

ПРИБОРОСТРОЕНИЕ, МЕТРОЛОГИЯ И ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ ПРИБОРЫ И СИСТЕМЫ

УДК 615.47: 616.073

DOI: 10.22213/2410-9304-2019-3-4-13

ПРИМЕНЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ШЕРОХОВАТОСТИ ДЛЯ ХАРАКТЕРИСТИКИ НЕОДНОРОДНОСТЕЙ ИЗОБРАЖЕНИЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

А. И. Баженова, кандидат технических наук, Удмуртский федеральный исследовательский центр Уральского отделения Российской академии наук, Ижевск, Россия

В. Н. Милич, кандидат технических наук, Удмуртский федеральный исследовательский центр Уральского отделения Российской академии наук, Ижевск, Россия

О. В. Муравьева, доктор технических наук, профессор, Удмуртский федеральный исследовательский центр Уральского отделения Российской академии наук; ИжГТУ имени М. Т. Калашникова, Ижевск, Россия

Е. П. Кузнецов, кандидат медицинских наук, городская клиническая больница № 2 Министерства здравоохранения Удмуртской Республики, Ижевск, Россия

Ю. С. Гуляева, аспирант, ИжГТУ имени М. Т. Калашникова, Ижевск, Россия

Приведены результаты исследования возможностей использования шаговых и высотных параметров шероховатости поверхности для решения задач анализа структурной неоднородности ультразвуковых (УЗ) изображений. Параметры шероховатости адаптированы для двумерного случая и рассчитаны для фрагментов двух УЗ-изображений патологических и здоровых структур щитовидной железы с размерами фрагментов 20×20, 40×40, 70×70 пикселей. Параметры шероховатости исследованы с точки зрения их разделительной способности. Анализ разделительной способности параметров шероховатости позволил выявить два параметра: модифицированный высотный параметр как среднее арифметическое от абсолютных значений отклонений выступов в пределах базовой длины, а также шаговый параметр как относительные опорные длины профиля при нескольких уровнях сечения. Результаты исследования позволяют говорить о перспективности использования подходов, основанных на применении параметров шероховатости, для анализа структурных неоднородностей УЗ-изображений. Выявленные параметры шероховатости могут служить для формирования пространства признаков при применении методов классификации для автоматического принятия решения о наличии или отсутствии патологии по ультразвуковому изображению. С целью повышения достоверности предлагаемых параметров требуется их апробация на большем наборе УЗ-медицинских изображений с разными размерами фрагментов.

Ключевые слова: изображения ультразвукового исследования, цифровая обработка, параметры шероховатости, однородность структуры, обнаружение патологий.

Введение

Используемые в настоящее время медицинские ультразвуковые (УЗ) диагностические системы ориентированы в большинстве на качественное построение изображения исследуемого органа с возможностью количественной оценки геометрии и скорости движения структур [1, 2]. Более качественному анализу изображений способствуют встроенные в современную аппаратуру ультразвукового исследования (УЗИ) методы улучшения визуального восприятия изображений (контрастирование, фильтрация и т. д.). В настоящее время появляется значительное количество алгоритмов и программных средств, позволяющих проводить дополнительную постобработку УЗИ-изображений [3–5], а также трехмерную визуализацию УЗ-данных [6]. Тем не менее в большинстве случаев задача диагностики внутренних органов, как правило, решается с помощью экспертной оценки врача УЗ-диагностики путем анализа УЗ-изображений.

В то же время остаются нерешенными проблемы количественной оценки комплексных физико-химических и биомеханических свойств ткани, соотносящихся с данными традиционного физикального исследования – плотность, эластичность, подвижность, вязкость и т. п. В УЗ-визуализации сформировалось и активно развивается новое направление – эластография (метод визуализации тканей и органов, основанный на различии упругих свойств нормальных и патологических тканей и использующий оценку их деформации при дозированной компрессии или вибрации) [7–9]. Количественная оценка упругих модулей среды позволяет повысить информативность диагностического исследования, увеличить контрастность изображения и может быть использована в качестве дополнительного способа диагностики патологических образований щитовидной железы с использова-

нием современных УЗ-сканеров, оснащенных технологией ElastoScan™ [10–14].

Часто в качестве информативных признаков патологической структуры врачи УЗ-диагностики со значительным опытом используют понятие структурной неоднородности (так называемой спекл-структуры изображения). При этом численная оценка однородности (текстуры) таких изображений может быть более эффективным инструментом, чем визуальная экспертная оценка. Однако большинство подходов к обработке УЗ-медицинских изображений направлены на уменьшение (фильтрацию) спекл-шумов [19].

В настоящей работе рассматривается подход, основанный на применении параметров шероховатости поверхности, изначально введенных и используемых для поверхностей металличе-

ских изделий, для анализа структурной неоднородности УЗ-медицинских изображений на примере патологических и здоровых структур щитовидной железы.

Материалы и методы

Рассмотрено два типа УЗ-изображений щитовидной железы, полученных на ультразвуковом сканере MyLab15 с использованием линейного датчика на частоте 10 МГц в продольном и поперечном срезах: щитовидная железа без отклонений, щитовидная железа с аутоиммунным тиреоидитом (рис. 1). Выбор таких изображений обоснован тем, что диагностика аутоиммунного тиреоидита по УЗ-изображению сильно затруднена. Однако врачи со значительным опытом описывают такие изображения как менее однородные, более пористые, чем изображения здоровой щитовидной железы.

