

труемых объектов и достаточно высокая производительность, которые достигаются за счет использования малослойных фильтров на основе трековых мембран.

Разработанная система фильтрации в настоящее время используется в производстве протекторов тканей глаза.

Применение трековых мембран на основе полиэтилентерефталатных пленок с заданными характеристиками для очистки высоковязких растворов производных целлюлозы показало свою эффективность для производства этих материалов медицинского назначения.

Разработанный авторами комплекс мер метрологического контроля параметров фильтров и фильтратов позволяет адаптировать данную технологию к любым неагрессивным растворам полимеров с высокой вязкостью.

Разработанная система фильтрации может быть применена для фильтрации биологических жидкостей с прецизионным разделением фракций по размерам объектов от менее 0,1 мкм до нескольких микрометров.

Список литературы:

1. *Акименко С.Н., Мамонова Т.И., Орелович О.Л., Маекава Я., Йошида М., Апель П.Ю.* Свойства трековых мембран на основе полиэтиленнафталата // ВИНТИ. Сер. «Критические технологии». Мембраны. 2002. № 15. С. 21-28.
2. *Кудояров М.Ф., Возняковский А.П., Басин Б.Я.* Трековые мембраны: получение, применение в медицине и перспективы // Российские нанотехнологии. 2007. Т. 2. № 1-10. С. 90-95.
3. *Балдин А.А., Балдина Э.Г.* Динамический контроль и оптимизация процесса облучения трековых мембран // Российские нанотехнологии. 2009. Т. 4. № 9-10. С. 54-62.

4. *Балдин А.А., Балдина Э.Г., Вережкин А.А.* Атомно-силовая и электронная микроскопия для контроля параметров трековых мембран на основе полиэтилентерефталатных пленок // Принято к публикации в журнале «Российские нанотехнологии». 2010.
5. *Анисимов С.И.* Патологическая характеристика применения биоматериалов и вискоэластичных препаратов при хирургическом лечении глаукомы / Автореферат докт. мед. наук. – М., 2007. 48 с.

*Сергей Игоревич Анисимов,
д-р мед. наук, генеральный директор,
ООО «Дубна-Биофарм»,
г. Дубна, Московская обл.,*

*Светлана Юрьевна Анисимова,
д-р мед наук, профессор,
генеральный директор,*

*Глазной центр «Восток-Прозрение»,
г. Москва,*

*Антон Александрович Балдин,
д-р физ.-мат. наук, директор,*

*Элина Георгиевна Балдина,
ведущий научный сотрудник,*

*Владимир Александрович Лузанов,
ведущий специалист,*

*Институт перспективных исследований,
университет «Дубна»,*

*Ольга Олеговна Денисенко,
химик-технолог,*

ООО «Дубна-Биофарм»,

*г. Дубна, Московская обл.,
e-mail: e.baldina@mail.ru*

Ю.Е. Гарипова, Р.Г. Хафизов

ОБРАБОТКА ДИНАМИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ПРИ ТРАНСУРЕТРАЛЬНОЙ РЕЗЕКЦИИ ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

Аннотация

Представлена аналитическая модель динамического изображения предстательной железы, формируемого при выполнении трансуретральной резекции предстательной железы. Разработана структура системы обработки динамических изображений для определения координат перемещения резектоскопа в теле простаты. Предложена методика траекторной обработки динамических изображений. Выполнен анализ системы обработки динамических изображений.

Введение и постановка задачи

Технологический прогресс в разработке нового медицинского инструментария и оборудования, а также совершенствование диагностических методов способствовали созданию множества методик, позволяющих выполнять хирургические вмешательства по малоинвазивной технологии. Однако зачастую выполнение операций по технологии минидоступа осложнено отсутствием достаточной видимости картины оперируемого поля. Поэтому

задача навигации в мягких тканях сегодня является актуальной. В зависимости от операции, структуры и материала инструментов, используемых при ее выполнении, применяют несколько методов слежения за хирургическим инструментом непосредственно в момент хирургического вмешательства. Выбор метода зависит от характера выполняемой операции, возможности применения того или иного физического воздействия.

