

10. Gerasimenko A. Y., Pavlov A. A., Podgaetsky V. M., Savelyev M. S., Tereshenko S. A. Research on limiting of high power laser radiation in nonlinear nanomaterials // Proc. of SPIE. 2014. Vol. 9237. PP. 923712-1-923712-15.
11. Wilson A. P. Chapter 7: Cytotoxicity and viability. In: Animal Cell Culture: A Practical Approach / Masters J. R. W. 3rd. – Oxford: Oxford University Press, 2000. Vol. 1.

Александр Юрьевич Герасименко,  
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,  
Наталья Николаевна Журбина,  
инженер,  
Ульяна Евгеньевна Курилова,  
инженер,  
Леван Павлович Ичкитидзе,  
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,  
Сергей Васильевич Селищев,  
д-р физ.-мат. наук, профессор,  
зав. кафедрой,  
Виталий Маркович Подгаецкий,  
д-р физ.-мат. наук, гл. научный сотрудник,  
кафедра биомедицинских систем,  
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,  
г. Москва, г. Зеленоград,

Ирина Александровна Суетина,  
канд. биол. наук, вед. научный сотрудник,  
Марина Владимировна Мезенцева,  
д-р биол. наук, руководитель,  
лаборатория культур тканей,  
Федеральный научно-исследовательский центр  
эпидемиологии и микробиологии им. почетного  
академика Н.Ф. Гамалеи Минздрава РФ,  
Леонид Иванович Руссу,  
научный сотрудник,  
Вадим Владимирович Зар,  
канд. мед. наук, вед. научный сотрудник,  
травмотологическое отделение,  
Московский областной научно-исследовательский  
клинический институт им. М.Ф. Владимирского,  
г. Москва,  
e-mail: gerasimenko@bms.zone

## А.А. Бурмака, К.В. Разумова, Н.А. Милостная, Р.А. Крупчатников

### Автоматизированная обработка ультразвуковых изображений предстательной железы

#### Аннотация

Предложена методика построения функциональных моделей и их структурного представления для основных этапов автоматизированного анализа изображений УЗИ и ТРУЗИ состояния предстательной железы с целью повышения качества и оперативности диагностики прогнозирования и лечения заболевания.

#### Введение

Для диагностики состояния предстательной железы мужчины [1]-[3] и успешности последующего лечения ее заболевания важное значение имеют ультразвуковое (УЗИ) и трансректальное исследование (ТРУЗИ) и соответственно визуальное представление полученной информации для целей последующего анализа. В настоящее время принято измерять линейные параметры ПЖ (толщина, длина, ширина, объем) [1], [2], [4].

Различие методик измерения, индивидуальные и возрастные особенности пациентов обуславливают большой разброс данных [1], [2], [5], что затрудняет, в частности, компьютерный анализ изображений результатов УЗИ и ТРУЗИ, их формирование и последующую идентификацию.

Эти анатомические зоны как элементы строения простаты имеют важное клиническое значение, поэтому их достоверность выделения и идентификация являются важной частью процесса диагностирования состояния предстательной железы по ее стандартным изображениям.

Системная обработка априорных данных, создание проблемно-ориентированных базы данных и базы знаний позволяют использовать их при оснащении автоматизированных рабочих мест (АРМ) врача-специалиста в области урологии, хирургии и терапевтического лечения. Это становится возможным при решении задач классификации, алгоритмической и программной реализации основных этапов обработки визуальной информации, полученной в результате УЗИ и ТРУЗИ, сжатия этой информации и представления ее в виде, удобном для автоматизации процессов распознавания состояния ПЖ, прогнозирования развития заболевания, определения приемов и методов лечения, успешности лечения – все это при использовании сформированной априорной информации в виде базы данных и базы знаний.

