

МЕТОД КОЛИЧЕСТВЕННОГО ОПИСАНИЯ ОСОБЕННОСТЕЙ ФОРМЫ СОСУДОВ

*Карапетян Г. М., Кубарко А. И., Глинский А. В., Косик И. И., Куделич О. А., Шевчук Т. А., Далидович А. В.,
Цвирко В. Н., Кишкурно А. С.*

Учреждение образования «Белорусский государственный медицинский университет», г. Минск, Республика Беларусь

Реферат. Сосуды кровеносной системы являются носителями информации о состоянии гемодинамики и ее реакциях на различные воздействия. Определенная часть этой информации успешно извлекается посредством измерения параметров таких динамических характеристик кровотока в сосудах, как линейный или турбулентный ток крови, его линейная и объемная скорости. Не менее важную информацию для диагностики целого ряда заболеваний могли бы предоставить морфометрические показатели, позволяющие судить о форме, геометрии отдельных сосудов и их сетей. Поэтому исследование особенностей сосудистого рисунка можно рассматривать как поиск новых подходов к совершенствованию методов ранней диагностики заболеваний сосудов и нарушения гемодинамики. Однако существующие в настоящее время методы определения таких патологических признаков, как характер ветвления, извитость сосудов основываются исключительно на словесном описании и визуальном восприятии. Одним из путей формирования рациональной системы классификации признаков нарушения строения сосудов и их сетей может стать их формализация через применение достаточно конкретных и понятных параметров, способных количественно описать индивидуальные особенности геометрии и топологии сосудов.

Ключевые слова: форма траектории сосудов, сосудистый рисунок, качественные признаки, количественные параметры.

Введение. Исследование сосудистой архитектоники в качестве одного из источников информации о состоянии здоровья человека становится в настоящее время важной составляющей общего тренда развития медицинской науки [1]. В значительной степени это связано с ростом аппаратных возможностей на качественно новом уровне формирования изображений сосудов кровеносной системы. Получаемые по результатам подобных исследований данные становятся ценным материалом не только для диагностических заключений, но и построения системы знаний о причинах зарождения сосудистой патологии и динамике ее развития. Так, применение лапароскопических методов для анализа состояния внутренних органов при злокачественном атрофическом папулезе позволило выявить тенденцию к вовлечению в патологический процесс отдельных мелких артерий и артериол субсерозного слоя [5]. Полученные знания легли в основу новой гипотезы патогенеза данного заболевания, предполагающей наличие двух форм васкулопатии, и позволили предложить дополнительные варианты лечения. Опубликованные в научных сборниках результаты анализа сотен эндоскопических изображений [4, 6] свидетельствуют о том, что форма и размеры сосудов являются важными показателями для дифференциации добро- и злокачественных образований в пищеводе, желудке, толстой кишке. Ценная информация для повышения точности диагностики острых хирургических заболеваний обнаружена в ходе изучения коррелятивной связи топологических особенностей сосудов с воспалительными процессами органов брюшной полости [3]. Однако успешное применение эмпирически полученных знаний в практической медицине, в частности, для проведения качественной дифференциальной диагностики возможно лишь при наличии четкой классификации выявляемых морфологических признаков нарушений состояния сосудов. Существующие же на сегодняшний день классификационные системы в силу сложности и многообразия форм сосудистого рисунка перегружены описательными подробностями, отчего становятся громоздкими, сложными и неудобными для использования в клинической практике. Одним из путей формирования рациональной системы классификации признаков нарушения строения сосудов и их сетей может стать их формализация через применение достаточно конкретных и понятных параметров, способных количественно описать индивидуальные особенности геометрии и топологии сосудов. При этом следует отдавать себе отчет в том, что расширение возможностей

визуализации в геометрической прогрессии увеличивает информативный поток, и его качественная интерпретация в сжатые сроки немыслима без применения компьютерных технологий.

Цель работы — определение набора параметров, способных количественно описать изменчивость формы и размеров сосуда вдоль всей его траектории.

Описываемый вариант параметризации реализован в составе компьютерной программы обработки и анализа эндоскопических изображений, созданной в Белорусском государственном медицинском университете [2].

Понятно, что сама возможность параметризации может появиться лишь после того, как сосуды с необходимой степенью точности выделены на исходном изображении. Это задача нетривиальная вследствие высокой вариабельности формы и яркостно-контрастных характеристик выделяемых объектов. Но решение этой задачи — тема отдельная и потому не будет затронута. Отметим лишь, что решение было найдено и успешно реализовано с помощью сверточной нейронной сети, построенной на основе U-net архитектуры с параллельными обратными связями.

