

<https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-1-67-87>



УДК 004.89

## Автоматизированная классификация абдоминальных ультразвуковых изображений поджелудочной железы на основе спектрального представления контуров ее границы

А. А. Кузьмин<sup>1</sup> ✉, А. Ю. Сухомлинов<sup>1</sup>, Часиб Хасан Аль-Дарраджи<sup>2</sup>,  
Р. А. Томакова<sup>1</sup>, С. Д. Долженков<sup>3</sup>, Л. В. Шульга<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Юго-Западный государственный университет  
ул. 50 лет Октября, д. 94, г. Курск 305040, Российская Федерация

<sup>2</sup> Университет Дияла, г. Баакубу, Республика Ирак

<sup>3</sup> Курский государственный медицинский университет Министерства здравоохранения Российской Федерации  
ул. К. Маркса, д. 3, г. Курск 305041, Российская Федерация

✉ e-mail: Ku3bmin@gmail.com

### Резюме

**Цель исследования** – развитие методологии классификации сложноструктурируемых полутонковых изображений на основе мультимодального подхода с использованием методов морфологического анализа, спектрального анализа и нейросетевого моделирования.

**Методы.** Описан метод классификации контуров границ сегментов сложноструктурируемых изображений применительно к изображениям поджелудочной железы, полученных с экрана УЗИ-монитора. Метод основан на том положении, что при хронических заболеваниях поджелудочной железы наблюдается нарушение целостности контура ее границы и увеличивается его волнистость за счет втяжений и выпуклостей, обусловленных альтеративно-воспалительным процессом. Метод включает этапы нормализации ультразвуковых изображений и сегментации изображения с выделением контура объекта интереса. Для классификации контура границы сегмента предложено использовать анализ Фурье и нейросетевые технологии. Метод проиллюстрирован на примере классификации контура границы поджелудочной железы на ее акустическом изображении.

**Результаты.** Экспериментальные исследования предложенных методов и средств классификации медицинского риска были осуществлены на задачах диагностики по классам «хронический панкреатит» и «без патологии». Для экспериментальных исследований использовались видеопоследовательности УЗИ-снимков поджелудочной железы, предоставленные врачом-эндоскопистом. Целью экспериментальных исследований был анализ показателей качества классификации классификаторов изображений с сегментами класса «хронический панкреатит» и «без патологии». Обучающая выборка видеоизображений (кадров видеопоследовательностей) включала в себя 200 примеров по сто из каждого класса. Показатель качества «чувствительность» классификации по двум классам – 85,7%, показатель «специфичность» – 87,1%.

**Заключение.** Использование метода контурного анализа в классификаторах УЗИ-изображений поджелудочной железы открывает новые возможности для доступной и объективной диагностики заболеваний поджелудочной железы, расширяя возможности интеллектуальных систем поддержки принятия клинических решений.

© Кузьмин А. А., Сухомлинов А. Ю., Часиб Хасан Аль-Дарраджи, Томакова Р. А.,  
Долженков С. Д., Шульга Л. В., 2024

**Ключевые слова:** морфологический анализ; контурный спектральный анализ; дескрипторы; поджелудочная железа; акустическое изображение; нейронные сети.

**Конфликт интересов:** Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

**Финансирование:** Исследования выполнены в рамках реализации программы развития ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет» программы стратегического академического лидерства «Приоритет-2030».

**Для цитирования:** Автоматизированная классификация абдоминальных ультразвуковых изображений поджелудочной железы на основе спектрального представления контуров ее границы / А. А. Кузьмин, А. Ю. Сухомлинов, Часиб Хасан Аль-Дарраджи, Р. А. Томакова // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2024. Т. 14, № 1. С. 67–87. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-1-67-87>

Поступила в редакцию 09.01.2024

Подписана в печать 08.02.2024

Опубликована 29.03.2024

## Automated Classification of Abdominal Ultrasound Images of the Pancreas Based on the Spectral Representation of the Border's Contours

Alexander A. Kuzmin<sup>1</sup> ✉, Artem Yu. Sukhomlinov<sup>1</sup>, Chasib Hasan Al-Darraj<sup>2</sup>, Rimma A. Tomakova<sup>1</sup>, Sergey D. Dolzhenkov<sup>3</sup>, Leonid V. Shulga<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Southwest State University  
50 Let Oktyabrya Str. 94, Kursk 305040, Russian Federation

<sup>2</sup> Diyala University, Ba'qubu, Republic of Iraq

<sup>3</sup> Kursk State Medical University of the Ministry of Health of the Russian Federation  
3 Karl Marx Str., Kursk 305041, Russian Federation

✉ e-mail: Ku3bmin@gmail.com

### Abstract

**The purpose of the research** is to develop a methodology for classifying complexly structured halftone images based on a multimodal approach using methods of morphological analysis, spectral analysis and neural network modeling.

**Methods.** A method for classifying the contours of the boundaries of segments of a complexly structured image is described. The method is based on the fact that in chronic diseases of the pancreas, there is a violation of the integrity of the contour of its border and its waviness increases due to retractions and bulges caused by an alterative inflammatory process. The method includes the stages of normalization of ultrasound images and image segmentation with the selection of the contour of the object of interest. To classify the contour of a segment boundary, it is proposed to use Fourier analysis and neural network technologies. The method is illustrated using the example of classifying the contour of the border of the pancreas on its transcutaneous acoustic image.

**Results.** Experimental studies of the proposed methods and means for classifying medical risk were carried out on diagnostic tasks according to the following classes: "chronic pancreatitis" – "without pathology". For experimental studies, video sequences of ultrasound images of the pancreas provided by an endoscopist were used. The purpose of the experimental studies was to analyze the classification quality indicators of image classifiers with class segments "Chronic pancreatitis" and "Without pathology". The training sample of video images (frames of video sequences) included 200 examples, one hundred from each class. The quality indicator "Sensitivity" of classification for two classes is 85,7%, the indicator "Specificity" is 87,1%.

