

СЕГМЕНТАЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ ОРГАНОВ БРЮШНОГО ПРОСТРАНСТВА ПО КОМПЬЮТЕРНЫМ ТОМОГРАФИЧЕСКИМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ НА ОСНОВЕ ФУНКЦИИ УРОВНЯ

Р.В. Ерусланов¹, М.Н. Орехова¹, В.Н. Дубровин²

¹ Поволжский государственный технологический университет, Йошкар-Ола, Россия,

² ГБУ РМЭ Республиканская клиническая больница, Йошкар-Ола, Россия

Аннотация

В статье предложен способ решения задачи сегментации органов брюшного пространства на томографических изображениях на основе функции уровня. Показан метод предварительной обработки изображения на основе нелинейного фильтра анизотропной диффузии, сглаживающего изображение при сохранении границ между сегментами. Синтезирован алгоритм сегментации томографического изображения на основе функции уровня.

Ключевые слова: сегментация, компьютерная томография, органы брюшного пространства, обработка изображений, анизотропная диффузия, нелинейная фильтрация, функция уровня, активный контур.

Цитирование: Ерусланов, Р.В. Сегментация изображений органов брюшного пространства по компьютерным томографическим изображениям на основе функции уровня / Р.В. Ерусланов, М.Н. Орехова, В.Н. Дубровин // Компьютерная оптика. – 2015. – Т. 39, № 4. – С. 592-599. – DOI: 10.18287/0134-2452-2015-39-4-592-599.

Введение

Технологии 3D-моделирования данных компьютерной томографии (КТ) всё активнее применяются врачами в медицинской практике, значительно повышая информативность исследований [1–4], облегчая определение патологий или оптимизируя этап предоперационного планирования [5, 6]. Однако для некоторых клинических задач, подобных хирургическому предоперационному планированию [5, 6, 9, 10], необходимо понимать трёхмерную структуру данных, что является довольно сложной задачей и во многом зависит от опыта самого врача. Сегментация изображений является необходимым этапом обработки изображений для решения подобных задач [5, 7, 8]. Сегментированная 3D-визуализация органов человека с координатной привязкой к пациенту значительно облегчает понимание изображения и ускоряет процесс обучения для начинающих хирургов. 3D-представление сегментированных моделей органов человека является неотъемлемой частью всех хирургических симуляторов [7, 11–13], которые имитируют хирургические действия на виртуальных моделях.

В работе рассматривается применение функции уровня для численного моделирования процесса сегментации изображений органов пациента по результатам томографического обследования. Процесс сегментации зависит от многих факторов, таких как искривление сегментированных областей, распределение интенсивностей или структура изображения. Для методов на базе функции уровня характерна приспособляемость к параметрам исходного изображения, что позволяет уменьшить сложность управления процессом сегментации медицинских изображений.

Цель работы: разработка алгоритма сегментации изображений органов человека по КТ-изображениям на основе функции уровня.

1. Теоретический анализ

Применительно к томографии под задачей сегментации изображения понимается задача разделения цифрового изображения на множество непересекающихся областей или наборов пикселей, имеющих одинаковую признаковую характеристику, например, текстуру, интенсивность или цвет, в зависимости от типа ткани и анатомической структуры. Смежные области отличаются друг от друга этими же характеристиками. Результатом сегментации является набор областей, покрывающих вместе всё изображение, и набор контуров, извлечённых из них.

К настоящему времени задача сегментации в общем случае считается нерешённой, поскольку не существует чёткой и однозначной общей постановки задачи. Результат работы методов, основанных на машинном обучении [14, 15], довольно сильно зависит от характеристик обучающего множества. Методы, основанные на априорных моделях [16, 17] и вероятностных атласах [18, 19], также обладают рядом проблем, поскольку требуют трудоёмких операций на предварительной стадии формирования моделей: коллекционирование и классификация выборок и ручная сегментация. Эти методы в большинстве случаев высокоэффективны и просты, но в то же время выдают неадекватные результаты при обработке нестандартных изображений или обладают высокой вычислительной стоимостью. Методы на основе активных контуров и функций уровня более универсальны и лишены подобных проблем. Lefohn и др. [20] и Sates и др. [21] показали, что методы сегментации на основе функции уровня уменьшают сложность процесса сегментации медицинских изображений. Основную сложность при их разработке составляет синтез адекватной функции скорости и её параметров.

Пусть исходное изображение представлено в виде 4-мерной скалярной (x, y, z, i) области, где x, y, z – ко-

ординаты пикселей, а i – значение интенсивности. Тогда под функцией уровня $\varphi(\mathbf{u}) : \mathbb{R}^4 \rightarrow \mathbb{R}$, $\mathbf{u} = (x, y, z)$ изображения понимается математический объект φ , неявно представляющий сегмент изображения и делящий изображение на внутреннюю Ω_1 и внешнюю Ω_2 области (рис. 1). Область Ω_1 соответствует выделяемому сегменту, а область Ω_2 – другим сегментам или фону. Функция $\varphi(\mathbf{u})$ задаётся скалярным полем, принимающим положительные значения для региона Ω_1 и отрицательные для Ω_2 :

$$\Omega_1 = \{\mathbf{u} : \varphi(\mathbf{u}) \geq 0\} \quad \text{и} \quad \Omega_2 = \{\mathbf{u} : \varphi(\mathbf{u}) < 0\}, \quad (1)$$

где $\mathbf{u} = (x, y, z)$ – координата пиксела изображения.