Материалы и методы. При оценке особенностей формы отдельных сосудов было предложено использовать такие показатели, как пульсация, извитость, изогнутость и кривизна траектории. Параметры, численными значениями описывающие выраженность этих показателей, будем считать составными, поскольку рассчитываются они с использованием набора базовых данных о сосудистой сети, полученных в процессе предобработки исходного эндоскопического изображения. К базовым данным отнесем дискретные амплитудные значения точек, воссоздающих траекторию сосуда, количество этих точек, гармоник, на которые методом преобразования Фурье раскладывается траектория сосуда, мощности гармоник, длину траектории.

Пульсация — показатель, характеризующий выраженность мелких, пульсирующих колебаний амплитудных значений относительно основной траектории сосуда.

Извитость — показатель, характеризующий сложность формы трендовых широкоамплитудных колебаний траектории сосуда относительно прямой, соединяющей начало и конец сосуда.

Изогнутость — нормированный по длине траектории сосуда показатель, характеризующий максимальный амплитудный размах траектории. Данный показатель является амплитудной характеристикой.

Кривизна — интегральный показатель, включающий в себя данные трех предыдущих составляющих и характеризующий в целом уровень сложности формы сосуда.

1. Для численного представления выраженности мелких колебаний (пульсации) вдоль трассы сосуда показателем параметр (обозначим его условно Rpl , от англ. Repple — рябь), вычисляемый по формуле 1:

$$Rpl = \frac{k^2 \cdot \sigma}{L}, \quad (1)$$

где k — количество критических точек (пиков), обнаруженных на трассе сосуда;

σ — среднеквадратичное отклонение амплитудных значений по n точкам, дискретно описывающим траекторию сосуда;

L — длина сосуда.

Если раскрыть формулу среднеквадратичного отклонения, выражение (формула 2) примет следующий вид:

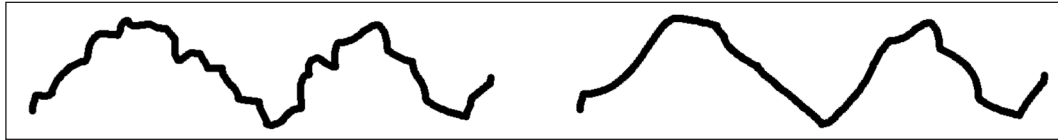
$$Rpl = \frac{k^2}{L} \cdot \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (A_i - \bar{A})^2}{n}}, \quad (2)$$

где A_i — амплитудное значение i -й точки;

\bar{A} — среднее амплитудное значение траектории;

n — количество точек, дискретно описывающих траекторию сосуда.

Мы получаем нормализованный через длину параметр — пульсацию — определяющий вклад мелких деформирующих колебаний в общую визуальную кривизну траектории сосуда. По его значению можно сделать вывод о степени «пульсации» кривой. Рисунок 1 поясняет смысл этого параметра.



**Рисунок 1. — Графическая демонстрация физического смысла параметра $Rp1$.
Левая кривая обладает большим значением параметра**

Чем параметр больше, тем больше пульсация трассы. И действительно: при равном значении среднеквадратичного отклонения более «пульсирующей» будет трасса той кривой, у которой больше всполохов вдоль траектории. При меньшем количестве всполохов то же отклонение характеризует скорее изогнутость траектории, чем ее пульсацию. При равном количестве пиков и равном разбросе амплитудных значений более «пульсирующей» следует считать короткую кривую.

2. Для получения параметра, в численном виде представляющего показатель «извитость», сосуд преобразуется в обычную кривую, являющуюся графическим аналогом некоего электрического сигнала. Это позволит проанализировать его форму с помощью Фурье-анализа. Суть его состоит в том, что любую периодическую функцию можно разложить на гармонические составляющие. Каждая из гармоник имеет собственную амплитуду, собственную частоту и собственную фазу. Но их сумма даст именно ту форму, которая соответствует форме исходного сигнала (рисунок 2).