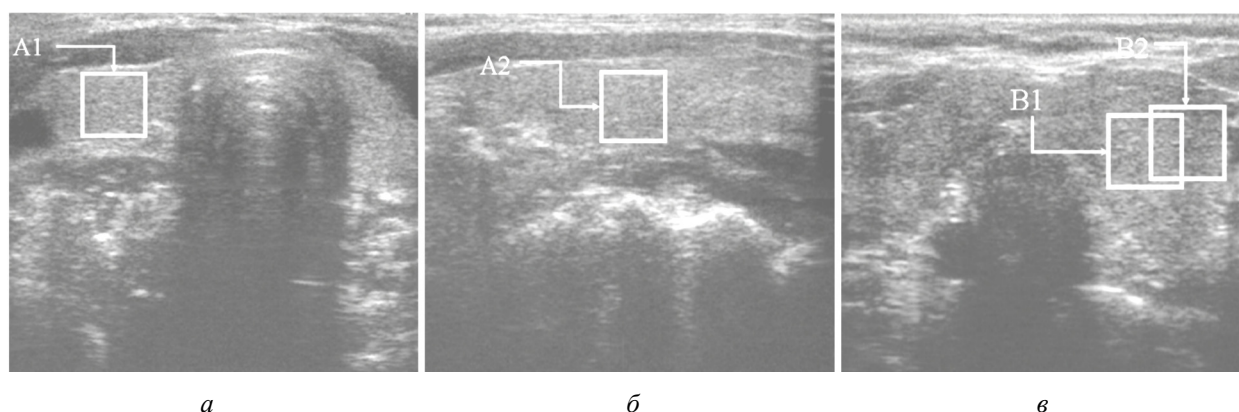


Рис. 1. УЗ-изображения щитовидной железы: без патологий в поперечном (а) и в продольном (б) срезах; с аутоиммунным тиреоидитом в поперечном срезе (в)

Для исследований были выбраны области УЗ-изображений в виде фрагментов (A1, A2, B1, B2) размерами 70×70 пикселей, указанные врачом УЗ-диагностики как наиболее информативные. Дополнительно также рассмотрены фрагменты меньших размеров (20×20 и 40×40 пикселей) для исследования влияния размера фрагмента на поведение характеристик шероховатости.

Итого 6 фрагментов изображений здоровой щитовидной железы и 6 фрагментов изображений щитовидной железы с отклонениями. Каждый из выбранных фрагментов (A1, A2, B1, B2) имеет размеры в пикселях 70×70. Виды анализируемых фрагментов УЗ-изображений представлены в табл. 1.

Предварительно к каждому исследуемому фрагменту была применена процедура сглаживания (фильтр Gaussian Blur) с помощью функции Гаусса:

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}, \quad (1)$$

где σ – стандартное отклонение распределения Гаусса; x, y – координаты пикселя.

Далее УЗ-изображение представлялось двумерной шероховатой поверхностью, неровности которой описываются амплитудной (яркостной) разверткой по глубине (временная развертка по вертикали) и по длине преобразователя (пропорциональных номеру пикселя).

Таблица 1. Исследуемые фрагменты УЗ-изображений

	Обозначение	20×20	Обозначение	40×40	Обозначение	70×70
Здоровый	A1(20)		A1(40)		A1(70)	
	A2(20)		A2(40)		A2(70)	
С патологией	B1(20)		B1(40)		B1(70)	
	B2(20)		B2(40)		B2(70)	

Шероховатостью поверхности в одномерном случае называется совокупность неровностей поверхности с относительно малыми шагами на определенной длине, называемой базовой длиной. Параметры шероховатости поверхности регламентируются несколькими стандартами: ГОСТ 25142–82. Шероховатость поверхностей. Термины и определения; ГОСТ 2789–73. Шероховатость поверхностей. Параметры и характеристики; ГОСТ 2.309–73. Обозначения шероховатости поверхностей.

В качестве характеристик шероховатости поверхности используют два типа параметров: высотные и шаговые. На рис. 2 схематично представлены основные параметры, где l – базовая

длина; m – средняя линия профиля; S_{mi} – средний шаг неровностей профиля; S_i – средний шаг местных выступов профиля; $H_{i \max}$ – отклонение пяти наибольших максимумов профиля; $H_{i \min}$ – отклонение пяти наибольших минимумов профиля; $h_{i \max}$ – расстояние от высших точек пяти наибольших максимумов до линии, параллельной средней и не пересекающей профиль; $h_{i \min}$ – расстояние от низших точек пяти наибольших минимумов до линии, параллельной средней и не пересекающей профиль; R_{\max} – наибольшая высота профиля; y_i – отклонения профиля от линии m ; p – уровень сечения профиля; b_n – длина отрезков, отсекаемых на уровне p .

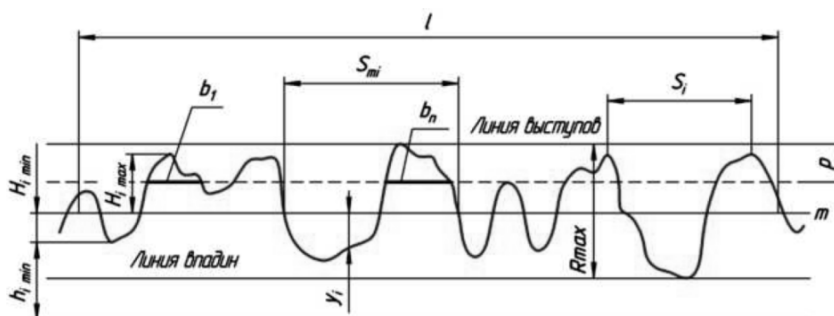


Рис. 2. Нормальный профиль и параметры шероховатости поверхности

Для расчета параметров шероховатости используют профиль определенной длины. При переходе к УЗ-изображению возможно провести профиль (пунктир на рис. 3, а) и использовать существующие параметры в их исходном виде (рис. 3, б) либо адаптировать параметры шеро-

ховатости для двумерного случая. В настоящей работе рассматривается подход, основанный на расчете двумерных параметров шероховатости.

Таким образом, в работе рассматриваются двумерные выступы и впадины, характеризующие шероховатость поверхности, получаемые

в результате трехмерного представления УЗ-изображений, где в качестве третьей размерности выступает значение яркости пикселя (рис. 4).