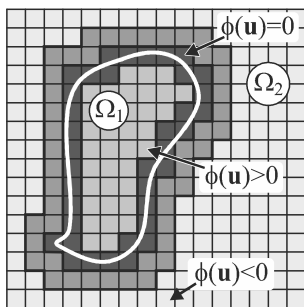


Рис. 1. К определению функции уровня

В случае, если число сегментируемых регионов $N > 2$, то используется N функций уровня $\{\varphi_h\}_{h=1}^N$, разбивающих изображение на регионы $\{\Omega_h\}_{h=1}^N$. Контура B_h сегментов определяются точками, лежащими на границе регионов $\{\Omega_h\}_{h=1}^N$, т.е.

$$B_h = \{\mathbf{u} : \varphi_h(\mathbf{u}) = 0\}. \quad (2)$$

Функция уровня φ_h иницируется 3D-областью V_h^0 (также называемой затравочной областью или «зерном») в пределах 3D-изображения:

$$\varphi_h(\mathbf{u}) = 1, \quad \forall \mathbf{u} : \mathbf{u} \in V_h^0, \quad \varphi_h(\mathbf{u}) = -1, \quad \forall \mathbf{u} : \mathbf{u} \notin V_h^0. \quad (3)$$

Поверхность функции φ итеративно искажается таким образом, чтобы выделить интересующий регион изображения. При этом движение функции φ происходит вдоль нормали $N = -(\nabla\varphi(\mathbf{u}) / |\nabla\varphi(\mathbf{u})|)$ к поверхности функции φ в точке \mathbf{u} . Скорость эволюционного процесса функции φ регулируется локально зависимой функцией скорости $F(\mathbf{u}, t)$:

$$\varphi(\mathbf{u}, t + \Delta t) = \varphi(\mathbf{u}, t) + \Delta t \cdot F(\mathbf{u}, t) \cdot |\nabla\varphi(\mathbf{u}, t)|, \quad (4)$$

где \mathbf{u} – координата пиксела, t – текущее время процесса сегментации, Δt – дискретизация по времени, $\varphi(\mathbf{u}, t)$ и $\varphi(\mathbf{u}, t + \Delta t)$ – значения функции уровня на последней и следующей итерациях. С более полным обзором методов на основе функции уровня и их применении к сегментации изображений можно ознакомиться в работах Sethain [22], Osher и Paragios [23].

2. Математическая модель изображения

В работе использовались данные стандартного клинического обследования спиральной компьютерной томографии, выполняемого на аппаратах Philips Brilliance 64 и Siemens Somatom 40, при сотрудничестве с Республиканской клинической больницей РМЭ. Изображения сохранены в формате DICOM.

КТ-изображение I представляет собой упорядоченный набор $I = \{I_z\}_{z=0}^{N-1}$ из N рентгеновских снимков тела человека, сделанных с определённым расстоянием $K = \{k_x, k_y, k_z\}$ между пикселями. Каждый пиксел $\mathbf{u} = (x, y, z)$ такого изображения кодируется смещённой величиной количественной оценки плотности $I(\mathbf{u})$ структур тканей человека по шкале Хаунсфилда. Диапазон единиц шкалы составляет от -1024 до $+3071$, значение интенсивности пиксела лежит в диапазоне $0 \leq I(\mathbf{u}) \leq 4095$. Диапазон достаточно широк и позволяет уверенно классифицировать отдельные ткани [8].

Изображения органов брюшинного пространства на КТ-снимках, получаемых в результате обследования, имеют непостоянную интенсивность. Это вызвано неоднородностью структуры тканей и органов, большая часть тканей содержит в себе кровь, что приводит к «зашумлению» изображений. Элемент случайности также заложен в самой природе источника излучения. Таким образом, математическая модель КТ-изображения I имеет следующий вид:

$$I = b \cdot J + Z, \quad (5)$$

где J – неискажённое («идеальное») изображение, b – компонента, связанная с неоднородностью изображения, Z – аддитивный шум, I – результирующее изображение, выдаваемое томографом. Будем считать, что в пределах одной ткани компонента b изменяется монотонно и плавно, а компонента шума Z – подчиняется нормальному закону распределения.

3. Предварительная обработка изображения

В разделе рассматривается метод предварительной обработки изображений, снижающий влияние шумовых компонент b и Z (5) и приближающий результат обработки к «идеальному» изображению J , при сохранении границ между областями-сегментами.

Традиционные способы удаления шума, улучшения краёв и реконструкции размытых изображений опираются на методы высокочастотной фильтрации или обратного распространения уравнения диффузии во времени. Задачу в текущей постановке можно решить, используя в качестве физической основы нелинейный процесс диффузии. Р. Perona и J. Malik [24] описали, что если коэффициент проводимости выбран в соответствии с функцией градиента изображения, то диффузия будет одновременно сглаживать изображение и усиливать края, стабилизируя изображение к ступенчатому виду. Результат гарантируется принципом максимума уравнения диффузии.

Фильтр анизотропной диффузии работает следующим образом. На вход фильтра подаются изобра-

жения I срезов томограмм, масштабные коэффициенты $K = \{k_x, k_y, k_z\}$ КТ-изображения, описывающие физические расстояния между пикселями и учитываемые при вычислении градиента $\nabla I(\mathbf{u})$. Далее итеративно каждому пикселю присваивается новое значение интенсивности согласно формуле:

$$I'(\mathbf{u}) = I(\mathbf{u}) + \Delta I(\mathbf{u}) = I(\mathbf{u}) + \nu \cdot \text{div} \left(\nabla I(\mathbf{u}) \cdot \exp \left(-\left(|\nabla I(\mathbf{u})| / \kappa^2 \right) \right) \right). \quad (6)$$

Если диффузия $\Delta I(\mathbf{u})$ в некоторой фиксированной окрестности точки \mathbf{u} велика, то эта интенсивность в этой точке является шумом и значение интенсивности корректируется в сторону доминирующей интенсивности. Если диффузия $\Delta I(\mathbf{u})$ мала, то точка принадлежит границе и размытие не происходит. С более детальным описанием механизма работы фильтра можно ознакомиться в статье Р. Перола и Ж. Малик [24]. Среди достоинств фильтра стоит отметить стабильность и распараллеливаемость.

Градиент $\nabla I(\mathbf{u})$ оценивается для $3 \times 3 \times 3$ окрестности точки. Число шагов итераций равно 16 [24]. Выбор параметра ν , отвечающего за плавность процесса диффузии, рассмотрен в статье G. Gerig и др. [25]. В настоящей работе используется значение $\nu = 0,142857$. Параметр κ играет ту же роль, что и среднеквадратическое отклонение в модели нормального закона распределения, и влияет на процесс сглаживания. Чем больше значение параметра κ , тем больший диапазон интенсивностей подвергается сглаживанию. Экспериментально установлен рабочий диапазон значений параметра κ для КТ-изображений органов брюшинного пространства: $\kappa \approx 25 \pm 5$.