**Conclusion.** *The use of the contour analysis method in classifiers of ultrasound images of the pancreas opens up new opportunities for accessible and objective diagnosis of pancreatic diseases, expanding the capabilities of intelligent clinical decision support systems.*

**Keywords:** *morphological analysis; contour spectral analysis; descriptors; pancreas; acoustic image; neural networks.*

**Conflict of interest:** *The Authors declare the absence of obvious and potential conflicts of interest related to the publication of this article.*

**Funding:** *The research was carried out within the framework of the development program of the Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education "Southwestern State University" of the strategic academic leadership program "Priority-2030".*

**For citation:** Kuzmin A. A., Sukhomlinov A. Yu., Chasib Hasan Al-Darraji, Tomakova R. A. Automated Classification of Abdominal Ultrasound Images of the Pancreas Based on the Spectral Representation of the Border's Contours. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Serija: Upravljenje, vychislitel'naja tehnika, informatika. Meditsinskoe priborostroenie = Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering.* 2024; 14(1): 67–87. (In Russ.) <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2024-14-1-67-87>.

Received 09.01.2024

Accepted 08.02.2024

Published 29.03.2024

\*\*\*

## Введение

Анализ медицинских изображений, полученных посредством использования различных физических полей, широко используется в медицинской практике [1]. Как правило, это либо рентгенологические [2], либо УЗИ-изображения [3], которые широко используются в диагностической практике оценки риска заболеваний различных внутренних органов. Рентгенологические и акустические исследования взаимно дополняют друг друга, и для их описания требуются специалисты высокой квалификации. Несмотря на это, по результатам анализа этих изображений имеет место высокий процент ложноположительных результатов, что вызывает необходимость в подключении систем

искусственного интеллекта [4], построенных на различных парадигмах машинного обучения [5].

Заболевания органов панкреатобилиарной зоны являются сложной проблемой для комплексной диагностики и лечения<sup>1</sup>. В настоящее время ультразвуковое исследование (УЗИ) является неинвазивным методом, доступным и широко применяемым при диспансеризации, который предоставляет исследователю большие информационные возможности для диагностики заболеваний [6]. Выполняя УЗИ, врач оценивает несколько параметров, основными из которых являются эхогенность, структура и контуры органа.

Следует отметить, что обрабатываемые УЗИ-изображения представляют

<sup>1</sup> Солоднина Е. Н. Эндоскопическое ультразвуковое исследование в диагностике хирургических заболеваний органов

панкреатобилиарной зоны: автореф. дис. ... д-ра техн. наук. М., 2016. 38 с.

собой матрицу интенсивностей значений полутоновых пикселей. При этом интенсивность окраса каждого анализируемого пикселя изображения зависит от многих характеристик, таких как величина амплитуды отраженного сигнала, значение плотности тканей. Результаты исследования, проведенные в [7], показали, что размер ПЖ при хроническом панкреатите (ХП) изменялся в зависимости от стадии и фазы заболевания [8].

Ультразвуковой датчик излучает ультразвуковые волны, которые распространяются в исследуемой области. При пересечении границ сред ультразвуковые волны частично отражаются, а также частично поглощаются. В современных ультразвуковых аппаратах интенсивность отраженного сигнала обычно отображается в градациях серого (1 – полное отражение; 0 – полное поглощение) [9]. Полученная таким образом информация дает возможность анализировать различные ткани и органы по их плотности.

Поглощение ультразвукового сигнала является одним из основных ограничений ультразвуковой диагностики. Оно приводит к тому, что с увеличением глубины сканирования интенсивность отраженного сигнала снижается, что приводит к уменьшению количества информации о глубоких структурах исследуемых органов.

Для уменьшения поглощения ультразвукового сигнала в ультразвуковой диагностике выполняются различные

методы, такие как: применение более низкочастотных ультразвуковых волн, реализация более мощных ультразвуковых излучателей, использование специальных режимов сканирования, таких как режим с цветовым доплеровским картированием [9].

Развитие методов медицинской визуализации существенно повысило точность диагностики заболеваний ПЖ. Чувствительность УЗИ в диагностике ХП составила 81%, специфичность – 75%, точность – 73%. В исследованиях, проведенных в [8], было установлено, что увеличение размеров ПЖ отмечается при обострении панкреатита, а уменьшение – прогрессирующим фиброзом.

Таким образом, цель работы заключается в разработке классификаторов, построенных на дескрипторах, которые получены на основе анализа контура границы поджелудочной железы [10], предназначенных для определения функционального состояния ПЖ.

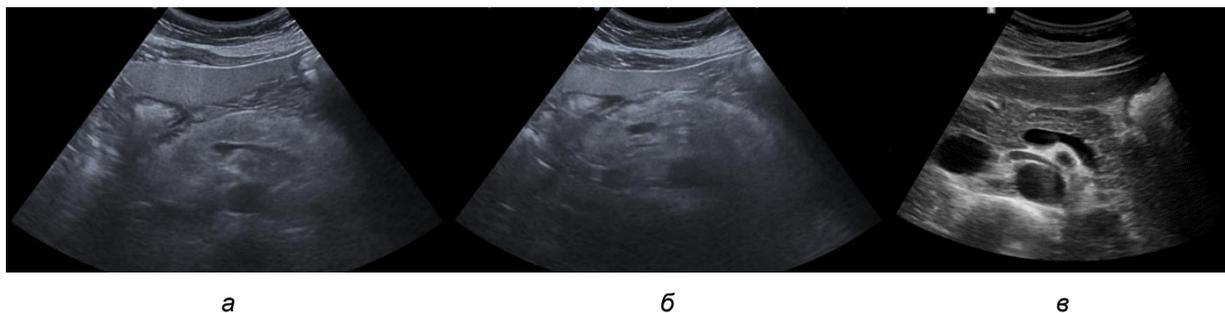
## Материалы и методы

Процедура нормализации обрабатываемых УЗИ-изображений ПЖ является первым важным этапом для реализации автоматизированного контурного анализа.

Как уже отмечалось выше, для сканирования более глубоких структур требуется более мощный сканирующий сигнал и более чувствительные датчики, так как внутренние органы, по сути, находятся в акустической тени от

наружных органов. Также в поле зрения датчика могут попасть пузырьки газов (например, в кишечнике), которые интенсивно поглощают ультразвук и оставляют заметную тень. В результате на больших глубинах сканирующий сигнал заметно затухает и датчик фиксирует меньший амплитудный ответ даже при значительном акустическом

отражении среды внутренних органов. На предельной глубине сканирования у некоторых аппаратов УЗИ всегда темная картина вне зависимости от типа сканируемой ткани. Это зависит от типа аппарата, типа и частоты датчика, от состояния датчика и т. п. На рисунке 1 приведены различные изображения ПЖ, полученные с помощью разных аппаратов.