На рис. 4 схематически представлены основные компоненты, необходимые для расчета высотных параметров шероховатости по изображению.

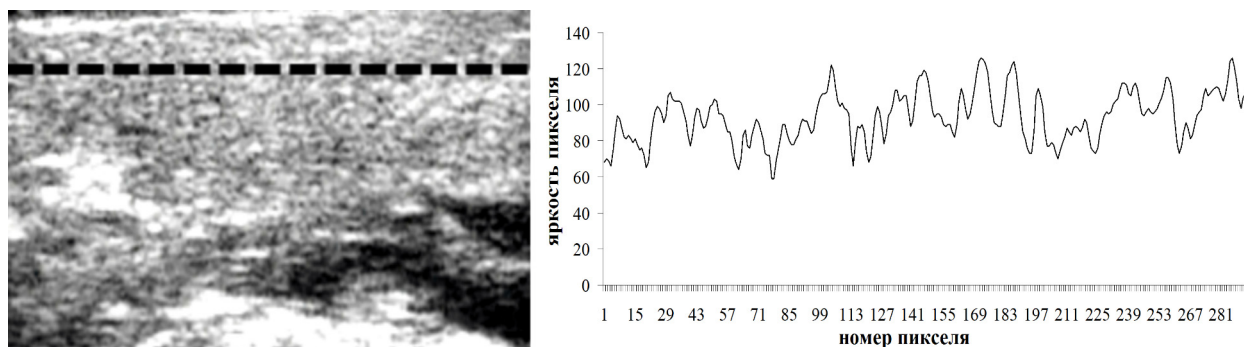


Рис. 3. А-развертка строки ультразвукового изображения (б), обозначенной пунктирной линией на (а)

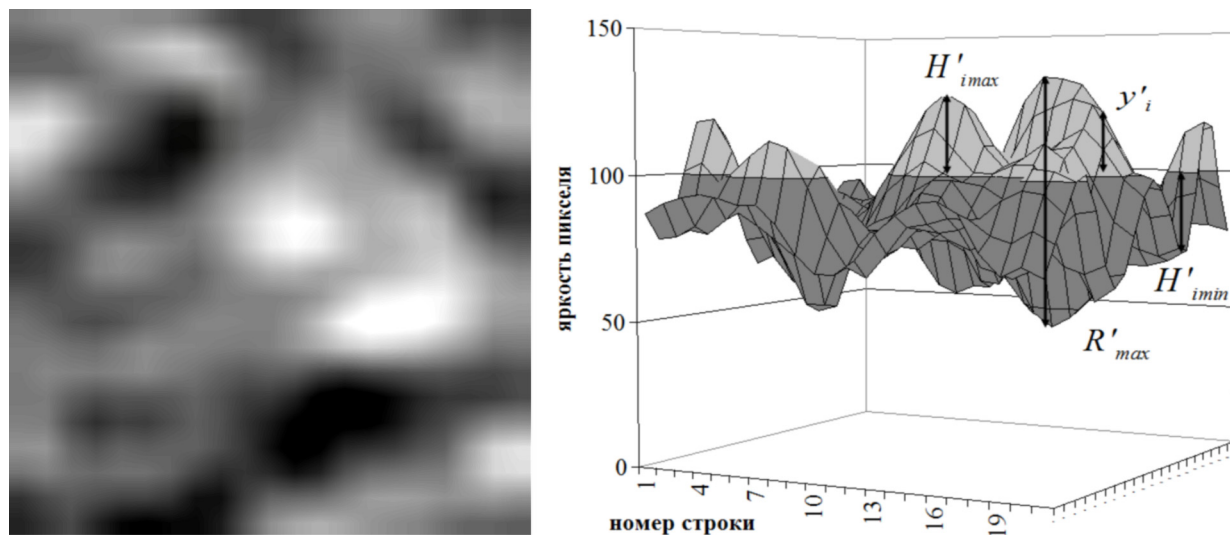


Рис. 4. Сглаженный фрагмент УЗ-изображения (а); трехмерное представление фрагмента (б)

Наибольшая высота профиля R_{\max} для УЗ-изображения означает его контраст. Этот параметр не может использоваться для целей настоящей работы, поскольку после процедуры нормировки контраст будет одинаковым для всех изображений.

Высотный параметр шероховатости R_a есть среднее арифметическое из абсолютных значений отклонений профиля в пределах базовой длины:

$$R_a = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i|, \quad (2)$$

где n – количество отсчетов; y_i – отклонения профиля от линии среднего профиля.

При переходе на двумерные параметры шероховатости формула (2) принимает вид

$$R'_a = \frac{1}{k * m} \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^m |y'_{ij}|, \quad (3)$$

где k – количество столбцов изображения, m – количество строк изображения, y'_{ij} – отклонение яркости пикселя (i, j) от среднего значения (рис. 4).

Шероховатость R_z определяется суммой средних абсолютных значений высот пяти наибольших выступов и глубин пяти наибольших впадин профиля в пределах базовой длины:

$$R_z = \left(\sum_{i=1}^5 |H_{imax}| + \sum_{i=1}^5 |H_{imin}| \right) / 5. \quad (4)$$

При расчете шероховатости R'_z для двумерного случая необходимо определить количество учитываемых двумерных выступов и впадин.

В качестве шаговых параметров шероховатости рассмотрен параметр S – средний шаг местных выступов профиля, характеризующий среднее расстояние между выступами. Для двумерного случая УЗ-изображения расчет среднего

шага местных выступов S' осуществляется с использованием формулы

$$S' = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \min_{j^i, j=1, n-1} (s'_{ij}), \quad (5)$$

где n – количество выступов; s'_{ij} (рис. 5) рассчитываются как евклидово расстояние между i -м и j -м ближайшими выступами (рис. 2).