#### Методика и материалы

Концептуальная модель процедур, позволяющих в результате УЗИ и ТРУЗИ определить пространство признаков и характеристик для диагностики текущего состояния ПЖ и идентификации характера и вида заболевания, может быть построена, как показано на рис. 1. В отдельные подмножества выделены количественные и качественные признаки (параметры, характеристики), с учетом которых построена структурная модель исследования ПЖ и ее различных зон в здоровом состоянии и при патологии. Статичные изображения простаты в различных сечениях в дальнейшем в автоматизированном режиме подвергаются специальной обработке. Структурная модель представлена на рис. 2. Эти модели являются основой



Рис. 1. Концептуальная модель формирования признаков и характеристик ПЖ

для определения основных этапов вышеуказанной обработки, построения их функциональных моделей, а с их помощью – синтеза общего и локального алгоритмов автоматизированного анализа визуальной информации с последующей реализацией процедур распознавания и идентификации текущего состояния ПЖ, формирования (принятия) решения как информационной поддержки врача-исследователя.

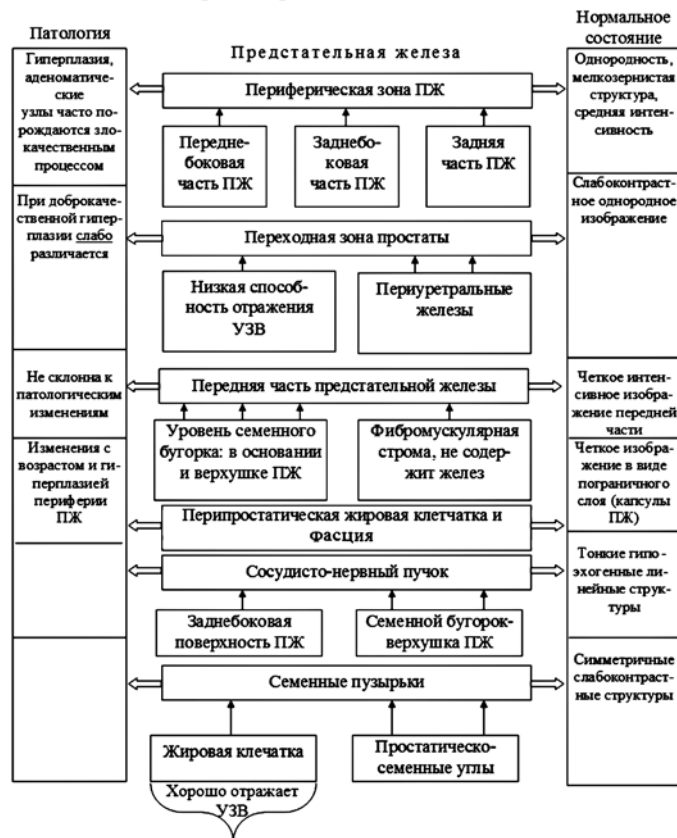


Рис. 2. Структурная модель УЗИ простаты

Одним из перспективных приемов, позволяющих врачу-урологу оперативно поставить достоверный диагноз, отслеживать динамику и эффективность назначенной схемы лечения, является структурированная интеллектуальная обработка изображений ПЖ, полученных в результате сеансов УЗИ и ТРУЗИ и сформированных для автоматизированного компьютерного анализа. Построение локальных моделей и алгоритмов этого анализа предполагает поиск и формирование информативных фрагментов-признаков возможных патологических изменений, используемых в дальнейшем для описания состояния ПЖ каждого конкретного пациента, сравнение этого описания с существующей и пополняющейся базой данных, а по возможности – и с базой знаний.

Описание концептуальной и структурной моделей в различных ситуациях и на различных стадиях заболеваний позволяет сделать заключение о существовании множества информативных признаков, значения и свойства которых в одних случаях можно определять как нормальное функционирование ПЖ, а в других – как патологию конкретного вида. В соответствии с рис. 1 признаки количественного характера могут быть получены в результате оцифровки изображения, а качественные – кодируются на этапе его первичной обработки.