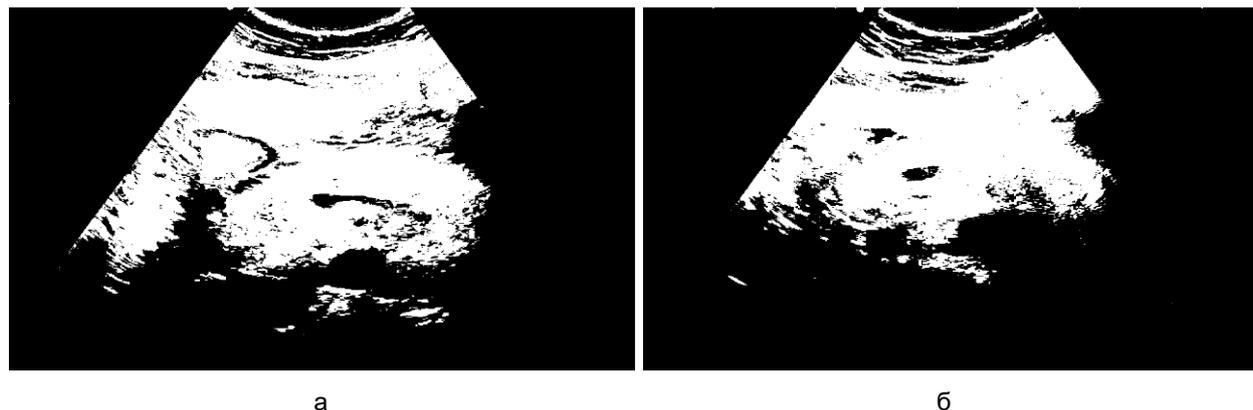
**Рис. 1.** УЗИ-изображения поджелудочной железы: а – изображение 1 ПЖ, полученное с монитора аппарата Hitachi Aloka ProSound Alpha 6 с помощью двух датчиков; б – изображение 2 ПЖ, полученное с монитора аппарата Hitachi Aloka ProSound Alpha 6 с помощью двух датчиков; в – изображение ПЖ, полученное с монитора аппарата HS60 (Samsung Medison) с постобработкой

**Fig. 1.** Ultrasound images of the pancreas: а – image of 1 pancreas obtained from the monitor of the Hitachi Aloka ProSound Alpha 6 device using two sensors; б – image 2 of the pancreas obtained from the monitor of the Hitachi Aloka ProSound Alpha 6 device using two sensors; в – image of the pancreas obtained from the monitor of the HS60 device (Samsung Medison) with post-processing

В случае исследования ПЖ проблема поглощения ультразвукового сигнала приводит к тому, что дистальная часть органа исследуется при высокой интенсивности сканирующего сигнала, а проксимальная часть находится в собственной тени и формирует изображение при существенно более низкой интенсивности сканирующего сигнала.

Эту проблему необходимо учитывать при определении степени эхогенности пикселя ультразвукового изображения при автоматическом анализе

(пониженная, повышенная, средняя). Например, при попытке классификации интенсивностей пикселей по их абсолютному значению методом сравнения с пороговым значением (для поиска, например, границ внутренних органов) мы приходим к ситуации, когда подавляющее число проксимальных (верхних на изображении) пикселей классифицируются как повышено эхогенные, а дистальные пиксели (нижние на УЗИ-картине) классифицируются как понижено-эхогенные (рис. 2).



**Рис. 2.** Обработанные УЗИ-изображения ПЖ на основе пороговых методов соответственно:  
 а – результат пороговой обработки УЗИ-изображения ПЖ, которое продемонстрировано на рис. 1, а; б – результат пороговой обработки УЗИ-изображения ПЖ, которое показано на рис.1, б

**Fig. 2.** Processed ultrasound images of the pancreas on the basis of threshold methods, respectively:  
 а – the result of threshold processing of the pancreas image, which is shown in Fig. 1, а;  
 б – the result of threshold processing of the pancreas image, which is shown in Fig. 1, б

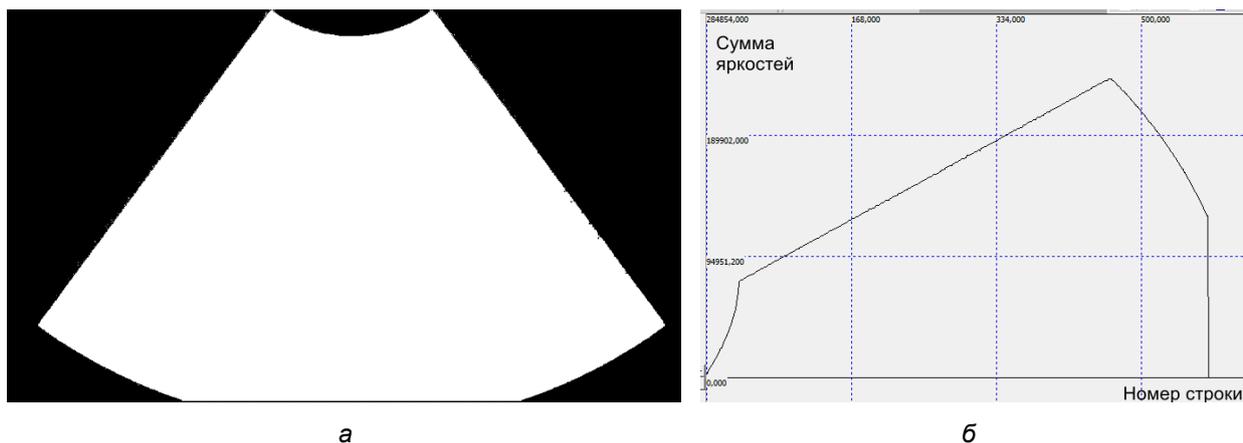
На рисунке 2 продемонстрировано, что выбор порогового значения подбирался таким образом, чтобы различать проксимальный контур ПЖ. Так как ПЖ имеет среднюю эхогенность, то ткани, лежащие на большей глубине, чем ПЖ, будут иметь меньшую эхогенность. Изображения, представленные на рис. 1, б, получены с помощью аппарата HS60 Samsung Medison с использованием методов компенсации затухания сканирующего сигнала на глубине.