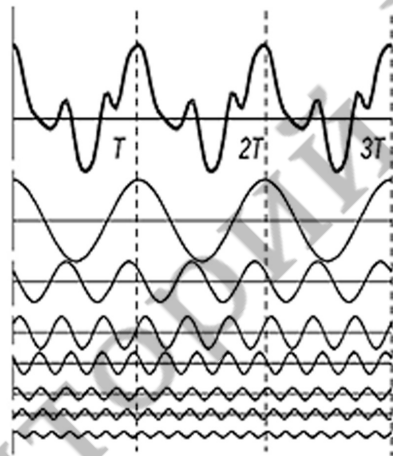


Рисунок 2. — Разложение сигнала на периодические составляющие

То же самое относится и к непериодической функции при условии, что она является как бы вырезанным участком большого периодического сигнала, и ее поведение интересует нас лишь на этом участке. Значит, представляя кровеносный сосуд в виде сигнала произвольной формы, значения которого в любой его точке известны, можно разложить траекторию сосуда на гармонические составляющие — синусо- и косинусоидальные кривые. Эти периодические кривые вносят свой индивидуальный вклад в среднюю мощность сигнала. Среднюю мощность (S_r) можно разложить на вклады конечного числа гармоник (X_m) по формуле 3. Тогда сложность формы можно будет увязать с распределением мощностей высокочастотных гармоник, на которые раскладывается кривая.

$$S_r^2 = \frac{1}{N} \sum_{t=-n}^{t=n-1} |X_m|^2, \quad (3)$$

где $X_m = \frac{1}{N} \sum_{t=-n}^{t=n-1} x_t e^{-j2\pi mt/N}$ — комплексная амплитуда m -й гармоники, учитывающая синусо- и косинусоидальную составляющие сигнала на частоте этой гармоники:

$$e^{-j2\pi mt/N} = \cos \frac{2\pi mt}{T} - j \sin \frac{2\pi mt}{T}, \quad (4)$$

где $|X_m|^2$ — вклад в среднюю мощность сигнала на частоте f_m .

Используя значения мощностей, получаем величину численного параметра, названного коэффициентом нелинейных искажений (коэффициентом гармоник). Данный параметр определяет в процентах вклад высокочастотных гармоник в форму кривой (формула 5):

$$K_H = \sqrt{\frac{\sum_{i=2}^n P_i}{P_1}} \cdot 100\%, \quad (5)$$

где P_i — мощность отдельной высокочастотной гармоники,
 P_1 — мощность основной (первой) гармоники.

Значение коэффициента может быть больше единицы, если вклад первой гармоники не является наибольшим в спектре среднеквадратичной мощности. По аналогии с электроникой предполагаем, что искажение сигнала (в нашем случае формы траектории сосуда) обусловлено воздействием негативных факторов в электрической цепи (в нашем случае это влияние тех или иных патологических изменений). Чем больше количество пересечений траектории сосуда с линией, соединяющей начальную и конечную точки траектории, тем больше значение параметра, а следовательно, тем выше извитость сосуда. На рисунке 3 показатель извитости правого сосуда больше, чем левого.



Рисунок 3. — Графическая демонстрация физического смысла параметра «извитость».
 Правая кривая обладает большим значением параметра

3. Понятно, что **изогнутость** (Be от *англ.* Bend) — это характеристика, напрямую связанная с амплитудой отклонения сосуда от его осевой линии (прямой, соединяющей начало и конец сосуда). Однако при оценке изогнутости трассы следует учитывать, что одно и то же амплитудное значение по-разному интерпретируется для сосудов разной длины. При одном и том же амплитудном значении изгиб короткого сосуда будет казаться более значимым. Поэтому для нормализации признака предложено использовать отношение максимального размаха амплитудных значений, обнаруженных по ходу трассы сосуда, к длине сосуда (формула 6):

$$Be = \frac{(A_{(\max)} - A_{(\min)})}{L}. \quad (6)$$

На рисунке 4 выделены амплитудные значения $A_{(\max)} = a$, $A_{(\min)} = b$. С учетом отрицательного значения минимальной амплитуды входящие в знаменатель формулы (4) величины суммируются, что позволяет получить величину полного размаха кривой относительно осевой линии.