Система навигации в мягких тканях предполагает сбор данных в несколько этапов [1]-[4]: предо-

перационная диагностика и сбор информации о структуре органов и тканей; планирование операции; сбор визуальной информации в момент выполнения операции; слежение за инструментом. На первом этапе пациент обследуется при помощи медицинских диагностических систем, таких как томограф, ультразвуковой сканер и др. На основе полученных двухмерных изображений выстраивается объемная модель оперируемого органа с указанием патологической области. Второй этап заключается в планировании траектории движения хирургических инструментов на реконструированной модели, наилучшего их проникновения, расположения и т. д. На третьем этапе производится регистрация и анализ изображений непосредственно при выполнении операции. Основная трудность заключается в определении соответствующих анатомических «меток» на двухмерной проекции, получаемой, например, с помощью расположенной на инструменте видеокамеры. На этапе слежения за инструментом выполняется сопряжение данных объемной модели, полученной на предоперационном этапе, и данных, полученных в реальном масштабе времени. Это позволяет отобразить на экране монитора поверх лапароскопических изображений предварительно полученную модель и таким образом сообщить о положении инструмента.

Анализ состояния вопроса создания систем навигации в мягких тканях при выполнении хирургических операций по технологии минидоступа 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. Системы навигации в мягких тканях, основанные только на анализе изображений участков внутренних органов, практически отсутствуют. Вместе с тем существуют подходы к созданию навигационных систем, например в радиолокации, основанные на анализе изображений подстилающей поверхности. В основе данных подходов лежит применение оптимальной и согласованной фильтрации.

Целью данной работы является разработка подхода к обработке динамических изображений для решения задач навигации при проведении трансуретральной резекции предстательной железы (ТУРП). Сущность этой операции заключается в удалении некоторого объема простаты с целью восстановления мочеиспускательной функции. Операция выполняется при помощи резектоскопа. Ряд сложностей, возникающих при проведении данной операции, например, плохая видимость вследствие обильного кровотечения при работе резектоскопом и отсутствие видимости капсулы предстательной железы, при повреждении которой могут возникнуть серьезные осложнения, связанные с большим риском для жизни пациента, обосновывает актуальность создания подходов, предназначенных как для проведения тренировочных операций, так и для помощи хирургам при самой операции.

Модель динамического изображения предстательной железы

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.

Динамическое изображение $f(x, y, t)$ представляет собой последовательность неподвижных изображений (или кадров) $\{f(x, y)\}$. При этом спецификой изображений предстательной железы является отсутствие в явном виде изображения объекта и фона. Можно выделить лишь участок $s(x, y, t)$ изображения, который в данный момент времени t можно рассматривать как изображение объекта, а все остальное в пределах кадра как фон. Таким образом, понятия «объект» и «фон» в контексте решаемой задачи являются относительными.

В пределах кадра K , задаваемого $f(x, y, t)$, выделяемый участок обозначим как $s(x, y, t)$, а все оставшееся поле кадра, т. е. фон, обозначим как $g(x, y, t)$. При этом функции изображения объекта $s(x, y, t)$ и изображения фона $g(x, y, t)$ в пределах кадра K не пересекаются. В случае формирования динамического изображения при движении резектоскопа в плоскости кадра каждый последующий кадр характеризуется переносом изображения объекта, т. е.

$$s(x, y, t) = s(x + \Delta x, y + \Delta y, t - \Delta t),$$

где Δx , Δy , Δt – величины смещения обнаруживаемого участка изображения $s(x, y, t)$, а в случае формирования динамического изображения при возвратно-поступательном движении резектоскопа – изменением масштаба и переносом изображения объекта, т. е.

$$s(x, y, t) = ks(x + \Delta x, y + \Delta y, t - \Delta t),$$

где k – масштабный коэффициент.