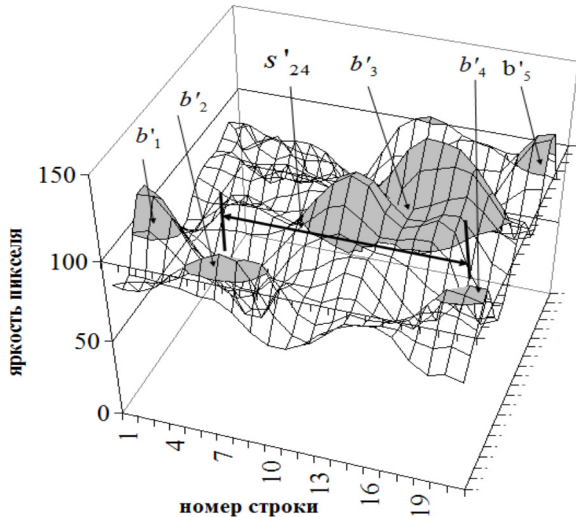


Рис. 5. Расчет шаговых параметров УЗ-изображения

Параметр tp – относительная опорная длина профиля, где p – значения уровня сечений профиля из ряда: 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 %, определяется формулой

$$tp = \frac{1}{l} \sum_{i=1}^n b_i, \quad (6)$$

где b_i – длина отрезка, отсекаемого на уровне p (рис. 5).

Применительно к УЗ-изображениям относительная опорная длина tp' означает количество пикселей, яркости которых превышают среднее значение на единицу площади изображения (рис. 5) и рассчитывается по формуле

$$tp' = \frac{1}{k * m} \sum_{i=1}^n b'_i, \quad (7)$$

где k, m – количество строк и столбцов изображения; n – количество двумерных выступов; b'_i – количество пикселей, превышающих среднее значение i -го выступа.

На рис. 6 схематически представлен алгоритм расчета основных параметров шероховатости для УЗ-изображения, где массив R состоит из пикселей изображения.

Результаты и обсуждение

Анализ параметров шероховатости проводился с точки зрения их разделительной способности фрагментов здоровой щитовидной железы от фрагментов щитовидной железы с патологией (аутоиммунный тиреоидит). При этом фрагменты, характеризующие здоровую щитовидную железу, формируют первый класс объектов (класс A), а фрагменты щитовидной железы с патологией – второй (класс B). Признаки, используемые при распознавании изображений ультразвуковой медицинской диагностики, в идеальном случае должны показывать небольшой разброс значений внутри одного класса и надежно отделять представителей разных классов. Поэтому параметр шероховатости считаем информативным признаком, если минимальная разница между значениями параметра представителей разных классов будет больше максимальной разницы между значениями параметра представителей одного класса. Для оценки информативности параметра необходимо ввести следующие показатели расстояний между фрагментами в одномерном признаковом пространстве, где в качестве признака выступает параметр шероховатости: наибольшее расстояние между фрагментами внутри класса A – D_A (8), внутри класса B – D_B (9) и наименьшее расстояние между фрагментами классов A и B – D_{AB} (10). Таким образом, критерий оценки разделительной способности параметров: если $(D_A < D_{AB})$ и $(D_B < D_{AB})$, то параметр считаем информативным, иначе параметр неинформативен. В этом случае показатель информативности параметра шероховатости характеризует соотношение расстояния между классами и расстояний между фрагментами внутри класса. Такой способ оценки информативности параметров позволит судить о возможности использования методов распознавания с применением в качестве признаков параметров шероховатости.

$$D_A = \max_{i=1, na, j=1, na, i \neq j} |a_i - a_j|, \quad (8)$$

$$D_B = \max_{i=1, nb, j=1, nb, i \neq j} |b_i - b_j|, \quad (9)$$

$$D_{AB} = \min_{i=1, na, j=1, nb, i \neq j} |a_i - b_j|, \quad (10)$$

где a_i, b_i – значение параметра шероховатости i -го фрагмента класса A и класса B соответственно; na – количество фрагментов класса A , nb – количество фрагментов класса B .