На рис. 2 показан результат работы фильтра анизотропной диффузии.

4. Детекторная функция границ

Поскольку на предыдущем шаге используется фильтр анизотропной диффузии, который минимизирует разброс значений в однородной области, но сохраняет границы, то в роли детекторной функции границ можно использовать функцию вида:

$$g(\mathbf{u}) = 1 / (1 + \sigma^2 [I(\mathbf{u})]), \quad (7)$$

где $\sigma^2 [I(\mathbf{u})]$ – дисперсия значений яркостей в области радиуса $r = 1,5$ пикселей вокруг точки \mathbf{u} . Данный вид функции обнаруживает границы с достаточной чувствительностью к слабым перепадам яркости. На рис. 3б показан результат работы функции детектора границ (7). Стоит обратить внимание на фрагмент КТ-изображения, содержащий переход от печени к мышцам (рис. 3а, выделен квадратом). Как видно из рис. 3б, детектор обнаруживает эту границу.

5. Функционал функции уровня

Для управления эволюцией функции уровня (4) используется локально зависимая функция скорости $F(\mathbf{u}, t)$.

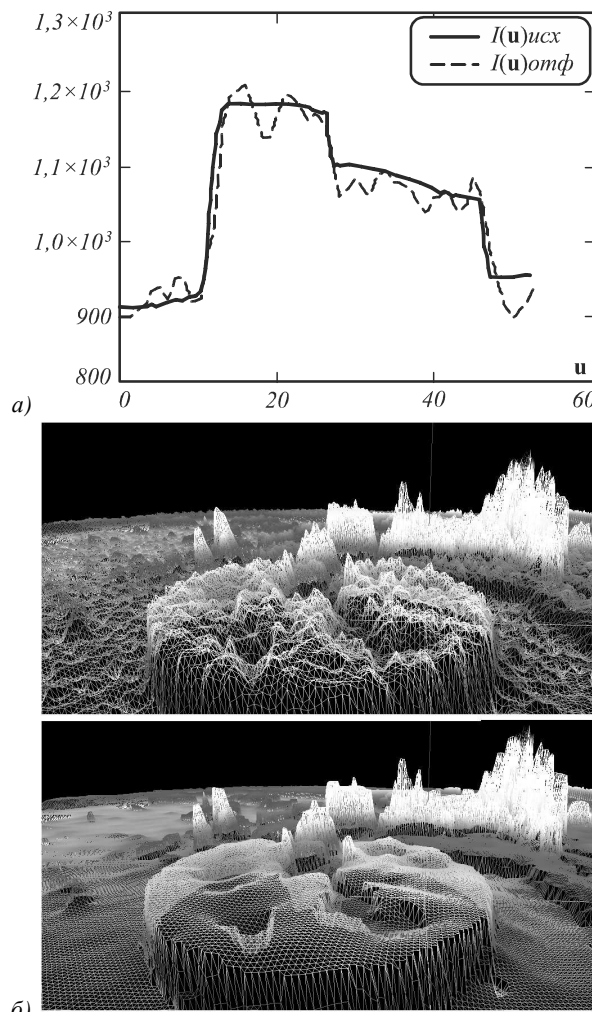


Рис. 2. Работа фильтра анизотропной диффузии: а) для одномерного среза (сплошной линией обозначено исходное изображение, пунктиром – отфильтрованное); б) для одного 2D-среза, интенсивность отложена по оси OZ, верхний рисунок – исходный фрагмент изображения, нижний – изображение после фильтрации

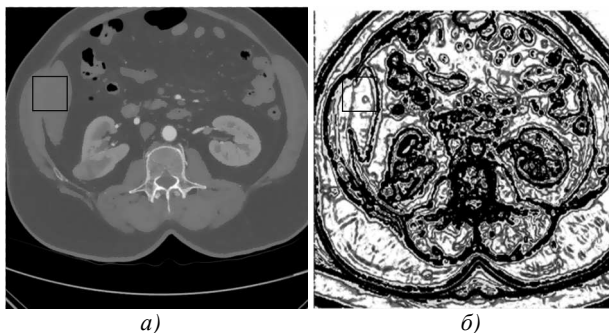


Рис. 3. Результат работы функции детектора границ $g(\mathbf{u})$: а) КТ-изображение после применения фильтра анизотропной диффузии; б) отображение значений функции $g(\mathbf{u})$, белые области соответствуют однородным участкам изображения, чёрные области – граничные области между сегментами

Функция оценивает скорость эволюции согласно локальному поверхностному искривлению функции уровня $\phi(\mathbf{u}, t)$ и локальной интенсивности изображения I . К функции скорости предъявляются два требо-

вания. Во-первых, функция $\varphi(\mathbf{u}, t)$ должна изменяться вдоль нормали к её поверхности. Во-вторых, эволюция функции $\varphi(\mathbf{u}, t)$ должна тормозиться при достижении границ сегмента.

Функция скорости для функции уровня φ_h строится по схеме со сглаживанием [26]:

$$F_h(\mathbf{u}, t) = \alpha \cdot C_h(\mathbf{u}, t) + (1 - \alpha) \cdot D_h(\mathbf{u}), \quad (8)$$

где $\alpha \in [0, 1]$ является сглаживающей функцией, которая контролирует относительное влияние значений кривизны $C_h(\mathbf{u}, t)$ и информационного термина $D_h(\mathbf{u})$ на поведение функции скорости, h – номер функции уровня. Значение параметра α можно связать с функцией детектора границ: $\alpha = g(\mathbf{u})$ (7). Этот приём позволяет схеме плавно переключаться между режимами распространения вдоль нормали к функции для однородной области ($g(\mathbf{u}) > 0$) и распространения вблизи границы между сегментами ($g(\mathbf{u}) \approx 0$).

Информационный терм $D_h(\mathbf{u})$ отвечает за знак и силу функции скорости для h -й функции уровня и определяется следующим образом:

$$D_h(\mathbf{u}) = \varepsilon_h - |I(\mathbf{u}) - T_h|, \quad (9)$$

где $I(\mathbf{u})$ – функция интенсивности изображения, T_h – целевая интенсивность, стимулирующая максимальный рост поверхности, а ε_h – диапазон интенсивности, в рамках которой функция уровня должна расти. Если значение интенсивности $I(\mathbf{u})$ в точке \mathbf{u} удовлетворяет условию $T_h - \varepsilon_h \leq I(\mathbf{u}) \leq T_h + \varepsilon_h$, то $D_h(\mathbf{u})$ способствует росту (расширению) области, иначе – сжатию области.

