение горизонтальных размеров контуров к вертикальным:

$$\beta^r = \frac{\sum_{n=0}^{s-1} |\gamma_1^r(n)|}{\sum_{n=0}^{s-1} |\gamma_2^r(n)|}.$$

В случае наличия текстуры (рис. 8,а), оценка ориентации для всех контуров находится в диапазоне от 2,114 до 2,8741; в среднем – 2,31. В том, случае, когда текстура не наблюдается (рис. 8,б), – от 0,8 до 2,091; в среднем – 1,12. На рис. 9 представлен алгоритм обработки изображения предстательной железы на основе разностного подхода.

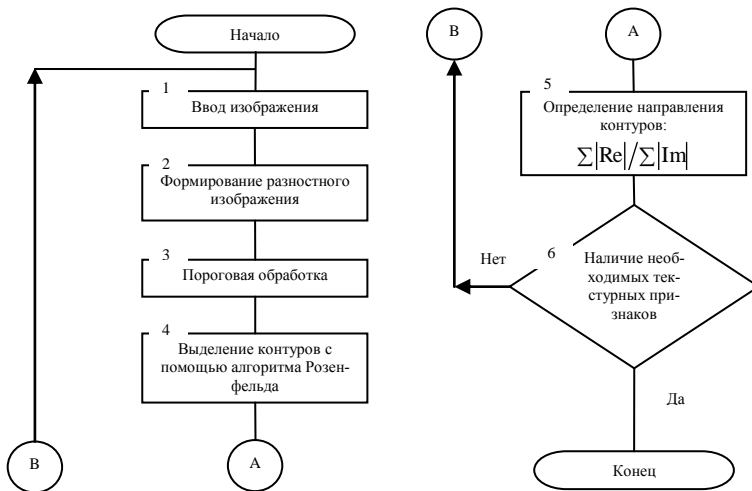


Рис. 9. Блок-схема алгоритма обработки изображения предстательной железы на основе разностного подхода

На рис. 10 представлен фрагмент траектории движения резектоскопа в теле предстательной железы.

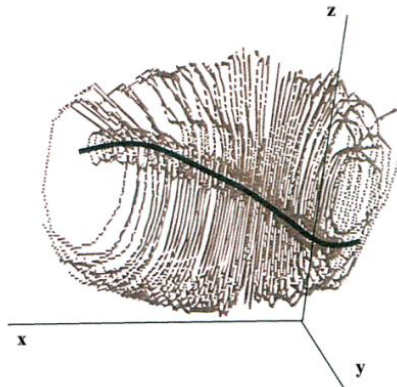


Рис. 10. Траектория движения резектоскопа в теле предстательной железы

Траектория сформирована по результатам анализа реальных изображений, полученных в ходе проведения трансуретральной резекции предстательной железы в урологическом отделении Республиканской клинической больницы Республики Марий Эл (г. Йошкар-Ола).

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

В результате выполнения диссертационной работы получены следующие основные результаты.

1. Разработана структура биотехнической системы информационной поддержки хирурга-уролога при проведении трансуретральной резекции предстательной железы, применение которой позволяет осуществлять объективный контроль при проведении операции и повысить эффективность ее проведения.
2. Разработана методика обнаружения фрагмента изображения предстательной железы, позволяющая уменьшить погрешности оценки координат смещения фрагмента за счет учета в структуре оптимального фильтра принятой математической модели изображения предстательной железы.
3. Разработан метод выделения текстурных признаков изображений предстательной железы, основанный на выделении контуров изображений примитивов и оценки их ориентации, обеспечивающий дополнительный контроль за положением хирургического инструмента в теле железы.
4. Получены три системы координат для представления 3D изображений капсулы предстательной железы в ходе проведения обследования и непосредственно во время операции, а также изображений, получаемых с резектоскопа при проведении трансуретральной резекции предстательной железы. На основе методов кватернионного анализа изображений разработана методика к взаимной привязке систем координат представления изображений предстательной железы.
5. Разработаны алгоритмы обработки и анализа изображений предстательной железы, составляющие основу комплекса информационной поддержки трансуретральной резекции предстательной железы.

СПИСОК ОСНОВНЫХ РАБОТ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Статьи в рецензируемых научных журналах и изданиях:

1. Хафизов, Р.Г. Информационная поддержка хирурга при проведении трансуретральной резекции предстательной железы / Р.Г. Хафизов, М.А. Егосин // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2011. Т. 10. №4. С.980-984.
2. Егосин, М.А. Система информационной поддержки хирурга при проведении трансуретральной резекции предстательной железы / М.А. Егосин, Р.Г. Хафизов, Ю.Е. Гарипова // Информационно- управляющие системы. 2011. №3. С.66-69.
3. Хафизов, Р.Г. Инверсная фильтрация предстательной железы / Р.Г. Хафизов, М.А. Егосин, Н.Ю. Глазунова // Вестник Марийского государственного технического университета. 2011. №3. С.65-77.