На этой основе возможно строить автоматизированную систему распознавания проксимального края контура ПЖ [11]. Так как дистальная часть контура ПЖ практически неотличима по яркости от других тканей, то для ее распознавания необходимо использовать другие методы [12]. Для автоматизированного

поиска пикселей с пониженной эхогенностью, например для поиска контуров вен и артерий на ультразвуковом снимке, а также для улучшения визуализации проксимальных тканей, необходимо компенсировать эффект затухания сканирующего сигнала в тканях. Для этого исследуется изображение, называемое как область видимости сканера (рис. 3, а). В области видимости сканера пиксели изображения задаются единицами, а вне области видимости – нулями. Расчет суммы яркостей пикселей  $S$  по строкам этого изображения реализуется по формуле

$$S(j) = \sum_{i=0}^{N-1} F_{i,j}^2, \quad (1)$$

где  $F$  – функция яркости пикселей исходного полутонового ультразвукового изображения;  $N$  – количество столбцов.



**Рис. 3.** Анализ изображения области видимости сканера:  
 а – пример анализируемой области видимого сканера;  
 б – график суммы яркости строк этого изображения

**Fig. 3.** Image analysis of the scanner's field of view:  
 a – an example of the analyzed area of the visible scanner;  
 b – a graph of the sum of the brightness of the lines of this image

Результат расчета приведен на рисунке 3, б. Кривую можно разделить на три сегмента: первый – показывает нелинейный быстрый подъем, который образуется округлой формой датчика сканера и занимает всего 7% от количества строк ультразвукового изображения данного сканера; второй – представляет линейный подъем, который образуется из-за расходящегося угла сканирования датчиков и занимает около 74% от количества строк; третий – демонстрирует практически линейный спад из-за полуокруглого окончания области видимости, который занимает оставшиеся 19% строк изображения используемого сканера.

Если бы в реальном изображении яркость пикселей была бы распределена примерно равномерно, то график суммы яркостей получался бы схожей формы (как на рис. 4, б). Рассчитанное распределение суммы яркостей по строкам реальных изображений ПЖ (рис. 1, а и 1, б),

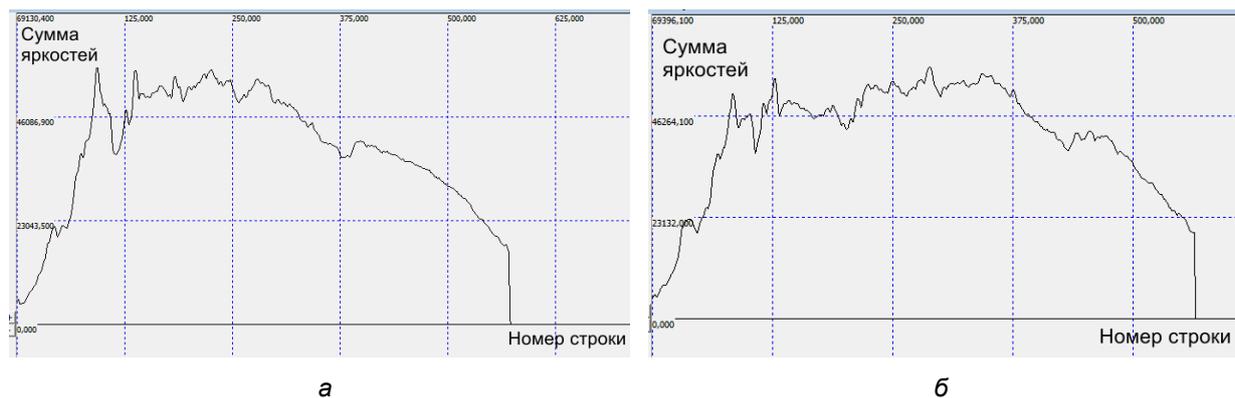
приведено ниже (рис. 4). Анализ показывает, что распределение суммы яркостей по строкам напоминает модельный рисунок 3, б только примерно до половины, далее наблюдается затухание графика, связанное с поглощением сканирующего сигнала в глубинных тканях.

Поэтому с целью улучшения визуализации, а также для правильного распознавания степени эхогенности отдельного пикселя предлагается использовать нормализацию проксимальной части ультразвукового изображения  $F_n$  (например, в нижней трети снимка) согласно формуле

$$Fn_{i,j} = \frac{F_{i,j} S_m}{S_j}, \quad (2)$$

где  $S_j$  – сумма яркостей пикселей строки  $j$ ;  $S_m$  – сумма яркостей пикселей строки с индексом  $j/2$ .

Рассмотрим результат расчета нормализованного изображения по формуле (2) (рис. 5).



**Рис. 4.** Графики суммы яркости пикселей строк обработанных изображений соответственно:  
 а – для изображения, представленного на рис. 2, а;  
 б – для изображения, представленного на рис. 2, б

**Fig. 4.** Graphs of the sum of the pixel brightness of the rows of processed images, respectively:  
 а – for the image shown in Fig. 2, а; б – for the image shown in Fig. 2, б



**Рис. 5.** Анализ нормализованного изображения ПЖ: а – изображение, построенное на основе нормализации яркости строк пикселей изображения, показанного на рис. 2, б; б – график суммы яркости пикселей строк построенного нормализованного изображения

**Fig. 5.** Analysis of the normalized image of the pancreas: а – is an image based on the normalization of the brightness of the rows of pixels of the image shown in Fig. 2, б; б – is a graph of the sum of the brightness of the pixels of the rows of the constructed normalized image

На ультразвуковых изображениях ПЖ имеет овальную или треугольную форму. Она расположена в верхнем отделе брюшной полости, позади желудка или печени и перед позвоночником. Контур ПЖ на ультразвуковых изображениях обычно бывает ровным и четким. Однако он может быть несколько волнистым, особенно в области головки ПЖ.

На ультразвуковых изображениях поджелудочная железа имеет неоднородную эхоструктуру. Она состоит из паренхимы, которая имеет эхогенность, близкую к эхогенности печени, и железистого вещества, которое имеет более низкую эхогенность.

На ультразвуковых изображениях ПЖ можно выделить следующие части:

– головка ПЖ – самая верхняя часть поджелудочной железы, расположенная в воротах селезенки;

– тело ПЖ – средняя часть ПЖ, расположенная между головкой и хвостом ПЖ;

– хвост ПЖ – самая нижняя часть ПЖ, расположенная в левом подреберье.