В этом случае процесс анализа в соответствии со структурной моделью (рис. 2) включает в себя следующие этапы:

1) формирование и преобразование изображений в цифровую форму, например, с использованием спиральной развертки Ферми  $\rho$  [5], в соответствии с выражением

$$\rho = a\sqrt{\varphi}, \quad (1)$$

где  $a$  – шаг спирали;  $\varphi$  – текущее значение угла спирали Ферми, как показано на рис. 3а;

- 2) накопление текущего массива данных (для одного кадра или последовательности кадров, сформированных для различных «сечений» простаты в одном или нескольких сеансах исследования);
- 3) первичная обработка и анализ массива данных с целью выделения текущей информации для решения ситуационной, диагностической и идентификационной задач согласно целевой функции  $F(t)$  распознающей системы, т. е.

$$F(t) = F(g_1, g_2, \dots, g_n), \quad (2)$$

где  $g_i, i = \overline{1, n}$  – основные задачи, решаемые распознающей системой АРМ УЗИ, такие, что

$$g_i(t) = f(r, s, \gamma), \quad (3)$$

где  $r$  и  $s$  – спектрально-энергетические и пространственные признаки состояния ПЖ [2], [3];  $\gamma$  – показатель, учитывающий особенность восприятия оператором обработанного материала.

Анализ изображений здесь можно представить в виде совокупности последовательно реализуемых этапов [5], [6]:

- а) выделение переднего (главного) плана (рис. 3б);
- б) выделение фона, искаженного аддитивным шумом  $n(t)$ ;
- в) усиление границ отдельных фрагментов переднего плана (долей простаты, участка мочевого пузыря, уретры) за счет реализации операции дифференцирования статического изображения (построчно) с представлением каждой строки в виде яркостной (или цветояркостной) функции  $F_j(I_i, t_j)$ , т. е.

$$E_d = \frac{dF_j(I_i)}{dt}, \quad (4)$$

где  $E_d$  – оператор дифференцирования, с последующим наложением дифференциальной маски на исходное изображение переднего плана (рис. 3б);

- г) сегментация участников переднего плана с использованием гипотезы: если имеется фрагмент некоторой формы с отличной от фона яркостью и соответственно имеющей определенные границы переходов по яркости, то если на интервале  $(i, j, t_1 < t_1 + \Delta t)$  яркость  $I_{ij}$  элемента фона площадью  $\Delta x_i \Delta y_j$  отличается от яркости анализируемого фрагмента на  $\delta$ , то проверяются три гипотезы:

$$H(i, j, t_1) = b(i, j, t_1) + \delta, \quad (5)$$

т. е. элемент  $(i, j)$  принадлежит более яркому участку по сравнению с фоном;

$$H(i, j, t_1) = b(i, j, t_1) - \Delta, \quad (6)$$

т. е. элемент  $(i, j)$  принадлежит более темному участку;

$$H(i, j, t_1) = b(i, j, t_1), \quad (7)$$

т. е. элемент  $(i, j)$  принадлежит фону. Реализация локального алгоритма, использующего гипотезы (5), (6), (7), позволяет выполнить процедуру сегментации переднего плана, т. е. осуществить разбиение изображения ПЖ на сопутствующие элементы в соответствии с их ранжированием в структурной модели (рис. 2). Для удаления мелких фрагментов изображения, обусловленных шумами, сопутствующим этапом является фильтрация выделенного переднепланового изображения ПЖ, реализуемая с помощью многоканального программно-ориентированного алгоритма. Учитывая, что переднеплановые участки изображения ПЖ существенно меньше всего кадра (сцены), объем обрабатываемой предварительно видеoinформации снижается, а сам процесс сегментации на этом этапе обработки может быть представлен в виде направленного действия, т. е. оператора вида

$$Seg_p F(i, j) \rightarrow S(i, j), \quad (8)$$

где  $F(i, j)$ ,  $S(i, j)$  – функции, определяющие переднеплановое и сегментированное изображения соответственно, причем

$$S(i, j) = \lambda_p, (i, j) \in S_p, \quad p = \overline{1, k}, \quad (9)$$

где  $\lambda_p$  – имя  $p$ -го сегмента (объекта переднего плана);  $S_p$  – множество элементов  $(\Delta x_i, \Delta y_j)$ .