Свидетельства о регистрации программ для ЭВМ:

4. Рябинин, К.Б. Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ №2009616106. Программа определения плоских участков заданных размеров на подстилающей поверхности / К.Б.Рябинин, Я.А.Фурман, А.В. Кревецкий, М.А. Егошин (РФ). М.: РосПатент; Заявитель и правообладатель МарГТУ. №2009614876; заявлено 09.09.2009; дата регистрации 05.11.2009.

Статьи в журналах и трудах научных конференций:

5. Егошин, М.А. Разработка программного комплекса системы информационной поддержки хирурга-уролога / М.А. Егошин, В.В. Мальцев // Медицинские приборы и технологии: Международный сборник научных статей / Тул. гос. ун-т. Тула, 2011. С.144-147.

6. Егошин, М.А. Экспериментальное исследование потенциальной помехоустойчивости распознавания 2D и 3D изображений при условии их произвольных вращений / М.А. Егошин // Вестник Марийского государственного технического университета / Мар. гос. тех. ун-т. Йошкар-Ола, 2009. №2. С.48-55.

7. Егошин, М.А. Обработка изображений предстательной железы в системе информационной поддержки хирурга-уролога / М.А. Егошин, Ю.Е. Гарипова, Р.Г. Хафизов // Медико-экологические информационные технологии – 2011: сборник материалов XIV Междунар. науч.-техн. конф. / Юго-Зап. гос. ун-т. Курск, 2011. С.189-193.

8. Егошин, М.А. Обнаружение фрагментов изображений предстательной железы на базе инверсной фильтрации при проведении трансуретральной резекции / М.А. Егошин // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы (БИОМЕДСИСТЕМЫ-2010): сб. материалов XXIII Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов / Рязан. гос. радиотехн. ун-т. Рязань, 2010. С.229-233.

9. Egooshin, M.A. Inverse Filtering Application for Processing of Prostate Images at Carrying Out Transurethral Resection / M.A.Egooshin, R.G. Khafizov // 10th International Conference on Pattern Recognition and Image Analysis: New Information Technologies (PRIA-10-2010). St. Petersburg. Conference Proceedings (Vol. I-II), SPb.: Politechnika, 2010. Volume II. Page 269-273.

10. Хафизов, Р.Г. Разработка алгоритма детектирования формы поверхностей 3D изображений медико-биологических объектов на основе анализа векторных полей / Р. Г. Хафизов, М. А. Егошин // XVI Туполевские чтения: Международная молодежная научная конференция, 28-29 мая 2008 года: Труды конференции / Казан. гос. техн. ун-т. Казань, 2008. Т.3. С.151-152.

11. Фурман, Я.А. Кватернионные модели процессов представления, обработки и распознавания трехмерных изображений / Я.А. Фурман, М.А. Егошин, Р.В. Ерусланов // Методы моделирования: Труды Республиканского научного семинара АН РТ / Казань: Наука, 2010. Вып. 4. С.7-40.

12. Гарипова, Ю.Е. Решение задачи интраоперационной навигации хирургического инструмента при проведении трансуретральной резекции предстательной железы / Ю.Е. Гарипова, М.А. Егошин // Промышленная безопасность:

сборник статей студентов, магистрантов, аспирантов и молодых ученых / Мар. гос. техн. ун-т. Йошкар-Ола, 2011. С.129-133.

13. Егошин, М.А. Зависимость контурного описания упорядоченного пространственного группового точечного объекта от параметров линейных преобразований его изображения / М.А. Егошин, Р.В. Ерусланов // Оптико-электронные приборы устройства в системах распознавания образов, обработки и символической информации. Распознавание-2010: сб. материалов IX Междунар. конф. / Курск. гос. техн. ун-т. Курск, 2010. С.54-56.

14. Ерусланов, Р.В. Связь спектров кватернионного сигнала, представленного в полярном и контурном видах / Р.В. Ерусланов, М.А. Егошин // Оптико-электронные приборы устройства в системах распознавания образов, обработки и символической информации. Распознавание-2010: сб. материалов IX Междунар. конф. / Курск. гос. техн. ун-т. Курск, 2010. С.56-59.

15. Хафизов, Р.Г. Методы и алгоритмы информационной поддержки хирурга при проведении трансуретральной резекции предстательной железы / Р.Г. Хафизов, М.А. Егошин // Мар. гос. тех. ун-т. Йошкар-Ола, 2012. Деп. в ВИНТИ 17.01.2012. №10-В 2012.

16. Егошин, М.А. Биотехническая система для трансуретральной резекции предстательной железы / М.А. Егошин, Н.Ю. Глазунова, Р.Г. Хафизов. // Измерительные приборы и информационные технологии в охране здоровья. МЕТРОМЕД – 2011: сборник научных трудов международной научной конференции // СПб.: Изд-во «ИнформМед», 2011. С.132-134.