На ультразвуковых изображениях головка ПЖ обычно имеет более четкий контур, чем тело и хвост ПЖ. Это связано с тем, что головка окружена желчными протоками и сосудами, которые имеют более высокую эхогенность, чем паренхима ПЖ.

На ультразвуковых изображениях ПЖ можно также выделить следующие структуры:

– желчный проток – узкий канал, который проходит через головку ПЖ;

– воротной сосуд – крупный сосуд, который проходит через ворота ПЖ;

– селезеночная вена – крупный сосуд, который проходит вдоль тела ПЖ.

Контур ПЖ на ультразвуковых изображениях может быть изменен при различных патологических состояниях, таких как:

– острый панкреатит, который характеризует воспаление ПЖ. При остром панкреатите контур ПЖ может быть неровным, размытым или прерывистым;

– хронический панкреатит (ХП) – хроническое воспаление ПЖ. При ХП контур ПЖ может быть неровным, размытым или уплотненным;

– злокачественные опухоли ПЖ – могут вызывать деформацию контура ПЖ.

Изменение контура ПЖ на ультразвуковых изображениях является значи-

мым диагностическим признаком различных патологических состояний. Поэтому выделение контура ПЖ на ультразвуковых снимках представляет важный этап при проведении ультразвуковой диагностики этого органа. Контур здоровой ПЖ должен быть четким и ровным. При наличии патологических изменений контур ПЖ в большинстве случаев нарушен. Например, при панкреатите контур ПЖ может быть неровным, прерывистым или бугристым. При опухоли ПЖ контур органа может быть также нарушен.

Кроме того, размеры ПЖ, которые определяются по контуру, являются важными диагностическими параметрами и, собственно, очень часто являются целью всего ультразвукового исследования.

Для улучшения выделения контура ПЖ на ультразвуковых снимках используются различные методы, такие как:

– реализация более высокочастотных ультразвуковых волн;

– использование специальных режимов сканирования, таких как режим с цветовым доплеровским картированием;

– применение контрастных веществ.

Высокочастотные ультразвуковые волны обеспечивают более высокое разрешение изображения, что облегчает выделение контура ПЖ. Режим с цветовым доплеровским картированием позволяет визуализировать кровотоки в ПЖ, что также способствует выделению контура органа на изображении.

Существует несколько стандартных положений точек сканирования, кото-

рые используются для визуализации ПЖ. Эти точки сканирования обеспечивают наилучшее выделение контура исследуемого органа.

**Аортальная точка:** эта точка сканирования находится на уровне аорты, в проекции на ПЖ.

**Срединная точка:** эта точка сканирования находится на срединной линии живота, в проекции на ПЖ.

**Ретроренальная точка:** эта точка сканирования находится в заднем отделе брюшной полости, в проекции на ПЖ.

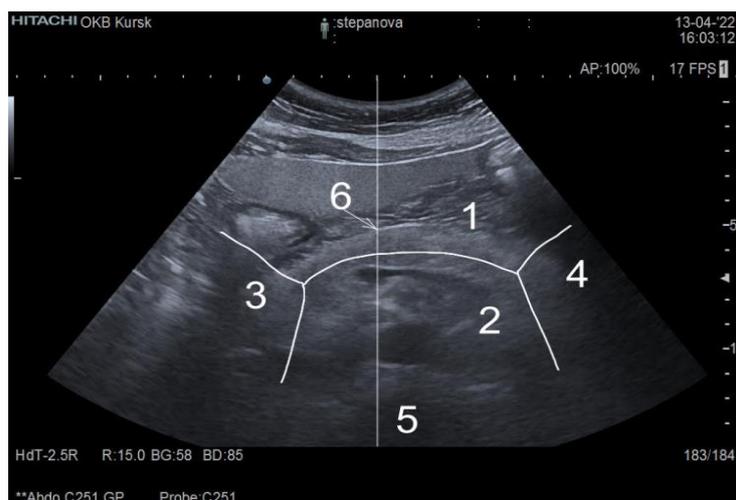
При сканировании ПЖ в этих точках необходимо использовать различные углы сканирования для получения наиболее полного изображения ПЖ.

Как уже отмечалось, проксимальная (задняя) и дистальная (передняя) часть контура ПЖ находятся в существенно разных условиях сканирования: дистальная часть находится в зоне сильного сканирующего сигнала ближе к регистрирующим датчикам, тогда как

проксимальная часть находится в собственной тени и дальше от датчиков. В дистальной части стоит задача отделить ПЖ от печени или желудка, в то время как паренхима печени и ПЖ имеют практически одинаковую эхогенность. В проксимальной части необходимо отделить паренхиму ПЖ от хорошо различимых вен и артерий (селезеночная вена, аорта, нижняя полая вена).

## Результаты и их обсуждение

В данной работе были использованы первые частоты преобразования Уолша [13], которые совпадают с вейвлетами Хаара и эффективно используются для распознавания объектов, контуров на изображениях лиц, пешеходов и т. п. [14]. Поэтому в предлагаемом методе акустическое УЗИ-изображение ПЖ и его контур декомпозируется на четыре части: левая, правая, дистальная (передняя) и проксимальная (задняя) части (рис. 6).



**Рис. 6.** Условное деление изображения поджелудочной железы: 1 – дистальная (передняя) часть; 2 – проксимальная (задняя) часть; 3 – левая часть; 4 – правая часть; 5 – срединная линия; 6 – реперная точка

**Fig. 6.** Conditional division of the image of the pancreas: 1 – distal (anterior) part; 2 – proximal (posterior) part; 3 – left part; 4 – right part; 5 – midline; 6 – reference point

По отношению к названиям «левая» и «правая» существует двусмысленность, так как снимок УЗИ является сечением с направлением взгляда от ног к голове, то по отношению к пациенту правые его части на изображении будут слева, а левые части – справа. Это вносит путаницу в терминологию. В связи с тем, что обрабатываются именно изображения ПЖ, полученные с экрана монитора, то в дальнейшем части слева на изображении будем называть левыми, а части справа – правыми.

После декомпозиции задачи поиска контура изображения ПЖ на четыре подзадачи устанавливается методика нахождения признаков автоматического обнаружения контура [15].