Кроме того, динамическое изображение характеризуется наличием случайной функции $n(x, y)$, представляющей аддитивный шум, искажающий изображение объекта. Предполагается, что случайная функция $n(x, y)$ принадлежит к классу стационарных гауссовых процессов. Таким образом, модель динамического изображения предстательной железы, содержащая 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 , в целом будет иметь вид

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

Обработка динамических изображений

Обработка динамических изображений с целью навигации хирургического инструмента при про-

ведении ТУРП заключается в прослеживании траектории движения резектоскопа в теле предстательной железы и сводится к решению задачи обнаружения одноименного фрагмента в соседних кадрах динамической сцены. Для этого на изображении $f(x, y, t - \Delta t)$, $x = 0, 1, \dots, X - 1$, $y = 0, 1, \dots, Y - 1$, полученном в предыдущий момент времени ($t - \Delta t$), выберем фрагмент $s(x_s, y_s, t - \Delta t)$, $x_s = 0, 1, \dots, X_s - 1$, $y_s = 0, 1, \dots, Y_s - 1$ такой, что $X_s < X$ и $Y_s < Y$. При этом размеры X_s, Y_s фрагмента s должны быть такими, чтобы на изображении $f(x, y, t)$, полученном в текущий момент времени t , выбранный фрагмент оказался в пределах его границы.

Если при перемещении элементов матрицы 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, значение матрицы в виде выходного сигнала согласованного фильтра (СФ) больше ее значения, рассчитанного в предыдущем такте сравнения, то оно будет записано в память, так же как координаты x_0 и y_0 , соответствующие этому значению. Данные координаты используются далее для определения сигнала рассогласования $\Delta x = x_0 - x_{s,0}$ и $\Delta y = y_0 - y_{s,0}$, где $(x_{s,0}, y_{s,0})$ – координаты центра фрагмента s в поле изображения $f(x, y, t - \Delta t)$, и для определения направления и расстояния перемещения резектоскопа в теле предстательной железы. Структура системы обработки динамического изображения предстательной железы при проведении ТУРП представлена на рис. 1.



Рис. 1. Структура системы обработки динамических изображений

Совмещение апертуры согласованного фильтра с изображением обнаруживаемого участка изображения обеспечивается путем организации режима поиска в пределах кадра K изображения обнаруживаемого участка. В этом режиме окно фильтра по определенному закону перемещается в пределах кадра K . Режим поиска алгоритмически достаточно просто реализуется и позволяет устранить влияние переноса изображений участка в пределах кадра K . Однако организация режима поиска требует больших временных затрат и приводит к значительному увеличению уровня ложных тревог. Данные недостатки могут быть в определенной степени снижены за счет применения траекторной обработки и прогнозирования положения хирургического инструмента.

Отсутствие априорной информации об угловом положении или масштабе μ изображения приводит к необходимости применения системы параллель-

но работающих фильтров. Причем масштаб μ должен быть изменен как в сторону увеличения фрагментов изображений, т. е. $\mu > 1$, так и в сторону уменьшения, т. е. $\mu < 1$. По результатам фильтрации выбираются те параметры μ, x_0 и y_0 , при которых величина выходного сигнала максимальна. Структура системы обработки динамических изображений при неизвестном масштабе приведена на рис. 2.

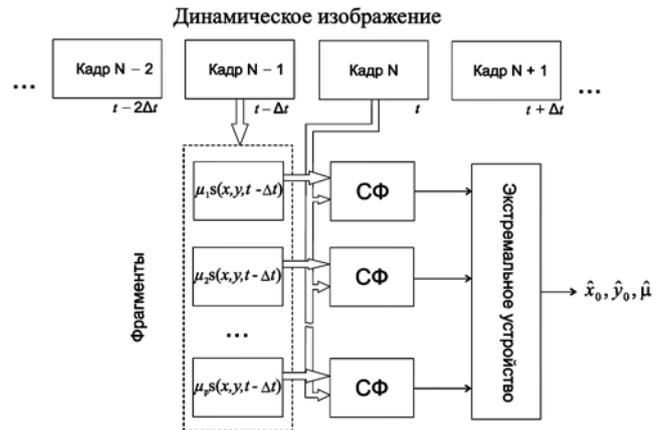


Рис. 2. Структура системы обработки динамических изображений при неизвестном масштабе