Распределение интенсивностей биологической ткани носит случайный характер. Экспериментальная проверка на группе пациентов показала, что распределение интенсивностей отдельных структурных элементов органов и тканей в пределах изображения одного пациента соответствует нормальному закону распределения с доверительной вероятностью 0,95 (тест Колмогорова). Следовательно, количественные оценки параметров T_h и ε_h можно задать математическим ожиданием μ_h и среднеквадратическим отклонением σ_h для каждой функции уровня:

$$\begin{aligned} T_h &= \mu_h = M[I(\mathbf{u})], \\ \varepsilon_h &= k \cdot \sigma_h = k \cdot \sigma[I(\mathbf{u})], \quad \mathbf{u} \in \varphi^h, \end{aligned} \quad (10)$$

где k – параметр, выбираемый, например, по правилу «трёх сигм», $k = 3$.

Параметры T_h и ε_h итеративно изменяются в процессе эволюции каждой функции уровня. Начальные значения параметров оцениваются по значениям интенсивности инициализирующего набора точек затравочной области V_h^0 .

Кривизна функции уровня в точке \mathbf{u} определяется как локальная дивергенция нормированного градиента функции уровня на предыдущей итерации:

$$C_h(\mathbf{u}, t) = \operatorname{div} \frac{\nabla \varphi_h(\mathbf{u}, t - \Delta t)}{|\nabla \varphi_h(\mathbf{u}, t - \Delta t)|}. \quad (11)$$

Градиент ∇ рассчитывается для области $3 \times 3 \times 3$ пикселей по схеме, приведённой в [26]. Такая область связности даёт более гладкую оценку кривизны поверхности функции уровня.

В роли исходных затравочных областей V_h^0 используются 3D сферические фрагменты изображения радиуса $\rho = 3$ пикселя с центрами в точках \mathbf{u}_h^0 , расположенных в узлах регулярной сетки.

Т.к. точки, попадающие в окно сферы, используются для оценки начальных статистик T_h и ε_h , то для их корректной оценки центры \mathbf{u}_h^0 должны лежать внутри сегментируемой области и не должны оказаться на границе двух сегментов. Если затравочная область лежит на границе сегментов, то распределение интенсивностей характеризуется высоким уровнем дисперсии из-за наличия нескольких центров масс. Следовательно, критерием отсева таких областей может служить условие для среднеквадратического отклонения с порогом, например, $\varepsilon_h > 20$.

В процессе эволюции неизбежна ситуация, когда две функции уровня будут соприкасаться своими границами. В этом случае оцениваются количественные значения степени сходства значения интенсивности пикселя \mathbf{u} для каждого из конкурирующих сегментов Ω_h с помощью функции правдоподобия:

$$L_h(\mathbf{u}) = \frac{1}{\sigma_h \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(I(\mathbf{u}) - \mu_h)^2}{2\sigma_h^2}\right) \quad (12)$$

и по критерию максимального правдоподобия пиксел будет относиться к одному из смежных сегментов.

На каждом шаге процесса сегментации ведётся статистика эволюций функций уровня в виде счетчика *Count* добавляемых/исключаемых точек.

$$\operatorname{Count} = \sum_{\mathbf{u} \in I} \begin{cases} 0, & \varphi(\mathbf{u}, t) = \varphi(\mathbf{u}, t + \Delta t) \\ 1, & \varphi(\mathbf{u}, t) \neq \varphi(\mathbf{u}, t + \Delta t) \end{cases}. \quad (13)$$

Процесс эволюции продолжается до тех пор, пока функции уровня не стабилизируются, их рост прекратится, а счётчик *Count* не станет меньше некоторой пороговой величины $\operatorname{Count}_{\text{порог}}$.

На последнем этапе происходит слияние смежных функций уровня, обладающих общей статистикой, например, по критерию Колмогорова–Смирнова [27].

Таким образом, предлагаемый обобщённый алгоритм сегментации изображений на основе функции уровня имеет следующий вид:

1. Применение фильтра анизотропной диффузии для каждой точки $\mathbf{u} \in I$ согласно уравнению (6).
2. Расчёт функции детектора границ $g(\mathbf{u})$ для окрестности радиуса $r = 1,5$ пикселей каждой точки \mathbf{u} согласно уравнению (7).
3. Генерация множества затравочных областей $\{V_h^0\}_{h=1}^N$ и инициализация функций уровня $\{\varphi_h\}_{h=1}^N$ согласно выражениям (3) и (10).

4. Итеративное изменение функции уровня согласно уравнениям (4) и (8) до стабилизации.

5. Визуализация результата.

Данный алгоритм реализуется по схеме с параллельными вычислениями. При этом на этапах 1 и 2 нет необходимости в синхронизации взаимодействия одновременно выполняемых потоков. В то время как этапы 3 и 4 в процессе работы требуют реализации механизма синхронизации и контроля взаимоисключающего доступа к общим ресурсам.

6. Результаты и дальнейшая работа

Алгоритм был реализован в составе программного продукта «Volga-M», разрабатываемого на кафедре радиотехнических и медико-биологических систем при сотрудничестве с урологическим отделением Республиканской клинической больницы РМЭ. Работа была проверена на КТ данных трёх пациентов с патологиями урологического характера. Результат работы алгоритма с одним зерном на одном из изображений с почкой и опухолью показан на рис. 4.