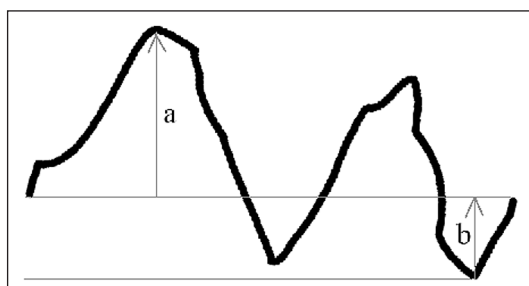


Рисунок 4. — Получение размаха кривой

Приведенные выше параметры позволяют численно описать отдельные характеристики трассы — ее извитость (трендовые колебания траектории), пульсация (или случайные мелкие пульсации вдоль трассы) и, наконец, степень изогнутости трассы. Понятно, что при сравнении двух или более сосудов разной формы совсем не обязательно, что у одного из них значения всех трех показателей непременно должны быть одинаково большими или одинаково меньшими, чем у другого, т. е. один сосуд может превосходить другой извитостью или пульсацией вдоль трассы, но уступать ему же изогнутостью. Какой из двух сравниваемых сосудов может обладать большей кривизной или иными словами, наиболее сложной формой? Для ответа на этот вопрос желательно иметь интегральную характеристику, которая бы учитывала обобщенный вклад каждой из трех отдельных характеристик. Кроме того, наличие трех составляющих может быть удобным для детального рассмотрения особенностей ограниченного набора сосудов, но если сосудов много, необходим параметр, способный сразу отсеять сосуды с обычной формой, оставив лишь те, которые обладают повышенной извилистостью, что может свидетельствовать о наличии какой-либо патологии. После этого в ходе дополнительного анализа можно сосредоточиться на выделении основной компоненты, усложнившей форму.

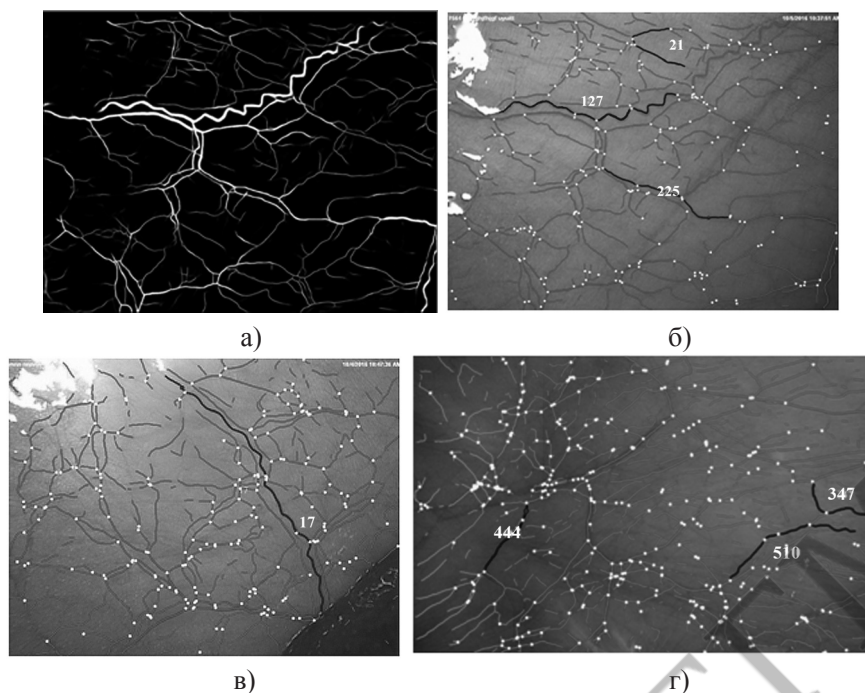
Для формирования параметра (формула 7), численно описывающего обобщенный показатель формы (назовем его «кривизной» и обозначим аббревиатурой *Snt*, от англ. Synthesis — обобщение), предложено перемножить три описанных выше компонента: *Be* (изогнутость), *Rpl* (пульсацию) и *K_H* (коэффициент нелинейных искажений). Но с учетом того, что параметр *K_H* уже по определению включает в себя зависимость от пульсации и изогнутости, которые присутствуют в произведении в явном виде, имеет смысл снизить его влияние на конечный результат. С этой целью эмпирически подобрано значение, равное корню квадратному из *K_H*. При этом частотную характеристику (пульсацию) оставляем без изменения, а вклад амплитудной компоненты «изогнутость», оказывающей наибольшее влияние на изменение формы, увеличиваем возведением в степень 2:

$$Snt = Be^2 \cdot Rpl \cdot \sqrt{K_H} . \quad (7)$$

Результаты и их обсуждение. Продемонстрируем получение результатов параметрической оценки формы сосудов на нескольких произвольно выбранных примерах с реальными фрагментами эндоскопических изображений. Изображения (рисунок 5), полученные после двух последовательных операций обработки — сегментации и скелетизации, соответствуют сосудам, расположенным на разных участках брюшины пациентов с разными диагнозами заболеваний.