Установлено, что в передней дистальной части 1, в месте соприкосновения передней поверхности ПЖ с висцеральной поверхностью доли печени, часто детектируется гиперэхогенная капсула печени, которая помогает установить границу. При этом выявлено, что искомый контур имеет в данной части горизонтальный характер. Поэтому для автоматизированной классификации целесообразно использовать первичные признаки, построенные с помощью горизонтального вейвлета Хаара (или на частоте Уолша с координатами 1,0) [16].

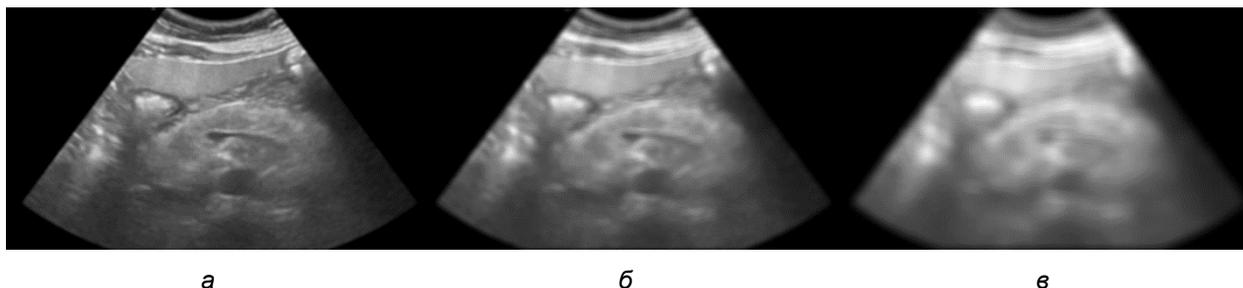
Для задней проксимальной части поиск контура усложняется наличием закругления головки ПЖ, где характер границы не такой строго горизонтальный. В этом случае придется

комбинировать информацию как с горизонтальных вейвлетов, так и с вертикальных и диагональных [17]. При этом дальняя граница ПЖ в этой части соприкасается с хорошо различимыми венами и артериями, что позволяет в таких местах определять контур с меньшими ошибками и с большей уверенностью [18].

В левой и правой части контур ПЖ, как правило, выглядит достаточно размытым, но имеет вертикальный характер. Эта особенность дает возможность применения детектирования границ с помощью вертикальных вейвлетов Хаара (или с помощью частоты Уолша с координатами 0,1).

Так как контур железы должен быть непрерывным и не иметь явных разрывов, то перед процедурой выделения контура для фильтрации помех рекомендуется производить сглаживание (низкочастотную фильтрацию) изображения. На рисунке 7 приведены результаты фильтрации разными фильтрами рисунка 1, а.

Следует учитывать тот факт, что фильтрация изображений с помощью фильтров высоких порядков позволяет убрать многочисленные помехи, что приводит к уменьшению количества ошибок распознавания контура. Вместе с тем применение фильтров высоких порядков может привести к сглаживанию неровного патологического контура и способствует уменьшению чувствительности обнаружения патологий.

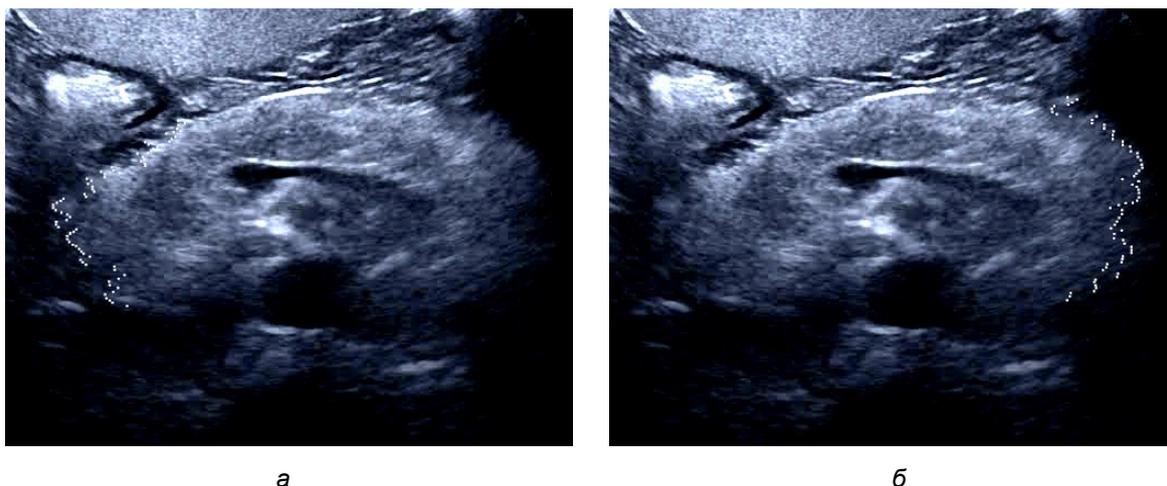


**Рис. 7.** Результаты фильтрации изображения, представленного на рисунке 2а:  
 а – применение фильтра с ядром 8x8; б – использование фильтра с ядром 16x16;  
 в – реализация фильтра с ядром 32x32

**Fig. 7.** The results of filtering the image shown in Figure 2a: a – the use of a filter with a core of 8x8;  
 б – the use of a filter with a core of 16x16; в – the implementation of a filter with a core of 32x32

В качестве детектора края ПЖ используем модифицированный вейвлет Хаара [19], как описано в [20] или в [21]. Результат работы программы,

реализующей алгоритм построения контура границы ПЖ для левой и правой части ПЖ, основанный на вышеприведенных положениях, приведен ниже (рис. 8).



**Рис. 8.** Результат применения разработанного алгоритма построения контура границы поджелудочной железы: а – для левой части; б – для правой части изображения

**Fig. 8.** The result of the application of the developed algorithm for constructing the contour of the pancreatic border: а – for the left part; б – for the right part of the image

После выделения контура границы ПЖ определяются дескрипторы, необходимые для классификации анализируемого изображения [22]. При классификации контура границы объекта, представленного на полутоновом изображении, использовалось преобразование Фурье.