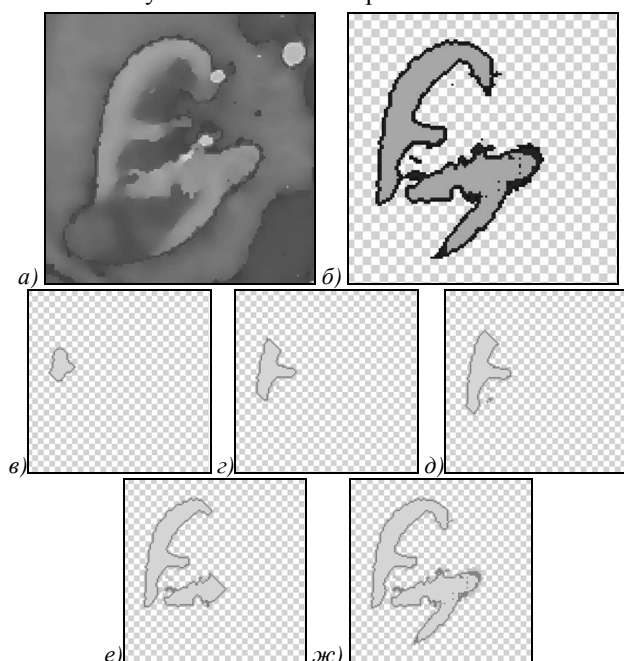


Рис.4. Пошаговая эволюция функции уровня для одного зерна: а) исходное изображение почки, б) результат сегментации коркового вещества почки, в) – ж) вид функции уровня на 10, 20, 30, 50 и 70 итерации соответственно

В целом алгоритм работает стабильно и позволяет сегментировать отдельные классы и структуры органов пациента. При работе в режиме сегментирования множества зёрен формируется сегментированное изображение органа пациента. На рис. 5 показан процесс эволюции функций уровня в этом режиме сегментирования изображения. Экспертная оценка в лице практикующего врача показала, что основные структуры почки выделяются корректно.

К недостатку текущей реализации алгоритма можно отнести недостаточно эффективное использование результатов, получаемых на этапе выделения границ.

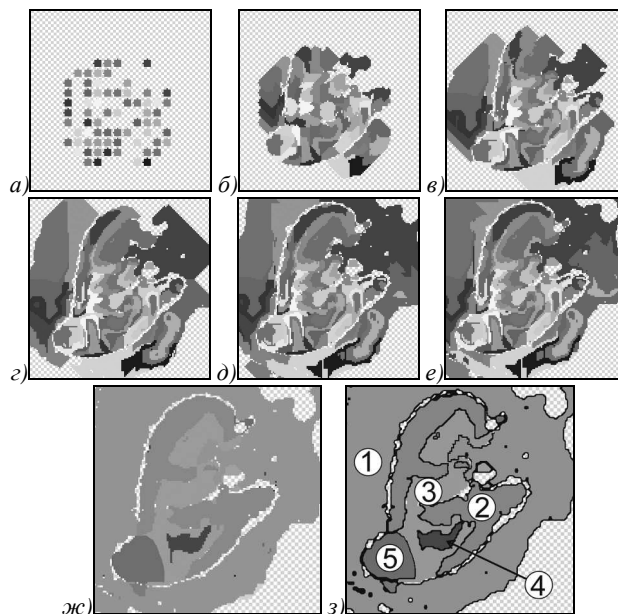


Рис.5. Пошаговая эволюция функции уровня для множества зёрен: а) вид исходного множества зерен, б) – е) вид функций уровня на 10, 30, 50, 70, 90 итерациях соответственно, ж) – з) результат сегментации на 90 итерации после объединения смежных функций уровня: окружающей ткани (1), коркового вещества почки (2), паренхимы почки (3, 4), опухоли (5)

Потенциально сочетание фильтра анизотропной диффузии и функции детектора границ обнаруживает границы между сегментами с плавно изменяющимися яркостными характеристиками. Реализация схемы эволюции функции уровня совместно с методами морфологической обработки результата детекторной функции границ может позволить сформировать более строгие эволюционные условия. Данному направлению будет посвящена дальнейшая работа над проектом.

Заключение

В работе предложен метод сегментации органов брюшинного пространства на томографических изображениях на основе функции уровня. Для реализации данного метода рассмотрена математическая модель КТ-изображения, учитывающая статистические свойства структурных элементов органов и тканей и влияние помех. На основе построенной математической модели предложен метод предварительной обработки изображения, основанный на применении нелинейного адаптивного фильтра анизотропной диффузии, сглаживающего изображение при сохранении границ между сегментами, и функции детектора границ на базе оценки дисперсии значений окрестности точки. Такой подход к предварительной обработке изображения позволяет избавиться от влияния шумовой компоненты, сохранить информацию о внутренней структуре тканей и органов за счёт сохранения границ между крупными изолированными сегментами. Синтезирован алгоритм сегментации томографического изображения на основе функции уровня и активных контуров и приведены примеры его работы. Разработанный алгоритм может использоваться в инженерной и медицинской практике при раз-

работке программ обработки медицинских изображений, обучающих программ-симуляторов предоперационного планирования и интраоперационной навигации.

Благодарности

Работа выполнена в рамках программы УМНИК-2014, проводимой Федеральным государственным бюджетным учреждением «Фонд содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере» (государственный контракт № 4334ГУ1/2014, код 000790))