Объектами анализа могут быть как длинные сосуды, так и их отдельные участки, расположенные между точками ветвления. Используемая программа предоставляет возможность объединять в сосуд его составляющие.

Выбранные для анализа сосуды автоматически получают собственный идентификационный номер и окрашиваются в особый цвет (на рисунке 5 в черно-белом виде они более темные). За длину сосуда принимается выраженная в пикселях длина его скелета, т. е. длина срединной линии сосуда, равноудаленной от его стенок.



- а) изображение сосудистой сети брюшины после сегментации нейронной сетью;
 б) фрагмент сосудистой сети брюшины пациента с диагнозом хронический калькулезный холецистит;
 в) фрагмент сосудистой сети брюшины пациента с диагнозом хронический калькулезный холецистит;
 г) фрагмент сосудистой сети брюшины пациента с диагнозом острый флегмонозный калькулезный холецистит

Рисунок 5. — Анализируемые изображения с произвольно выбранными сосудами

На рисунке 5а представлен результат сегментации нейронной сетью; именно по этому изображению определяются внутренние диаметры сосудов и именно это изображение затем скелетизируется.

Предполагая, что значения параметров должны соответствовать зрительному восприятию форм сосудов, вначале, что называется «на глаз», расставим сосуды по сложности их формы. Самым незатейливым выглядит сосуд 444 (рисунок 5г), далее примерно одинаковая по сложности формы группа из четырех сосудов — 21 (рисунок 5б), 225 (рисунок 5б), 347 и 510 (рисунок 5г), над этой группой можно поставить сосуд 17 (рисунок 5в), а возглавит иерархию форма сосуда 127 (рисунок 5б).

Полученные значения параметров этих сосудов представлены в таблице. Четыре последние колонки отведены под вариации радиуса и длину сосуда на выбранных для анализа участках: Max R — максимальный радиус, Aver R — среднее значение радиуса, σ_R — стандартное отклонение значений радиуса, L — длина сосуда.

Таблица — Результаты автоматизированного анализа формы и размеров сосудов

N	Извитость K_H	Изогнутость B_e	Пulsация R_{pl}	Кривизна S_{nt}	Max R	Aver R	σ_R	L
127	71,747	0,143	6,348	1,100	4	3,03	0,40	362
225	49,561	0,097	2,018	0,134	3	1,85	0,37	239
21	8,489	0,403	1,114	0,527	2	1,15	0,35	179
17	9,520	0,131	14,816	0,785	3	2,09	0,46	511
347	29,533	0,250	0,681	0,231	3	2,07	0,36	312
510	4,565	0,201	2,251	0,194	4	2,25	0,55	474
444	81,359	0,118	0,304	0,038	4	3,13	0,38	256

Интегральный параметр Snt (кривизна), характеризующий сложность формы, расставил сосуды по возрастающей в следующем порядке: 444–225–510–347–21–17–127. Как видим, результат почти полностью совпал с визуальной расстановкой. Существенным исключением вследствие автоматической сортировки можно считать только перестановку в группе сосудов, визуально примерно равных по сложности

формы. Сосуд номер 21 выведен в лидеры этой группы. Пороговым можно считать значение $Snt = 0,5$. Сосуды на данных изображениях, обладающие большей кривизной, должны быть автоматически помечены для привлечения внимания специалиста, т. е. использование автоматической параметризации в состоянии уменьшить нагрузку на диагноста при исследовании состояния сосудов на больших площадях эндоскопического изображения.

Следующим шагом для помеченных сосудов имеет смысл проанализировать, какие из компонент обобщающего параметра оказали максимальное влияние на превышение порогового значения «кривизны». Это важно для выявления признаков той или иной патологии. Так, для онкологических заболеваний характерно наличие сосудов штопорообразой формы (т. е. можно ожидать высокое значение параметра Rpl), а также сосудов с повышенной закрученностью (высокое значение параметра Ve). Сопоставив приведенные в таблице значения с формой помеченных сосудов, легко убедиться, что для сосудов 127 и 17 характерна штопорообразность (их Rpl имеют значения 6,348 и 14,816 соответственно), а форма сосуда 21 обладает выраженной закрученностью (его $Ve = 0,403$).