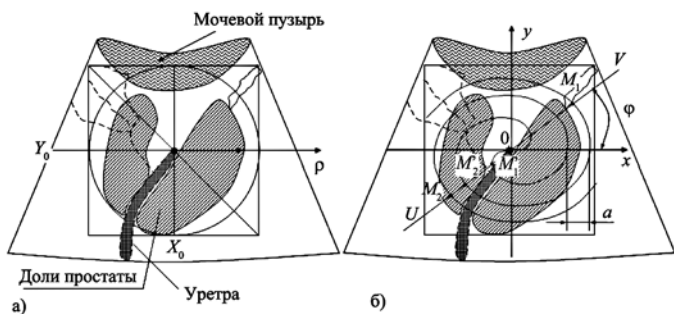


Рис. 3. Формирование (а) и принцип оцифровки (б) изображения ПЖ

В дальнейшем этап идентификации сегментированного изображения ПЖ с эталонными описаниями базы данных или фреймовыми описаниями базы знаний осуществляется в зависимости от требуемого уровня распознавания, объема и качества априорных сведений, их логической организации. Соответствующие алгоритмы формируются с учетом следующих вариантов представления объекта [1]-[3]:

- объект описывается минимумом ключевых точек (центры таких фигур как прямоугольник, эллипс, овал или окружность) или простой геометрической фигурой (треугольником, прямоугольником, кругом);
- объект описывается в контурном виде с усилением контуров за счет фильтрации и наложения дифференциальной маски или набором областей переднего плана (долей простаты).

## Результаты

Перечисленные и рассмотренные этапы моделирования, по сути, представляют собой первичную (подготовительную) обработку видеозображения ПЖ, полученного в результате УЗИ или ТРУЗИ. В формализованном виде эти этапы могут быть представлены совокупностью системы операторных уравнений, а именно:

1) масштабирование →

$$\begin{cases} Z_1^* = E_{\Delta} \left\{ BJ(x, y, t_i) = \sum_i a_i f_i(\Delta t_i^*) \right\}; \\ Z_1 = E_m(Z_1^*), \end{cases} \quad (10)$$

где  $a_i$  – коэффициенты сигнала в момент  $\Delta t$ ;  $f_i(\Delta t_i^*)$  – набор элементарных функций E-восстановления фрагментов изображения;

2) выделение переднего плана →

$$\begin{cases} Z_2^* = E_{\Pi}(Z_1); \\ Z_2 = E_{\Pi Y}(Z_4), \end{cases} \quad (11)$$

где  $Z_2$  – уточненный передний план на базе  $Z_2^*$ ;

3) дифференцирование →

$$\begin{cases} Z_3^* = E_d(Z_1); \\ Z_3 = E_y(Z_3^*) = E_y \left\{ E_d(Z_1), E_d(Z_2^*) \right\}; \end{cases} \quad (12)$$

4) наложение массива  $\{E_d\}$  на кадр  $E_{\Delta}$  →

$$\begin{cases} Z_4^* = E_{\Sigma}(Z_3); \\ Z_4 = E_{\Sigma} \left\{ E_y \left[ E_d(Z_1), E_d(Z_2^*) \right] \right\}; \end{cases} \quad (13)$$

5) сегментация изображения переднего плана →

$$\begin{cases} Z_5^* = E_{Seg}(Z_4); \\ Z_4 = E_{Seg} E_{\Pi Y} E_{\Sigma} \left\{ E_y \left[ E_d(Z_1), E_d(Z_2^*) \right] \right\}, \end{cases} \quad (14)$$

где  $E_{\Delta}$  – оператор оцифровки изображения;  $E_m$  – оператор масштабирования кадра;  $E_{\Pi}$  – оператор переднего плана;  $E_{\Pi Y}$  – оператор уточненного переднего плана;  $E_d$  – оператор построения дифференцирования кадра;  $E_y$  – оператор линейного усиления производной;  $E_C$  – оператор поэлементного наложе-