Таким образом, в качестве формирователя достаточной статистики используется согласованный фильтр с динамической импульсной характеристикой $h(x, y, t) = s(x_{s,0} - x, y_{s,0} - y, t - \Delta t)$. Задача заключается в принятии обоснованного решения о том, что изображение $f(x, y, t)$ на входе СФ содержит либо смесь выбранного фрагмента $s(x, y, t - \Delta t)$ с фоновым и широкополосным шумом (гипотеза H_0), либо только шум (гипотеза H_1). Осуществляя над входным изображением $f(x, y, t)$ операцию согласованной фильтрации, обеспечиваем максимально возможное превышение выходного сигнала при истинности гипотезы H_0 над сигналом при истинности гипотезы H_1 . Для обеспечения заданной надежности принимаемого решения в пользу гипотезы H_0 величина выходного сигнала сравнивается с порогом, учитывающим риски ошибочных решений и априорные вероятности наличия и отсутствия в смеси сигнала обнаруживаемого фрагмента на входе СФ.

При работе с реальными изображениями априорные вероятности наличия и отсутствия обнаруживаемого фрагмента в данном, ограниченном окне фильтра, участке кадра чаще всего неизвестны. Данная априорная трудность не позволяет определить значение порога. В этом случае воспользуемся подходом, используемым в радиолокации, и в качестве критерия работы обнаружителя выберем критерий Неймана-Пирсона.

Методика траекторной обработки динамических изображений

Процесс вторичной обработки применительно к решению поставленных задач происходит следующим образом. Допустим, что имеются три векто-

ра перемещения хирургического инструмента за предыдущие моменты времени: $t - \Delta t$, $t - 2\Delta t$ и $t - 3\Delta t$.

В текущий момент времени t определяются координаты точки перемещения резектоскопа и необходимо решить, принадлежит ли она траектории движения инструмента или является ложной. Вычисляется точка, через которую ожидается продолжение траектории в данный момент времени t . Для этого по трем прошлым оценкам координат перемещения прокладывается наилучшим образом траектория и определяется вероятное положение будущей точки. Область, ограниченная стробом с центром в экстраполированной точке, является областью поиска одноименного фрагмента $s(x_s, y_s, t - \Delta t)$. Ограничение области поиска с применением вторичной обработки динамических изображений позволяет до некоторой степени устранить недостаток, возникающий при организации режима поиска фрагмента в пределах кадра в виде больших временных затрат и увеличения уровня ложных тревог.

Вместе с тем для предсказания требуется знать закономерности движения инструмента в теле предстательной железы. В общем случае траектория движения инструмента представляется сложной функцией. Ограничимся упрощенной моделью движения инструмента, а именно моделью прямолинейного равномерного движения. Она вполне оправдана в тех случаях, когда наблюдается не вся траектория, а ее небольшой участок, который достаточно точно можно описать уравнением прямой линии.

При использовании алгоритма предсказания по нескольким измерениям координаты экстраполированной точки траектории определяются как

$$x_s = \sum_{p=1}^n \alpha_p x_p; \quad y_s = \sum_{p=1}^n \alpha_p y_p; \quad z_s = \sum_{p=1}^n \alpha_p z_p,$$

где n – число измерений, используемых для предсказания; α_p – коэффициент веса p -го измерения. Используем для предсказания по трем отметкам на один кадр вперед следующие соотношения:

$$x_s = \frac{4}{3}x_1 + \frac{1}{3}x_2 - \frac{2}{3}x_3;$$

$$y_s = \frac{4}{3}y_1 + \frac{1}{3}y_2 - \frac{2}{3}y_3;$$

$$z_s = \frac{4}{3}z_1 + \frac{1}{3}z_2 - \frac{2}{3}z_3.$$

Начальным моментом вторичной обработки является захват траектории. Процесс захвата начинается после первого измерения координат (рис. 3).