Контур границы сегмента описывается двумя непрерывными параметрическими кривыми  $x(p)$  и  $y(p)$ , которые объединяются в одну кривую с помощью комплексной функции. В дискретной форме уравнение кривой запишется

$$\dot{z}_n = x_n + jy_n, \quad (3)$$

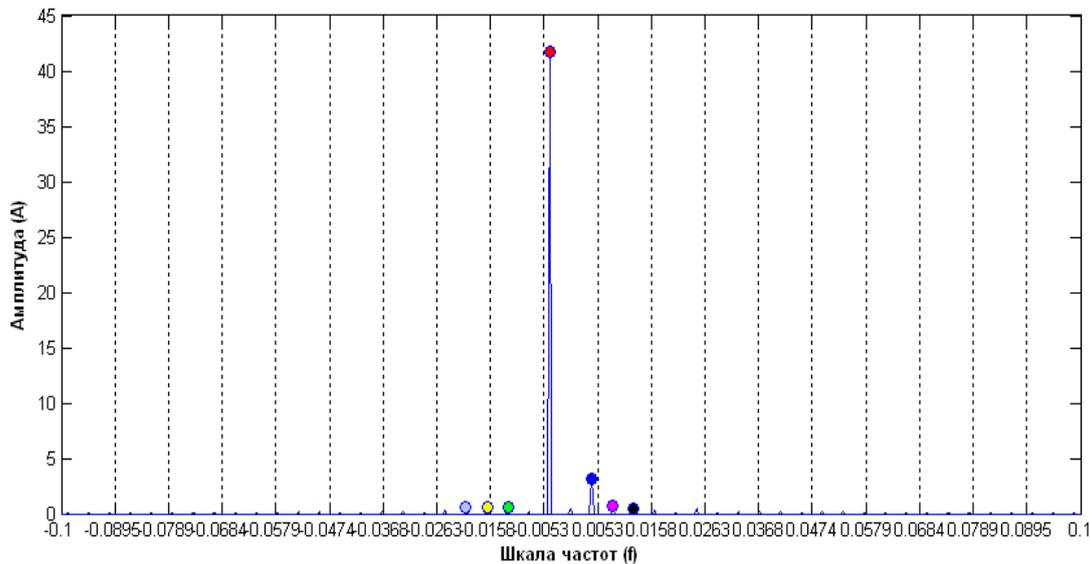
где  $n$  – номер точки на кривой;  $j$  – мнимая единица.

Это кривая является циклической с периодом  $L$ , и ее можно представить спектром Фурье, воспользовавшись дискретным преобразованием Фурье:

$$\dot{Z}_\ell = \frac{1}{L} \sum_{n=0}^{L-1} \dot{z}_n \exp\left(-j \frac{2\pi n \ell}{L}\right), \quad (4)$$

где  $L$  – число отсчетов на кривой (6);  $n$  – номер точки на кривой (3);  $\ell$  – номер спектральной составляющей кривой (3), определяемой по формуле (4).

Так как разлагаемая на спектральные составляющие функция комплексная, то каждому номеру отсчета  $n$ , начиная с первого, соответствует две частоты  $-\ell$  и  $\ell$ , которые позволяют сформировать эллипс. Эллипсы более высокого порядка добавляют все больше и больше деталей к граничной кривой. Примеры спектров Фурье контура границы ПЖ, полученные в декартовой системе координат, приведены ниже (рис. 9).



**Рис. 9.** Амплитудные спектры Фурье, полученные в декартовых координатах с подавлением нулевой гармоники (отстройки от «сдвига»)

**Fig. 9.** Fourier amplitude spectra obtained in Cartesian coordinates with suppression of the zero harmonic (detuning from the “shift”)

Обратное преобразование Фурье, примененное к этим коэффициентам, позволяет восстановить границу (3):

$$\dot{z}(n) = \sum_{\ell=0}^{L-1} \dot{Z}(\ell) \cdot \exp(j2\pi \ell n / N), \quad (5)$$

для  $n = 0, N-1$ .

Используя преобразование (5), устанавливаются наиболее релевантные

спектральные коэффициенты, а также их чувствительность к различным преобразованиям. Анализ показал, что нечувствительным к преобразованию типа «сдвиг» / «поворот» является только модуль комплексных коэффициентов (4). Для обеспечения инвариантности дескрипторов к этим преобразованиям сегмент границы ПЖ вписывается в

прямоугольник, и центр описанного прямоугольника переносится в начало координат.

Процесс классификации начинается с ввода координат соответствующей границы контура сегмента «изображения» (рис. 8). Цель классификации – отнести «изображение» к классу «хронический панкреатит» (ХП) или «без патологии» (БП) (по результатам анализа комплексного числового ряда, элементами которого являются координаты границ ПЖ). Классификатор строим в предположении, что имеется только два разделяемых класса – ХП и БП. Граница сегмента формируется путем последовательного просмотра координат пикселей границы ПЖ, что позволяет обеспечить практически равномерный шаг дискретизации по обеим осям координат [23].

Принцип формирования дескрипторов основан на том, что не все спектральные составляющие, входящие в множество  $A = \{Z(\ell)\}$ ,  $\ell = \overline{1, L}$ , равнозначны по информативности. Поэтому формирователь информативных признаков осуществляет переход от множества к множеству  $B = \{Z(\ell_1)\}$ ,  $\ell_1 \in L_1$ , причем  $b_i \in A \quad \forall i \in L_1$ .

Задача формирователя информативных признаков состоит в определении множества, формируемого в результате

исключения из спектра элементов с номерами, попавшими во множество:

$$\ell \in L/L_1. \quad (5)$$

Блок принятия решений реализован на основе реализации нейронной сети (НС) прямого распространения. НС имеет два выхода, которые соответствуют двум разделяемым классам – ХП и БП. На выходах НС присутствуют числа в диапазоне от нуля до единицы, которые интерпретируются как коэффициенты уверенности в принадлежности анализируемого контура к вышеперечисленным классам<sup>1</sup>.

## Выводы

На основе данного метода разработана автоматизированная система для классификации снимков УЗИ ПЖ. Автоматизированная система содержит модули для выполнения процедур распознавания и классификации объектов на изображениях, полученных с помощью УЗИ ПЖ, а также базу изображений УЗИ ПЖ без патологических изменений и с патологическими изменениями с установленными врачами диагнозами «панкреатит». Также представлено разработанное программное обеспечение для процедур обучения нейросетевых классификаторов и для выполнения этапов контурного спектрального анализа.