Литература

1. **Blackmore, C.C.** Effectiveness of clinical decision support in controlling inappropriate imaging / C.C. Blackmore, R.S. Mecklenburg, G.S. Kaplan // *Journal of the American College of Radiology*. – 2011. – Vol. 8(1). – P. 19-25. – ISSN: 1546-1440.
2. **Brouwer, O.R.** Image navigation as a means to expand the boundaries of fluorescence-guided surgery / O.R. Brouwer, T. Buckle, A. Bunschoten, J. Kuil, A.L. Vahrmeijer, T. Wendler, R.A. Valdés-Olmos, H.G. Van Der Poel, F.W.B. Van Leeuwen // *Physics in Medicine and Biology*. – 2012. – Vol. 57(10). – P. 3123-3136. – ISSN 0031-9155.
3. **Роженцов, А.А.** Формирование 3D изображений при проведении трансуретральной резекции предстательной железы / А.А. Роженцов, В.Н. Дубровин, А.А. Баев, А.С. Наумов // *Вестник Поволжского государственного технологического университета*. – 2008. – № 3. – С. 45-50. – ISSN 2306-2819.
4. **Su, L.M.** Augmented reality during robot-assisted laparoscopic partial nephrectomy: toward real-time 3D – CT to stereoscopic video registration / L.M. Su, B.P. Vagvolgyi, R. Agarwal, C.E. Reiley, R.H. Taylor, G.D. Hager // *Urology*. – 2009. – Vol. 73. – P. 896-900. – ISSN 1527-9995.
5. **Mitterberger, M.** The use of three-dimensional computed tomography for assessing patients before laparoscopic adrenal-sparing surgery / M. Mitterberger, G.M. Pinggera, R. Peschel, G. Bartsch, L. Pallwein, F. Frauscher // *BJU Int*. – 2006. – Vol. 98(5). – P. 1068-1073. – ISSN 1464-410X.
6. **Дубровин, В.Н.** Первый опыт применения метода компьютерной оптимизации малоинвазивного хирургического доступа по предоперационным томографическим данным при проведении ретроперитонеоскопической уретеролитотомии / В.Н. Дубровин, В.И. Баширов, Р.В. Ерусланов, Я.А. Фурман, А.А. Кудрявцев // *Медицинский вестник Башкортостана*. – 2013. – Т. 8, № 3. – С. 38-41. – ISSN 1999-6209.
7. **Volonté, F.** Augmented reality and image overlay navigation with OsiriX in laparoscopic and robotic surgery: Not only a matter of fashion / F. Volonté, F. Pugin, P. Bucher, M. Sugimoto, O. Ratib, P. Morel // *Journal of Hepato-Biliary-Pancreatic Sciences*. – 2011. – Vol. 18(4). – P. 506-509. – ISSN 1868-6982.
8. **Sharp, G.** Vision 20/20: Perspectives on automated image segmentation for radiotherapy / G. Sharp, K.D. Fritscher, V. Pekar, M. Peroni, N. Shusharina, H. Veeraraghavan, J. Yang // *Medical Physics*. – 2014. – Vol. 41(5). – DOI: 10.1118/1.4871620. – ISSN 0094-2405.
9. **Емельянов, С.И.** Применение метода интраоперационной навигации при лапароскопической нефрэктомии / С.И. Емельянов, В.А. Вердченко, Д.Ю. Пушкарь [и др.] // *Эндоскопическая хирургия*. – 2009. – № 2. – С. 32-35. – ISSN 2309-5636.
10. **Huppertz, A.** Computed tomography for preoperative planning in minimal-invasive total hip arthroplasty: Radiation exposure and cost analysis / A. Huppertz, S. Radmer, P. Asbach, R. Juran, C. Schwenke, G. Diederichs, B. Hamm, M. Sparmann // *European Journal of Radiology*. – 2011. – Vol. 78(3). – P. 406-413. – ISSN 1872-7727.
11. **Дубровин, В.Н.** Аппаратно-программный комплекс для определения мест установки троакаров при лапароскопических операциях / В.Н. Дубровин, В.И. Баширов, Я.А. Фурман, А.А. Роженцов, А.А. Кудрявцев, Р.В. Ерусланов, А.А. Баев, И.Л. Назаров // Патент на полезную модель №127615 от 15.08.2012.
12. **Dubrovин, V.N.** Choice of surgical access for retroperitoneoscopic ureterolithotomy according to the results of 3D reconstruction of operational zone agreed with the patient: initial experience / V.N. Dubrovин, V.I. Bashirov, Y.A. Furman, A.A. Rozhentsov, R.V. Yeruslanov, A.A. Kudryavtsev // *Central European Journal of Urology*. – 2013. – Vol. 66(4). – P. 447-452. – ISSN 2080-4873.
13. **Дубровин, В.Н.** Оптимизация хирургического доступа при проведении ретроперитонеоскопической уретеролитотомии с применением компьютерной 3D реконструкции / В.Н. Дубровин, В.И. Баширов, Я.А. Фурман, А.А. Роженцов, Р.В. Ерусланов, А.А. Кудрявцев // *Экспериментальная и клиническая урология*. – 2013. – № 4. – С. 86-89. – ISSN 2222-8543.
14. **Koss, J.E.** Abdominal organ segmentation using texture transforms and a hopfield neural network / J.E. Koss, F.D. Newman, T.K. Johnson, D.L. Kirch. // *Correspondences of IEEE Transaction on Medical Imaging*. – 1999. – Vol. 18(7). – P. 640-648. – ISSN 1558-254X.
15. **Lee, C.C.** Identifying multiple abdominal organs from CT image series using a multimodule contextual neural network and spatial fuzzy rules / C.C. Lee, P.C. Chung, H.M. Tsai // *IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine*. – 2003. – Vol. 7. – P. 208-217. – ISSN 1558-0032.
16. **Soler, L.** Fully automatic anatomical, pathological, and functional segmentation from CT scans for hepatic surgery / L. Soler, H. Delingette, G. Malandain, J. Montagnat, N. Ayache, C. Koehl, O. Dourthe, B. Malassagne, M. Smith, D. Mutter, J. Marescaux // *Computed Aided Surgery*. – 2001. – Vol. 6(3). – P. 131-142. – ISSN 1097-0150.
17. **Lamecker, H.** Segmentation of the liver using a 3D statistical shape model / H. Lamecker, T. Lange, M. Seebass // *ZIBReport 04-09 (April 2004)*. – 2004. – P. 1-25. – DOI:10.1.1.90.6969.
18. **Park, H.** Construction of an abdominal probabilistic atlas and its application in segmentation / H. Park, P. Bland, C. Meyer // *IEEE Transactions on Medical Imaging*. – 2003. – Vol. 22(4). – P. 483-492. – ISSN 1558-254X.
19. **Zhou, X.** Constructing a Probabilistic Model for Automated Liver Region Segmentation Using Non-contrast X-Ray Torso CT images / X. Zhou, T. Kitagawa, T. Hara, H. Fujita, X. Zhang, R. Yokoyama, H. Kondo, M. Kanematsu, H. Hoshi // *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2006*. – 2006. – Vol. 4191. – P. 856-63. – ISSN 0302-9743.
20. **Lefohn, A.** Interactive, GPU-based level sets for 3D segmentation / A. Lefohn, J.E. Cates, R.T. Whitaker // *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2003*. – 2003. – Vol. 2878. – P. 564-572. – ISSN 0302-9743.
21. **Cates, J.** GIST: an interactive, GPU-based level set segmentation tool for 3D medical images / J. Cates, A. Lefohn, R. Whitaker // *Medical Image Analysis*. – 2004. – Vol. 8(3). – P. 217-231. – ISSN 1361-8423.
22. **Sethain, J.A.** Level Set Methods and Fast Marching Methods: Evolving Interfaces in Computational Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision, and Materials Science / J.A. Sethain – Cambridge University Press, 1999. – 404 p.