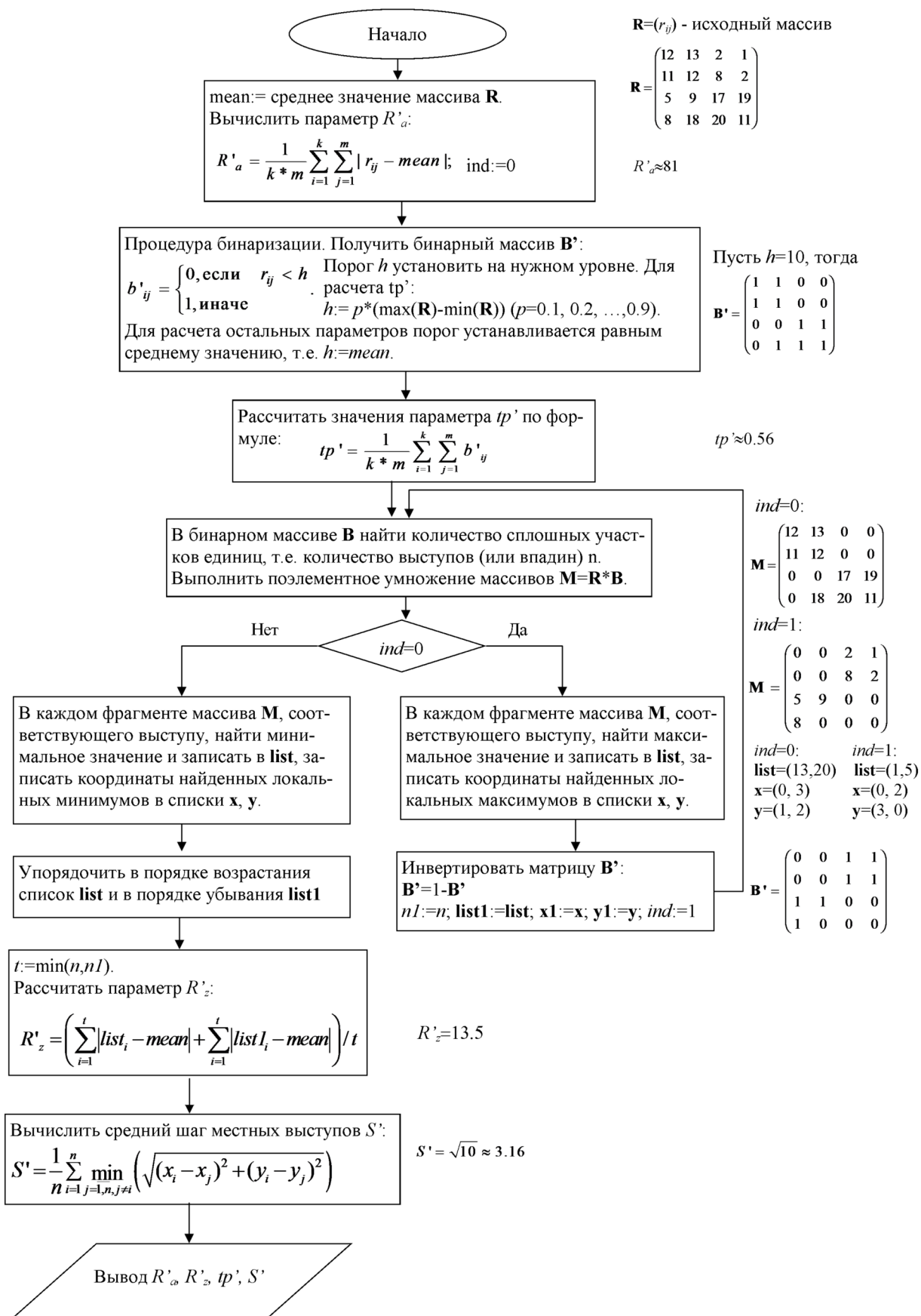


Рис. 6. Алгоритм расчета параметров шероховатости для УЗ-изображения

Значения средних арифметических от абсолютных значений отклонений R'_a представлены графически на рис. 7, где по горизонтальной оси – размеры фрагментов. Показатели D_A , D_B и D_{AB} , рассчитанные для нормированных значений R'_a , представлены в табл. 2. Анализ показателей не позволяет говорить об информативности рассматриваемого параметра, поскольку расстояния внутри классов D_A и D_B больше, чем наименьшее расстояние D_{AB} между классами при любых размерах фрагментов.

Рассмотрим модификацию параметра R'_a , позволяющую учесть отклонения от среднего не всех пикселей, а только тех, которые соответствуют максимальному значению выступа изображения (рис. 6). В этом случае при расчете рассматриваемого параметра в качестве значений $|y_i|$ в формуле (2) используется максимальное отклонение из яркостей тех пикселей, которые формируют один выступ, а число n в (2) означает количество таких выступов. Модифицированную версию параметра среднего арифметического от абсолютных значений отклонений профиля обозначим mR'_a . В табл. 2 пред-

ставлены показатели расстояний, которые показывают, что параметр mR'_a позволяет отделить два типа изображений друг от друга при анализе фрагментов размерами 20×20 и 70×70. Вероятно, фрагменты УЗ-изображения размером 40×40 включают в себя отдельные особенности структуры изображения, которые не попадают в фрагменты размером 20×20, а размер 70×70 за счет большей статистики нивелирует эти особенности.

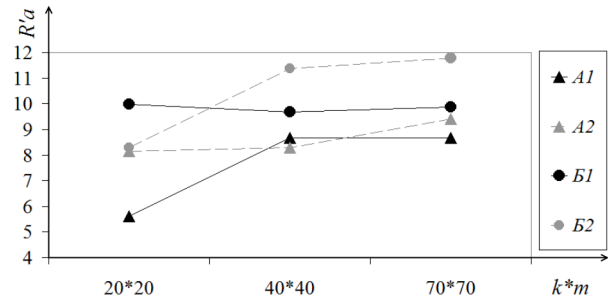


Рис. 7. Значения высотного параметра шероховатости R'_a для фрагментов размерами 20×20, 40×40, 70×70

Таблица 2. Показатели расстояний для высотных параметров шероховатости

Высотные параметры шероховатости	Показатели расстояний								
	$D_A \times 10^{-4}$			$D_B \times 10^{-4}$			$D_{AB} \times 10^{-4}$		
	Размер фрагмента УЗ-изображения, пиксели								
	20×20	40×40	70×70	20×20	40×40	70×70	20×20	40×40	70×70
R'_a	99	15	29	66	66	75	6	40	18
mR'_a	88	26	35	2	239	24	210	17	102
R'_z	220	101	43	176	279	86	19	20	2

Рассмотрим поведение высотного параметра шероховатости R'_z (сумму средних абсолютных значений высот наибольших выступов и глубин наибольших впадин в пределах фрагмента) при изменении количества учитываемых выступов и впадин z от 1 до максимально возможного (рис. 8). Максимально возможное значение z определяется как $z_{\max} = \min(v, w)$, где v – максимальное количество впадин, w – максимальное количество выступов в пределах фрагмента. Анализ графиков рис. 8 показывает, что по мере увеличения числа z значение параметра R'_z уменьшается. При малых z параметр R'_z недостаточно устойчив, так как характеризует лишь отдельные впадины и выступы, поэтому представляется целесообразным выбирать максимально возможное значение z .

В табл. 2 приведены результаты расчетов внутриклассовых и межклассовых расстояний для параметра R'_z , полученных при z_{\max} . Анализ табл. 2 говорит об отсутствии информативных

свойств параметра R'_z с точки зрения разделения двух типов изображений – с патологией и без патологий.