ния базового и дифференцированного кадров;  $E_{Seg}$  – оператор сегментирования объекта переднего плана;

$Z^* = \{Z_k^*\}$ ,  $k = \overline{1, q}$  – параметры, числовые величины, подвергающиеся преобразованию с помощью операторов, направленных действий. Система (9)-(13), таким образом, является исходным моментом для построения локальных алгоритмов первичной обработки изображений предстательной железы, полученных в результате УЗИ или ТРУЗИ. В соответствии с этими уравнениями функциональная модель первичной (предварительной) обработки изображений ПЖ может быть построена, как показано на рис. 4.



Рис. 4. Уточненная функциональная модель первичной (предварительной) обработки изображения:  
 $\omega_b$  – верхняя частота амплитудного спектра изображения;  
 $\Delta_{\theta}$  – эталонная измерительная величина

## Заключение

Реализация метода автоматизации первичной (предварительной) обработки изображений предстательной железы, полученных в результате УЗИ или ТРУЗИ, позволяет оперативно сформировать сжатые данные для подсистемы вторичной (компьютерной) обработки комплекса АРМ (автоматизированного рабочего места) врача-уролога.

Подсистема вторичной обработки текущей информации выполняет при этом автоматизированные операции распознавания, идентификации текущего состояния ПЖ, отслеживает динамику этого состояния в процессе лечения, ремиссии и т. д. По результатам совокупных сеансов работы АРМ корректируются и пополняются база данных и база знаний. Таким образом, методы построения функциональных моделей, определяющих этапы первичной обработки изображений и их алгоритмирование, являются исходным моментом для разработки специального программного обеспечения вторичной (компьютерной) обработки данных, автоматизация которой значительно повышает оперативность и достоверность диагностики и лечения заболеваний предстательной железы с использованием новейших достижений медицины в этом направлении.

### Список литературы:

1. Назаренко Г.И., Хитрова А.Н. Ультразвуковая диагностика предстательной железы в современной практике. – М.: Издательский дом «Видар», 2012. 288 с.
2. Лаврова С.А., Ткаченко П.М. Ультразвуковая диагностика заболеваний предстательной железы // Новости лучевой диагностики. 1999. № 1. С. 11-14.
3. Бурмака А.А., Говорухина Т.Н., Разумова К.В. Системная модель распознавания и идентификации состояния предстательной железы по ее изображениям УЗИ и ТРУЗИ // Наукоемкие технологии. 2014. № 12. Т. 15. С. 13-20.
4. Аль-Шукри С.Х., Ткачук В.Н. Урология. Учебник / Под ред. С.Х. Аль-Шукри. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. 480 с.
5. Бурмака А.А., Разумова К.В. Аналитические модели цифрового преобразования визуальной информации статичных изображений результатов ультразвуковых и рентгеновских исследований в медицине // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия «Управление, вычис-

лительная техника, информатика. Медицинское приборостроение». 2014. № 3. С. 80-85.

Александр Александрович Бурмака,  
д-р техн. наук, профессор,  
Ксения Викторовна Разумова,  
аспирант,  
кафедра биомедицинской инженерии,  
Наталья Анатольевна Милостная,  
канд. техн. наук, начальник управления  
подготовки и аттестации кадров  
высшей квалификации,  
Роман Анатольевич Крупчатников,  
д-р техн. наук, профессор,  
кафедра биомедицинской инженерии,  
Юго-Западный государственный университет,  
г. Курск,  
e-mail: myelectronworld@mail.ru

А.Г. Гудков, А.Ф. Бобрихин, М.С. Зеленов, В.Ю. Леушин, В.Н. Лемонджавя,  
И.Н. Маржановский, А.В. Чернышев

## Моделирование процессов хранения тромбоцитосодержащих трансфузионных сред в полимерных контейнерах

### Аннотация

Разработана математическая модель физического процесса хранения тромбоцитосодержащих трансфузионных сред, размещенных внутри полимерных контейнеров, представленного в виде термогидродинамической системы. Предложена методика расчета переходных процессов стабилизации температуры тромбоцитного концентрата. Приведены результаты расчетов характерных режимов хранения, различающихся начальными условиями процесса.