Вокруг точки строится пространственный 3D строб увеличенных размеров. В случае, если координаты точки, измеренные на следующем кадре, попали в строб, по ней и по первой отметке вычисляются экстраполированная точка и строб малого размера. Если в этот строб попадает координата точки текущего измерения, то можно считать, что захват состоялся, и далее производится вторичная обработка. В случае непопадания отметок в стро-

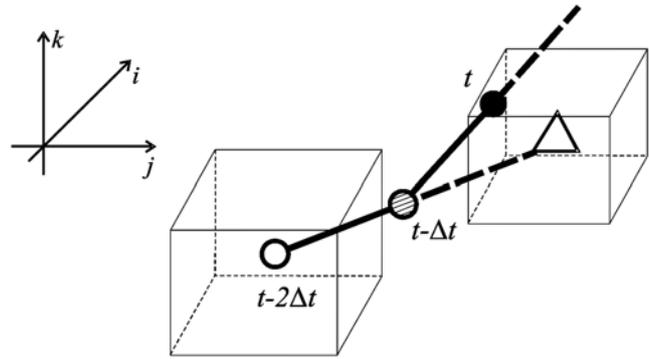


Рис. 3. Процесс захвата траектории движения резектоскопа

бы захвата начало траектории считается ложным и обработка прекращается.

Оценка точности определения координат перемещения хирургического инструмента при обработке динамических изображений

Оценка точности определения координат перемещения резектоскопа в теле предстательной железы производилась на модели предстательной железы и на реальных динамических изображениях предстательной железы, полученных в ходе проведения трансуретральной резекции предстательной железы. На рис. 4 представлено исходное изображение для проведения исследования. Производим смещение исходного изображения по осям x и y .

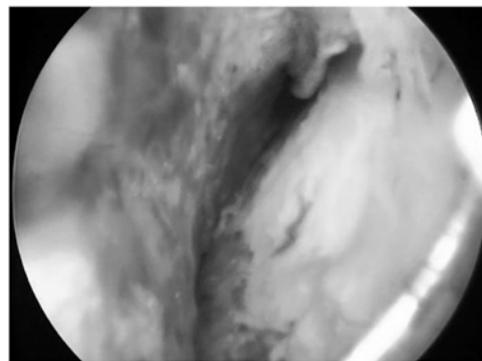


Рис. 4. Исходное изображение, полученное с резектоскопа

Затем производим зашумление исходного изображения нормальным шумом с СКО σ . Абсолютная погрешность оценки смещения в зависимости от СКО яркостного шума для разных размеров анализируемого фрагмента представлена на рис. 5.

На рис. 6 представлена траектория движения резектоскопа в теле предстательной железы по реальным динамическим изображениям.

Для расчета характеристик обнаружения фрагментов изображений предстательной железы используем методику, представленную в работе [5]. Данная методика основана на том, что закон распределения вероятностей отсчетов шума на выходе СФ близок к нормальному с нулевым математическим ожиданием. Нормализации процесса спо-

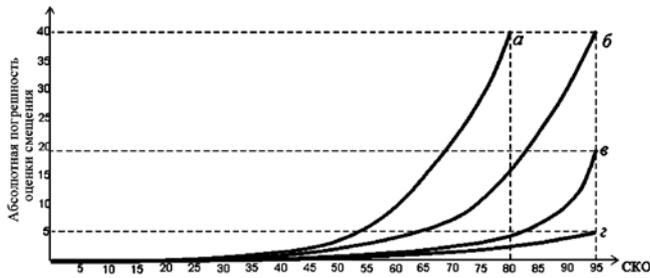


Рис. 5. Абсолютная погрешность оценки смещения при разных размерах анализируемого фрагмента:
 а – размер фрагмента 60 × 60 пикселей;
 б – размер фрагмента 80 × 80 пикселей;
 в – размер фрагмента 100 × 100 пикселей;
 г – размер фрагмента 120 × 120 пикселей