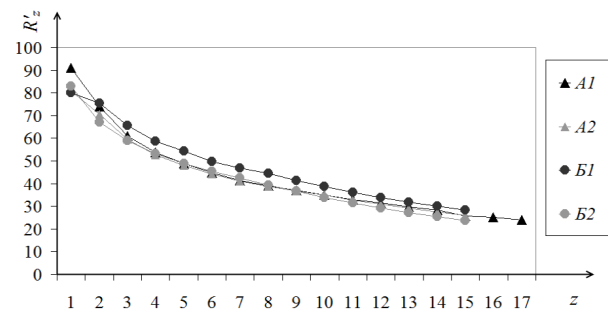


Рис. 8. Значения параметра шероховатости R'_z для фрагментов размерами 70×70 при изменении количества учитываемых выступов и впадин z

Таким образом, из рассмотренных высотных параметров шероховатости для целей описания текстурных УЗИ-изображений щитовидной железы наилучшим образом подходит модифици-

рованный параметр mR'_a , рассчитанный для фрагментов размерами 20×20 .

Результаты расчета внутриклассовых и межклассовых расстояний шагового параметра «средний шаг местных выступов профиля» S' , характеризующего среднее расстояние между выступами, представленные в табл. 3, свидетельствуют об отсутствии различительной способности для исследуемых фрагментов любых размеров, поскольку расстояния внутри классов D_A и D_B больше, чем наименьшее расстояние D_{AB} между классами.

На рис. 9 представлены значения параметра tp' – относительной опорной длины профиля при различных уровнях сечений профиля p для фрагментов размерами 40×40 . Анализ значений в табл. 3 показывает, что при значении уровня сечения p , равного 30 %, межклассовое расстояние $D_{AB} = 0,0956$ при $D_A = 0,0500$, $D_B = 0,0013$, что свидетельствует об информативности настоящего параметра. Кроме того, информативность рассматриваемого параметра наблюдается и для фрагментов размерами 70×70 при p , равном 50 и 60 % (расстояния $D_{AB} = 0,0765$ и $D_{AB} = 0,0767$ соответственно).

Таблица 3. Показатели расстояний для шаговых параметров шероховатости

Шаговые параметры шероховатости	Показатели расстояний								
	$D_A \times 10^{-4}$			$D_B \times 10^{-4}$			$D_{AB} \times 10^{-4}$		
	Размер фрагмента УЗ изображения, пиксели								
	20×20	40×40	70×70	20×20	40×40	70×70	20×20	40×40	70×70
S'	78	412	258	2051	1756	6	322	400	32
tp' при различных уровнях сечений профиля p									
10%	675	0	26	25	19	137	0	106	10
20%	1800	93	164	175	157	443	325	425	68
30%	2250	500	377	725	13	643	325	956	122
40%	2000	1231	486	100	406	1098	275	769	47
50%	1825	688	337	1050	1125	609	75	475	765
60%	1750	332	453	1075	594	45	25	475	767
70%	975	156	174	875	163	153	400	119	208
80%	450	13	45	150	175	55	50	50	76
90%	25	19	8	100	131	58	0	6	4

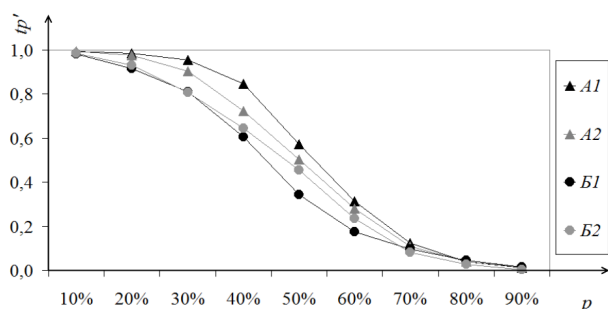


Рис. 9. Значения относительной опорной длины профиля для фрагментов размером 40×40 , где по горизонтальной оси – значения уровня сечений профиля

Выводы

Для решения задачи описания структурной неоднородности УЗ-медицинских изображений предложено использование шаговых и высотных параметров шероховатости поверхности, адаптированных для двумерного случая. Параметры шероховатости исследованы с точки зрения их разделительной способности на примере изображений УЗИ патологических и здоровых структур щитовидной железы. Анализ разделительной

способности параметров шероховатости позволил выявить два наиболее информативных параметра: модифицированное среднее арифметическое от абсолютных значений отклонений профиля в пределах базовой длины, а также относительные опорные длины профиля при нескольких уровнях сечения ($p = 30 \%$, 50% , 60%). Результаты исследования позволяют говорить о перспективности использования подходов, основанных на применении параметров шероховатости, для анализа УЗ-изображений. Значения этих параметров предлагаются в качестве основы для критерия наличия патологии. С целью повышения достоверности применения предлагаемых параметров требуется их апробация на большем наборе УЗ-медицинских изображений с разными размерами фрагментов.

Библиографические ссылки

1. Ультразвук в медицине. Физические основы применения / Хилл К. [и др.] ; пер. Л. Р. Гаврилов, В. А. Хохлова, О. А. Сапожников. М. : Физматлит, 2008. С. 544. ISBN: 978-5-9221-0894-2.

2. *Осипов Л. В.* Ультразвуковые диагностические приборы: режимы, методы и технологии. М.: ИЗОМед, 2011. С. 316. ISBN: 978-5-9903157-1-6.

3. Программно-инструментальный комплекс высокопроизводительной обработки изображений медицинского и промышленного назначения / В. Ф. Заднепровский, А. А. Талалаев, И. П. Тищенко, В. П. Фраленко, В. М. Хачумов // Информационные технологии и вычислительные системы. 2014. № 1. С. 61–72. [Integrated development environment for high-performance medical and industrial purpose images processing].

4. *Tiran E., Deffieux T., Correia M., Maresca D.* Multiplane wave imaging increases signal-to-noise ratio in ultrafast ultrasound imaging // *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 60, October 2015, pp. 8549–8566. DOI: 10.1088/0031-9155/60/21/8549.