### Введение

В соответствии с «Руководством по приготовлению, использованию и обеспечению качества компонентов крови» тромбоциты следует хранить в таких условиях, при которых будут сохранены жизнеспособность и гемостатическая активность клеток. Если тромбоциты предстоит хранить более 24 ч, то для приготовления используют замкнутую систему полимерных контейнеров. Полимерные контейнеры должны обладать хорошей газопроницаемостью, чтобы обеспечить к тромбоцитам приток кислорода. Потребность в кислороде зависит от содержания в концентрате тромбоцитов и лейкоцитов. Оптимальная температура хранения составляет от 20 до 24 °С. Необходимым условием сохранения жизнеспособности тромбоцитов является их постоянное перемешивание. Оно должно быть достаточно эффективным, чтобы обеспечить доступ кислорода в течение всего времени хранения, которое при оптимальных условиях может составить 7 дней. Результаты ранее проведенных работ по созданию устройств для хранения тромбоцитосодержащих трансфузионных сред приведены в [1]-[3]. Для оптимизации конструкции этих устройств в рамках описываемой работы был проведен комплекс термогидродинамических расчетов с использованием технологий компьютерного моделирования. Цель компьютерного моделирования – определение длительности переходного процесса стабилизации температуры тромбоцитосодержащей трансфузионной среды, находящейся внутри полимерного контейнера.

### Математическая модель физических процессов безопасного хранения тромбоцитосодержащих трансфузионных сред

В качестве объекта исследования был выбран широко применяемый в лечебных учреждениях полимерный контейнер для хранения тромбоцитного концентрата (ТК), выпускаемый компанией «MasoPharma» (Франция).

В результате проведенного трехмерного сканирования контейнера, заполненного ТК, получено численное описание по-

верхностной геометрии, которое затем было подвергнуто компьютерной обработке для получения твердотельной трехмерной модели жидкостного объема. Трехмерное сканирование было выполнено с помощью прибора «Breuckmannstereo SCAN 5MP». Последующая обработка полученных данных была выполнена в среде ANSYS Workbench. Затем была составлена расчетная схема объекта исследования (рис. 1), включающая в себя следующие элементы: объем жидкости ( $\Omega_1$ ), оболочку контейнера ( $\Omega_2$ ), полку устройства для хранения тромбоцитосодержащих трансфузионных сред ( $\Omega_3$ ), воздушный объем вокруг контейнера и полки ( $\Omega_4$ ).

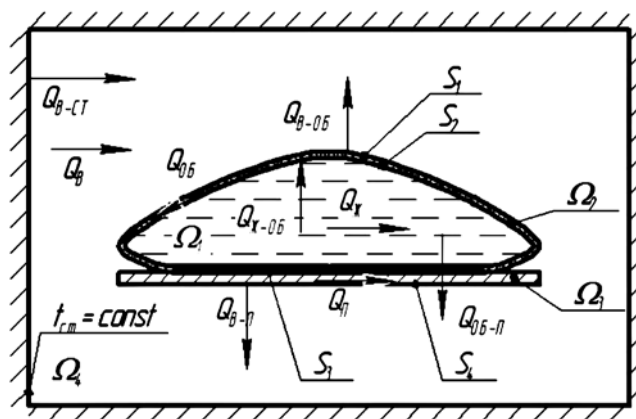


Рис. 1. Расчетная схема полимерного контейнера с тромбоцитосодержащей трансфузионной средой

На расчетной схеме определены поверхности раздела элементов: S1 – поверхность контакта оболочки контейнера с окружающим воздухом; S2 – поверхность раздела оболочки с жидкостью; S3 – поверхность контакта оболочки контейнера с полкой; S4 – поверхность раздела полки с окружающим воз-