23. **Osher, S.** Geometric Level Set Methods in Imaging, Vision, and Graphics / S. Osher, N. Paragois – Springer-Verlag New York, Inc., 2003. – 513 p.
24. **Perona, P.** Scale space and edge detection using anisotropic diffusion / P. Perona, J. Malik // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. – 1990. – Vol. 12(7). – P. 629-639. – ISSN 0162-8828.
25. **Gerig, G.** Nonlinear Anisotropic Filtering of MRI Data / G. Gerig, R. Kikinis, O. Kübler, F.A. Jolesz // IEEE Transactions on Medical Imaging. – 1992. – Vol. 11(2). – P. 221-232. – ISSN 1558-254X.
26. **Lefohn, A.E.** A streaming narrow-band algorithm: Interactive computation and visualization of level sets / A.E. Lefohn, J.M. Kniss, C.D. Hansen, R.T. Whitaker // IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics. – 2004. – Vol. 10(4). – P. 422-433. – DOI:10.1145/1198555.1198796.
27. **Лемешко, Б.Ю.** Статистический анализ данных, моделирование и исследование вероятностных закономерностей. Компьютерный подход: монография / Б.Ю. Лемешко, С.Б. Лемешко, С.Н. Постовалов, Е.В. Чимитова. – Новосибирск : Изд-во НГТУ, 2011. – 888 с.

References

- [1] Blackmore CC, Mecklenburg RS, Kaplan GS. Effectiveness of clinical decision support in controlling inappropriate imaging. *Journal of the American College of Radiology* 2011; 8(1): 19-25.
- [2] Brouwer OR, Buckle T, Bunschoten A, Kuil J, Vahrmeijer AL, Wendler T, Valdés-Olmos RA, Van Der Poel HG, Van Leeuwen FWB. Image navigation as a means to expand the boundaries of fluorescence-guided surgery. *Physics in Medicine and Biology* 2012; 57(10): 3123-36.
- [3] Rozhentsov AA, Dubrovin VN, Bayev AA, Naoumov AS. 3D image generation at prostate gland transurethral resection [In Russian]. *Vest. Povol. Gos. Tekhn. Univ.* 2008; 3 : 45-50.
- [4] Su LM, Vagvolgyi BP, Agarwal R, Reiley CE, Taylor RH, Hager GD. Augmented reality during robot-assisted laparoscopic partial nephrectomy: toward real-time 3D - CT to stereoscopic video registration. *Urology* 2009; 73: 896-900.
- [5] Mitterberger M, Pinggera GM, Peschel R, Bartsch G, Pallwein L, Frauscher F. The use of three-dimensional computed tomography for assessing patients before laparoscopic adrenal-sparing surgery. *BJU Int* 2006; 98(5): 1068-73.
- [6] Dubrovin VN, Bashirov VI, Eruslanov RV, Furman YA, Kudryavtsev AA. The first experience of computer optimization method of minimally invasive surgical approach based on preoperational tomographic data in performing retroperitoneoscopic ureterolithotomy [In Russian]. *Medical bulletin of Bashkortostan* 2013; 8(3): 38-41.
- [7] Volonté F, Pugin F, Bucher P, Sugimoto M, Ratib O, Morel P. Augmented reality and image overlay navigation with OsiriX in laparoscopic and robotic surgery: Not only a matter of fashion. *Journal of Hepato-Biliary-Pancreatic Sciences* 2011; 18(4): 506-9.
- [8] Sharp G, Fritscher KD, Pekar V, Peroni M, Shusharina N, Veeraraghavan H, Yang J. *Vision 20/20: Perspectives on automated image segmentation for radiotherapy.* *Medical Physics* 2014; 41(5): DOI: 10.1118/1.4871620.
- [9] Emel'ianov SI, Veredchenko VA, Pushkar' DY, Mitichkin AE, Veredchenko AV, Shcherbakov NV. The use of intra-operative navigation in laparoscopic nephrectomy [In Russian]. *Endoscopic surgery* 2009; 2: 32-5.
- [10] Huppertz A, Radmer S, Asbach P, Juran R, Schwenke C, Diederichs G, Hamm B, Sparmann M. Computed tomography for preoperative planning in minimal-invasive total hip arthroplasty: Radiation exposure and cost analysis. *European Journal of Radiology* 2011; 78(3): 406-13.
- [11] Dubrovin VN, Bashirov VI, Furman YA, Rozhentsov AA, Kudryavtsev AA., Eruslanov RV, Bayev AA, Nazarov IL. Hardware/software complex for selection optimal location for a trocar in laparoscopy [In Russian]. *Pat RF of Invent N127615 of August 15, 2012.*
- [12] Dubrovin VN, Bashirov VI, Furman YA, Rozhentsov AA, Eruslanov RV, Kudryavtsev AA. Choice of surgical access for retroperitoneoscopic ureterolithotomy according to the results of 3D reconstruction of operational zone agreed with the patient: initial experience. *Central European Journal of Urology* 2013; 66(4): 447-52.
- [13] Dubrovin VN, Bashirov VI, Furman YA, Rozhentsov AA, Eruslanov RV, Kudryavtsev AA. Optimization of computer-assisted surgical access during the retroperitoneal endoscopic ureterolithotomy using the patient coordinated 3D reconstruction of the operation area [In Russian]. *Experimental and Clinical Urology* 2013; 4: 86-9.
- [14] Koss JE, Newman FD, Johnson TK, Kirch DL. Abdominal organ segmentation using texture transforms and a hopfield neural network. *Correspondences of IEEE Transaction on Medical Imaging* 1999; 18(7): 640-8.
- [15] Lee CC, Chung PC, Tsai HM. Identifying multiple abdominal organs from CT image series using a multimodule contextual neural network and spatial fuzzy rules. *IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine* 2003; 7: 208-17.
- [16] Soler L, Delingette H, Malandain G, Montagnat J, Ayache N, Koehl C, Dourthe O, Malassagne B, Smith M, Mutter D, Marescaux J. Fully automatic anatomical, pathological, and functional segmentation from CT scans for hepatic surgery. *Computed Aided Surgery* 2001; 6(3): 131-42.
- [17] Lamecker H, Lange T, Seebass M. Segmentation of the liver using a 3D statistical shape model. *ZIBReport 04-09 (April 2004)* 2004: 1-25. DOI:10.1.1.90.6969.
- [18] Park H, Bland P, Meyer C. Construction of an abdominal probabilistic atlas and its application in segmentation. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2003; 22(4): 483-92.
- [19] Zhou X, Kitagawa T, Hara T, Fujita H, Zhang X, Yokoyama R, Kondo H, Kanematsu M, Hoshi H. Constructing a Probabilistic Model for Automated Liver Region Segmentation Using Non-contrast X-Ray Torso CT images. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2006.*; 4191: 856-63.
- [20] Lefohn A, Cates JE, Whitaker RT. Interactive, GPU-based level sets for 3D segmentation. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2003*; 2878: 564-72.
- [21] Cates J, Lefohn A, Whitaker R. GIST: an interactive, GPU-based level set segmentation tool for 3D medical images. *Medical Image Analysis* 2004; 8(3): 217-31.
- [22] Sethain JA. *Level Set Methods and Fast Marching Methods: Evolving Interfaces in Computational Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision, and Materials Science.* Cambridge University Press; 1999.
- [23] Osher S, Paragois N. *Geometric Level Set Methods in Imaging, Vision, and Graphics.* Springer-Verlag New York, Inc.; 2003.
- [24] Perona P, Malik J. Scale space and edge detection using anisotropic diffusion. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 1990; 12(7): 629-39.
- [25] Gerig G, Kikinis R, Kübler O, Jolesz FA. Nonlinear Anisotropic Filtering of MRI Data. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 1992; 11(2): 221-32.