5. *Ковалев В. А.* Распознавание опухолей на ультразвуковых изображениях печени с использованием решающих правил // *Информатика*. 2016. № 2. С. 59–70. [A rule-based method for tumor recognition in liver ultrasound images].

6. *Турлапов В. Е., Гаврилов Н. И.* Технологии трехмерной научной визуализации и геометрического моделирования в цифровой биомедицине // *Научная визуализация*. 2015. Т. 7. № 4. С. 27–43. [3D scientific visualization and geometric modeling in digital biomedicine].

7. *Shina T., Nightingale K.R., Palmeri M.L., Hall T.J., Bamber J.C. et al.* WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: Basic principles and terminology // *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 41, No. 5, 2015. P. 1126–1147. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2015.03.009.

8. Исследование статической эластографии методом математического моделирования / О. В. Муравьева, Д. С. Мурашова, С. А. Мурашов, О. П. Богдан // *Медицинская техника*. 2014. № 3. С. 31–34. [Muravieva O.V., Murashova D.S., Murashov S.A., Bogdan O.P. Mathematical modeling of static elastography. *Biomedical Engineering*. 2014. Т. 48. № 3. С. 148–152. DOI: 10.1007/s10527-014-9440-3].

9. Разработка методики визуализации упругих свойств ткани с использованием ультразвуковой доплерографии / О. В. Коробейникова, Е. П. Кузнецов, О. П. Богдан, Е. А. Фостик // *Вестник ИжГТУ имени М. Т. Калашникова*. 2010. № 2 (45). С. 97–100. [Development of environment elastic properties estimation technique by using ultrasonic dopplerography].

10. *Муллахметова Д. Р., Окунева И. В.* Эластография в диагностике доброкачественных и злокачественных новообразований щитовидной железы // *Modern Science*. 2019. № 4-1. С. 232–235. [Elastography in diagnostics of beneficial and malignant nuclear formations of the thyroid gland].

11. *Борсуков А. В.* Комментарии и обсуждение всемирных рекомендаций 2015 года по эластографии щитовидной железы // *Эндокринная хирургия*. 2017. Т. 11. № 2. С. 61–69. [Comments and discussion on the thyroid gland elastography World Recommendations 2015].

12. *Митьков В. В., Иванюшина Т. В., Митькова М. Д.* Эластография сдвиговой волной в мультипара-

метрической ультразвуковой диагностике рака щитовидной железы // *Ультразвуковая и функциональная диагностика*. 2016. № 1. С. 13–28. [Shear wave elastography in multiparametric ultrasound of malignant thyroid nodules].

13. *Митьков В. В., Иванюшина Т. В.* Ультразвуковая эластография в дифференциальной диагностике узловых образований щитовидной железы // *Ультразвуковая и функциональная диагностика*. 2015. № 5S. С. 116b. [Ultrasound elastography in differential diagnostics of node forms of the thyroid gland].

14. Применение arfi-эластографии для оценки жесткости паренхимы щитовидной железы у детей, подростков и молодых взрослых / В. М. Делягин, Е. В. Феоктистова, О. Ю. Изотова, А. Уразбагамбетов // *Медицинская визуализация*. 2014. № 5. С. 130–133. [Application arfi-elastography to assess stiffness thyroid parenchyma in children, adolescents and young adults].

15. *Hacini M., Hachouf F., Djemal K.* A new speckle filtering method for ultrasound images based on a weighted multiplicative total variation // *Signal Processing*, Vol. 103, October 2014, P. 214–229. DOI: 10.1016/j.sigpro.2013.12.008.

16. *Yang J., Fan J., Ai D., Wang X., Zheng Y., Tang S., Wang Y.* Local statistics and non-local mean filter for speckle noise reduction in medical ultrasound image // *Neurocomputing*, Vol. 195, June 2016, P. 88–95. DOI: 10.1016/j.neucom.2015.05.140.

17. *Zhang J., Lin G., Wu L., Wang C., Cheng Y.* Wavelet and fast bilateral filter based despeckling method for medical ultrasound images // *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 18, April 2015. P. 1–10. DOI: 10.1016/j.bspc.2014.11.010.

18. *Gungor M. A., Karagoz I.* The homogeneity map method for speckle reduction in diagnostic ultrasound images // *Measurement*, Vol. 68, May 2015. P. 100–110. DOI: 10.1016/j.measurement.2015.02.047.

19. *Хвостиков А. В., Крылов А. С., Камалов Ю. Р.* Текстурированный анализ ультразвуковых изображений для диагностирования фиброза печени // *Программирование*. 2015. № 5. С. 39–46. [Kvostikov A.V., Krylov A.S., Kamalov U.R. Ultrasound image texture analysis for liver fibrosis stage diagnostics. *Programming and Computer Software*. 2015. Т. 41. № 5. С. 273–278. DOI: 10.1134/S0361768815050059].

References

1. Khill K. [i dr.]; *Ul'trazvuk v meditsine. Fizicheskie osnovy primeneniya* [Ultrasound in medicine. Physical application basics]. Moscow, Fizmatlit Publ., 2008. P. 544 (in Russ.).

2. Osipov L.V. *Ul'trazvukovye diagnosticheskie pribory: rezhimy, metody i tekhnologii* [Ultrasonic diagnostic devices: modes, methods and technologies]. Moscow, IzoMed Publ., 2011. P. 316 (in Russ.).

3. Zadneprovskii V.F., Talalaev A.A., Tishchenko I.P., Fralenko V.P., Khachumov V.M. [Software-instrumental complex of high-performance image processing for medical and industrial purposes]. *Informatsionnye tekhnologii i vychislitel'nye sistemy* [Information technology and computing systems], 2014. No. 1. Pp. 61–72 (in Russ.).