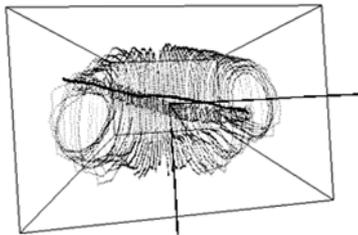


Рис. 6. Траектория движения резектоскопа в теле предстательной железы

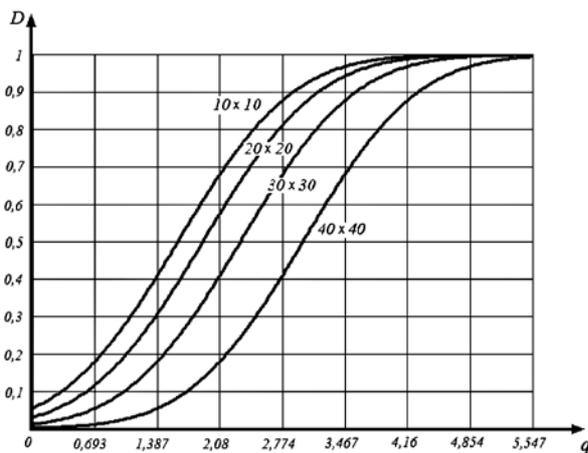


Рис. 7. Характеристики обнаружения заданного фрагмента изображения предстательной железы при вероятности ложной тревоги $F = 0,01$ обусловленной декорреляцией входных отсчетов шума при прохождении через фильтр.

В соответствии с методикой рассчитаны характеристики обнаружения заданного фрагмента изображения предстательной железы при вероятности ложной тревоги $F = 0,01$ с размерами 10 × 10, 20 × 20, 30 × 30 и 40 × 40 (рис. 7).

Заключение

В данной работе представлена математическая модель динамического изображения предстательной железы в виде последовательности неподвижных кадров, содержащая изображение выделенного фрагмента («объект»), фон и постоянную составляющую, обеспечивающую неотрицательность функ-

ции изображения. Показано, что обработка динамических изображений с целью навигации хирургического инструмента при проведении трансуретральной резекции предстательной железы заключается в прослеживании траектории движения резектоскопа в теле предстательной железы. Данная задача сводится к задаче обнаружения одноименных фрагментов в соседних кадрах динамической сцены и оценки их линейных преобразований в виде переноса и изменения масштаба от кадра к кадру.

В качестве формирователя достаточной статистики при синтезе системы обработки динамического изображения предстательной железы использован согласованный фильтр с динамической импульсной характеристикой. В качестве критерия работы обнаружителя выбран критерий Неймана-Пирсона, в соответствии с которым обнаружитель должен обеспечивать максимум вероятности правильного обнаружения при заданном уровне вероятности ложной тревоги. Для уменьшения временных затрат при организации режима поиска изображения фрагмента в текущем кадре предложена методика траекторной обработки и прогнозирования положения хирургического инструмента. Данная методика основана на существовании корреляции между результатами измерений положений резектоскопа в соседних кадрах, что обусловлено закономерностями его движения в теле предстательной железы.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (проекты № 08-01-12000офи).

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ, проект № 10-01-00445-а, и по программе «Развитие научного потенциала высшей школы», проект 2.1.2/2204.

Список литературы:

1. Емельянов С.Н., Вередченко В.А. Опыт применения трехмерной интраоперационной навигации при лапароскопической адреналэктомии // Онкоурология. 2008. № 1. С. 19-22.
2. Rassweiler J. et al. The role of imaging and navigation for natural orifice transluminal endoscopic surgery // Journal of Endourology. 2009. Vol. 23. № 5. PP. 793-802.
3. Teber D. et al. Augmented reality: A new tool to improve surgical accuracy during laparoscopic partial nephrectomy? Preliminary in vitro and in vivo results // Journal of Endourology. 2009. Vol. 23. № 5. PP. 332-338.
4. Coughlin G. et al. Role of image-guidance systems during NOTES // Journal of Endourology. 2009. Vol. 23. № 5. PP. 803-812.
5. Введение в контурный анализ и его приложения к обработке изображений и сигналов / Под ред. Я.А. Фурмана. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2002.

Юлия Евгеньевна Гарипова,
 аспирант,

Ринат Гафиятуллович Хафизов,
 канд. техн. наук, профессор, доцент,

Марийский государственный
 технический университет, г. Йошкар-Ола,
 e-mail: Garipova YE@marstu.net