Понятно, что в рассматриваемом случае проводилось не выявление реальных патологических изменений формы сосудов, а лишь макетирование возможностей предложенных параметров для сортировки формы сосудов по степени их сложности. Поэтому были взяты произвольные участки брюшины и произвольные сосуды на них. При реальном автоматизированном анализе изображений с целью выявления отклонений от нормы для каждой патологии и для каждого органа должно быть установлено свое пороговое значение.

Включенные в таблицу параметры радиусов нужны для выявления сосудов, имеющих широкий разброс калибра как вдоль собственной трассы, так и по сравнению с близлежащими сосудами.

Заключение. Полученные результаты демонстрируют возможность мониторинга больших массивов изображений с целью выявления на них участков, имеющих визуальные признаки патологической деформации сосудистого рисунка. Предлагаемая формализация разнообразных вариантов субклинических морфологических изменений сосудов через использование количественных параметров позволяет осуществлять этот процесс в автоматизированном режиме. Такой подход приводит к сокращению времени диагностических исследований, а также минимизации степени интеллектуальной нагрузки диагноста и сложности возлагаемых на него функций.

Алгоритм мониторингового исследования должен строиться в направлении от обобщения к частностям, т. е. прежде всего на анализируемом изображении выделяются участки сосудистой сети с рисунками, сложность которых превышает показатели нормы (решению этой задачи посвящена отдельная работа авторов статьи). Затем на выделенных участках автоматически осуществляется поиск сосудов с высоким уровнем показателя Snt (кривизна) для последующего определения параметра, внесшего наибольший вклад в значение Snt . Далее сосуды, входящие в проблемные участки, также автоматически разбиваются на классы по пороговым значениям параметров Rpl (пульсация), K_H (извитость), Ve (изогнутость). Объемы полученных выборок и их соотношения становятся основанием для диагностических или прогностических заключений.

Литература

1. Ильясова, Н. А. Методы цифрового анализа сосудистой системы человека. Обзор литературы / Компьютерная оптика. — 2013. — Т. 37, № 4. — С. 511–535.
2. Недзведь, О. В. Алгоритм определения характеристик кровотока в сосудах глазного дна по видеопоследовательности / О. В. Недзведь // Журнал «Информатика». — 2017. — С. 47–54.
3. Расширение возможностей лапароскопии в диагностике и лечении острых хирургических заболеваний органов брюшной полости / А. Р. Гуревич [и др.] // Эндоскоп. хирургия. — 2009. — Т. 15, № 1. — С. 96–97.
4. Magnifying endoscopy combined with narrow band imaging system for early gastric cancer: correlation of vascular pattern with histopathology (including video) / T. Nakayoshi [et al.] // Endoscopy. — 2004. — Vol. 36, № 12. — P. 1080–1084.
5. Laparoscopy shows superiority over endoscopy for early detection of malignant atrophic papulosis gastrointestinal complications: a case report and review of literature / A. E. Toledo [et al.] // BMC Gastroenterol. — 2015. — Vol. 15, № 156. — P. 151–156.
6. Sano Y. Aim to unify the narrow band imaging (NBI) magnifying classification for colorectal tumors: current status in Japan from a summary of the consensus symposium in the 79th annual meeting of the Japan gastroenterological endoscopy society / Y. Sano, S. Tanaka // Dig. Endosc. — 2011. — Vol. 23, suppl. 1. — P. 131–139.

METHOD OF QUANTITATIVE DESCRIPTION OF THE VESSELS SHAPE FEATURES

*Karapetsian R. M., Kubarka A. I., Glinsky A. V., Kudelich A. A., Shauchuk T. A., Kosik I. I., Dalidovich A. V.,
Tsvirko U. N., Kishkurna A. S.*

Educational Establishment "The Belarusian State Medical University", Minsk, Republic of Belarus

The article describes an algorithm of the automated method for analyzing the vessels trajectory in order to identify its shape features considered to be diagnostically significant. The principal of method is the quantitative interpretation of visually perceptible signs. The proposed mathematical transformations allow to quantify the integral index of the complexity for the vessel trajectory shape, as well as to determine the main components forming its individual characteristics. The practical application of the method is demonstrated by the analysis of vessels, segmented on endoscopic images of the peritoneum of the gallbladder bottom.

Keywords: vessel path shape, vascular pattern, qualitative signs, quantitative parameters.

Поступила 20.06.2018