4. Tiran E., Deffieux T., Correia M., Maresca D. [Multiplane wave imaging increases signal-to-noise ratio in ultrafast ultrasound imaging], *Physics in Medicine and Biology*, 2015. Vol. 60. P. 8549–8566.
5. Kovalev V.A. [Tumor recognition in liver ultrasound imaging using decision rules]. *Informatika* [Computer science], 2016, no. 2. Pp. 59-70 (in Russ.).
6. Turlapov V.E., Gavrilov N.I. [3D scientific visualization and geometric modeling technologies in digital biomedicine]. *Nauchnaya vizualizatsiya* [Scientific visualization], 2015. Vol. 7. No. 4. Pp. 27-43 (in Russ.).
7. Shina T., Nightingale K.R., Palmeri M.L., Hall T.J., Bamber J.C. et al. (2015). [WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: Basic principles and terminology], *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 41, No. 5. P. 1126-1147.
8. Murav'eva O.V., Murashova D.S., Murashov S.A., Bogdan O.P. [The study of static elastography by mathematical modeling]. *Meditinskaya tekhnika* [Medical equipment], 2014. No. 3. P. 31-34 (in Russ.).
9. Korobeinikova O.V., Kuznetsov E.P., Bogdan O.P., Fostik E.A. [Development of a technique for visualizing the elastic properties of tissue using ultrasound dopplerography]. *Vestnik IzhGTU im. M.T. Kalashnikova*. 2010. No. 2. Pp. 97-100 (in Russ.).
10. Mullakhmetova D.R., Okuneva I.V. [Elastography in the diagnosis of benign and malignant neoplasms of the thyroid gland]. *Modern Science*. 2019. No. 4-1. Pp. 232-235 (in Russ.).
11. Borsukov A.V. [Comments and discussion on the 2015 global recommendations on thyroid elastography]. *Endokrinnaya khirurgiya* [Endocrine surgery], 2017. Vol. 11. No. 2. Pp. 61-69 (in Russ.).
12. Mit'kov V.V., Ivanishina T.V., Mit'kova M.D. [Shear wave elastography in multiparameter ultrasound diagnostics of thyroid cancer]. *Ul'trazvukovaya i funktsional'naya diagnostika* [Ultrasound and functional diagnostics], 2016. No. 1. Pp. 13-28 (in Russ.).
13. Mit'kov V.V., Ivanishina T.V. [Ultrasound elastography in the differential diagnosis of thyroid nodules]. *Ul'trazvukovaya i funktsional'naya diagnostika* [Ultrasound and functional diagnostics], 2015. No. 5, p. 116b (in Russ.).
14. Delyagin V.M., Feoktistova E.V., Izotova O.Yu., Urazbagambetov A. [The use of arfi-elastography to assess the stiffness of the thyroid parenchyma in children, adolescents and young adults]. *Meditinskaya vizualizatsiya* [Medical imaging], 2014. No. 5. Pp. 130-133 (in Russ.).
15. Hacini M., Hachouf F., Djemal K. (2014). [A new speckle filtering method for ultrasound images based on a weighted multiplicative total variation], *Signal Processing*, Vol. 103. P. 214-229.
16. Yang J., Fan J., Ai D., Wang X., Zheng Y., Tang S., Wang Y. (2016). [Local statistics and non-local mean filter for speckle noise reduction in medical ultrasound image], *Neurocomputing*, Vol. 195. P. 88-95.
17. Zhang J., Lin G., Wu L., Wang C., Cheng Y. (2015). [Wavelet and fast bilateral filter based despeckling method for medical ultrasound images], *Bio-medical Signal Processing and Control*, Vol. 18. P. 1-10.
18. Gungor M.A., Karagoz I. (2015). [The homogeneity map method for speckle reduction in diagnostic ultrasound images], *Measurement*, Vol. 68. P. 100-110.
19. Khvostikov A.V., Krylov A.S., Kamalov Yu.R. [Texture analysis of ultrasound images to diagnose liver fibrosis]. *Programmirovaniye* [Programming], 2015. No. 5. Pp. 39-46 (in Russ.).

Application of the Roughness Parameters to Characterize Heterogeneity of the Ultrasound Images of Medical Diagnostics

A. I. Bazhenova, PhD in Engineering, Udmurt Federal Research Center of the Ural Branch of the Russian Academy of Sciences, Izhevsk, Russia

V. N. Milich, PhD in Engineering, Udmurt Federal Research Center of the Ural Branch of the Russian Academy of Sciences, Izhevsk, Russia

O. V. Muravyeva, DSc in Engineering, Professor, Udmurt Federal Research Center of the Ural Branch of the Russian Academy of Sciences, Kalashnikov ISTU, Izhevsk, Russia

E. P. Kuznetsov, PhD in Medicine, Ultrasound Doctor, City Clinical Hospital № 2 of the Health Ministry of the Udmurt Republic, Izhevsk, Russia

Yu. S. Gulyaeva, Post-graduate, Kalashnikov ISTU, Izhevsk, Russia

*The study results of the possibilities of the surface roughness parameters application in order to solve the problems of analyzing the structural heterogeneity of ultrasound (US) images are presented. The roughness parameters are adapted for the two-dimensional discrete signal and calculated for the fragments of two types of ultrasound images of the thyroid: US image with pathological and US image with healthy structures. Fragment sizes are 20*20, 40*40, 70*70 pixels. Roughness parameters are investigated from the point of view of their separating ability. Analysis of the roughness parameters revealed two of the most informative parameters: the modified altitude parameter, as the arithmetic average of the absolute values of ledges deviations, and the step parameter, as relative supporting lengths of the profile at different section levels. The study results allow us to conclude that the application of roughness parameters for analyzing structural heterogeneity of ultrasound images is promising. Investigation of the roughness parameters on a larger set of ultrasound medical images with different fragment sizes is required in order to increase the reliability of the proposed parameters.*

Keywords: ultrasound images, digital processing, roughness parameters, structure homogeneity, pathology detection.

Получено: 18.07.19