[26] Lefohn AE, Kniss JM, Hansen CD, Whitaker RT. A streaming narrow-band algorithm: Interactive computation and visualization of level sets. *IEEE Trans. on Visualization and Computer Graphics* 2004; 10(4): 422-433.

[27] Lemeshko BY, Lemeshko SB, Postovalov SN, Chimitova EV. Statistical data analysis, simulation and study of probability regularities. Computer approach: monograph. [In Russian]. – Novosibirsk : NSTU Publisher; 2011.

RETROPERITONEAL SPACE ORGAN SEGMENTATION FROM CT IMAGES BASED ON THE LEVEL SET FUNCTION

R.V. Eruslanov¹, M.N. Orehova¹, V.N. Dubrovin²

¹ Volga State University of Technology,

² Republican Clinical Hospital of the Mary-El Republic

Abstract

This article presents a method for solving a problem of segmentation of the retroperitoneal space organs from tomographic images. The method relies on the level set function. We also discuss a method of image preprocessing based on a nonlinear anisotropic diffusion filter, which operates by smoothing the image, while maintaining boundaries between the segments. A tomographic-image segmentation algorithm based on the level set function is synthesized.

Keywords: segmentation, computer tomography, retroperitoneal space organs, CT (computed tomography), image processing, anisotropic diffusion, nonlinear filtration, level set, active contour.

Citation: Eruslanov RV, Orehova MN, Dubrovin VN. Retroperitoneal space organ segmentation from CT images based on the level set function. *Computer Optics* 2015; 39(4): 592-9. DOI: 10.18287/0134-2452-2015-39-4-592-599.

Сведения об авторах

Ерусланов Руслан Валентинович, 1988 года рождения. В 2009 году окончил факультет информатики и вычислительной техники Марийского государственного технического университета. В 2013 году защитил диссертацию на соискание учёной степени кандидата технических наук. В настоящее время доцент кафедры радиотехнических и медико-биологических систем Поволжского государственного технологического университета. Область научных интересов: обработка и анализ биомедицинских изображений, обработка сигналов, распознавание образов, математическое моделирование, теория алгоритмов.

E-mail: EruslanovRV@mail.ru.

Ruslan Valentinovich Eruslanov (b. 1988) graduated from Mari State Technical University in 2009 (Information Technologies and Computer Engineering faculty). Candidate of Engineering Sciences (2013). Associate Professor of Radio and Medical-Biological System Engineering department of the Volga State University of Technology. Research interests: biomedical image processing and analysis, signal processing, pattern recognition, mathematical modeling, theory of computation.

Орехова Мария Николаевна, 1992 года рождения. Студент специальности «Инженерное дело в медико-биологической практике» Поволжского государственного технологического университета. Область научных интересов: обработка и анализ биомедицинских изображений.

E-mail: mashir4ik@mail.ru.

Maria Nikolaevna Orehova (b. 1992). Student Engineering in Medical-Biological Systems specialty of the Volga State University of Technology. Research interests: biomedical image processing and analysis.

Дубровин Василий Николаевич, 1962 года рождения. В 1985 году окончил Рязанский медицинский институт им. академика И.П. Павлова. В 2005 году защитил диссертацию на соискание учёной степени доктора медицинских наук. Главный уролог Республики Марий Эл, заведующий урологическим отделением Республиканской клинической больницы РМЭ (г. Йошкар-Ола), руководитель уронефрологического центра. Область научных интересов: клиническая медицина, диагностика и хирургическое лечение урологических заболеваний, урологические исследования, малоинвазивные, эндоскопические хирургические вмешательства в урологии (разработка и внедрение).

E-mail: yndubrovin@mail.ru.

Vasilii Nikolaevich Dubrovin (b. 1962) graduated from Ryazan State Medical University named after academician I.P. Pavlov in 1985. Doctor of Medical Sciences (2005). Head urologist of Mari El Republic, head of Urology department of Republican Clinical Hospital of the Mary-El Republic, head of Regional Hospital Center of Urology and Nephrology of Mari El Republic. Research interests: clinical medicine, diagnostics and surgical treatment of urological illness, urology, minimally invasive endoscopic surgery in urology.

Поступила в редакцию 10 июля 2015 г.
Окончательный вариант – 15 августа 2015 г.