<sup>1</sup> Томакова Р. А. Гибридные методы и алгоритмы для интеллектуальных систем классификации сложноструктурируемых

изображений: автореф. дис. ... д-ра техн. наук. Белгород, 2013. 42 с.

Для проведения экспериментальных исследований применялась видеопоследовательности УЗИ ПЖ, предоставленные врачом-эндоскопистом. Целью экспериментальных исследований был автоматизированный анализ показателей качества классификации классификаторов изображений с сегментами класса «хронический панкреатит» (ХП) и «без

патологии» (БП). При этом была сформирована обучающая выборка анализируемых изображений из 300 вариантов. Каждый анализируемый класс содержал 150 примеров изображений. Рассчитан показатель качества «чувствительность» классификации, который по двум исследуемым классам составил 85,7%, а показатель «специфичность» – 87,1%.

### Список литературы

1. Филист С. А., Томакова Р. А., Яа Зар До. Универсальные сетевые модели для задач классификации биомедицинских данных // Известия Юго-Западного государственного университета. 2012. Т. 43, № 4, Ч. 2. С. 44–50.
2. Дабагов А. Р., Малютина И. А., Кондрашов Д. С. Автоматизированная система для классификации заболеваний молочной железы по рентгеновским маммографическим снимкам // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2019. Т. 4, № 48. С. 10–24.
3. Автоматизированная система классификации снимков УЗИ поджелудочной железы на основе метода посегментного спектрального анализа / С. А. Филист, Д. С. Кондрашов, А. Ю. Сухомлинов, Л. В. Шульга, Ч. Х. Аль-Дарраджи, В. А. Белозёров // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. 2023. Т. 11, № 1. <https://doi.org/10.26102/2310-6018/2023.40.1.021>.
4. Автоматизированная система классификации рентгенограмм молочной железы / А. Р. Дабагов, В. А. Горбунов, С. А. Филист, И. А. Малютина, Д. С. Кондрашов // Медицинская техника. 2019. Т. 6, № 318. С. 39–41.
5. Алгоритмы метаанализа эффективности диагностических и терапевтических решений на основе мониторинга суррогатных маркеров, получаемых по результатам анализа сложноструктурируемых изображений / А. Г. Курочкин, А. А. Кузьмин, Е. А. Старцев, С. А. Филист // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2016. № 4 (21). С. 41–55.
6. Махов В. М. Этиологические аспекты диагностики и лечение хронического панкреатита // Российский медицинский журнал. 2006. № 3. С. 3–8.
7. The role of endoscopy in patients with chronic pancreatitis / D. G. Adler, D. Lichtenstein, T. H. Baron [et al.] // Gastrointest Endosc. 2006. Vol. 63, N 7. P. 933–937.

8. Дусмухамедова З. Т., Фазилов А. А., Абзалова М. Я. Характерные особенности ультразвуковой картины хронического панкреатита // Молодой учёный. 2017. Т. 10, № 144. С. 133–136.
9. Two-Dimensional Walsh Spectral Transform in Problems of Automated Analysis of Ultrasound Images / A. Kuzmin, H. C. Al-Darraj, A. Sukhomlinov, S. Filist // Creativity in Intelligent Technologies and Data Science. CIT&DS 2023. Communications in Computer and Information Science / A. G. Kravets, M. V. Shcherbakov, P. P. Groumpos [et. al.]. Cham: Springer, 2023. [https://doi.org/10.1007/978-3-031-44615-3\\_32](https://doi.org/10.1007/978-3-031-44615-3_32).
10. Томакова Р. А., Филист С. А., Горбатенко С. А. Анализ гистологических изображений посредством морфологических операторов, синтезированных на основе преобразования Фурье и нейросетевого моделирования // Биотехносфера. 2010. № 3(9). С. 54–60.
11. Малютина И. А., Кузьмин А. А., Шаталова О. В. Методы и алгоритмы анализа рентгенограмм грудной клетки, использующие локальные окна в задачах обнаружения патологий // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2017. Т. 3, № 39. С. 131–138.
12. Viola P., Jones M. Robust real-time face detection // Proceedings Eighth IEEE International Conference on Computer Vision. ICCV 2001. Vancouver, Canada: BC, 2001. P. 747. <https://doi.org/10.1109/ICCV.2001.937709>.
13. Классификация медицинских изображений на основе анализа спектров локальных окон / С. А. Филист, Д. С. Кондрашов, А. А. Кузьмин, А. Ю. Сухомлинов, Ч. Х. Аль-Дарраджи // Медицинская техника. 2023. № 5. С. 18–20.
14. Papageorgiou C., Oren M., Poggio T. A general framework for object detection // Sixth International Conference on Computer Vision. Bombay, India, 1998. <https://doi.org/10.1109/ICCV.1998.710772>.
15. Многослойные морфологические операторы для сегментации сложноструктурируемых растровых полутоновых изображений / С. А. Филист, А. Р. Дабагов, Р. А. Томакова, И. А. Малютина, Д. С. Кондрашов // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2019. Т. 9, № 3. С. 44–63.
16. Томакова Р. А., Филист С. А. Метод обработки и анализа сложноструктурируемых изображений на основе встроенных функций среды MATLAB // Вестник Читинского государственного университета. 2012. Т. 1, № 80. С. 3–9.
17. Томакова Р. А., Филист С. А., Насер А. А. Нечеткие нейросетевые технологии для выделения сегментов с патологическими образованиями и морфологическими структурами на медицинских изображениях // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. № 4. С. 43–49.

18. Томакова Р. А., Филист С. А., Руденко В. В. Нечеткая сетевая модель интеллектуального морфологического оператора для формирования границ сегментов // Научные ведомости Белгородского государственного университета. 2011. Т. 1, № 96. С. 188–195.
19. Pedestrian detection using wavelet templates / M. Oren, C. Papageorgiou, P. Sinha, E. Osuna, T. Poggio // Proceedings of IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. San Juan, PR, USA, 1997. P. 193–199.
20. Freund Y., Schapire R. A decision-theoretic generalization of on-line learning and an application to boosting // Journal of computer and system sciences. 1997. N 55. P. 119–139.
21. Polikar R. Ensemble based systems in decision making // IEEE Circuit Syst. Mag. 2006. N 6. P. 21–45.
22. Метод каскадной сегментации рентгенограмм молочной железы / С. А. Филист, А. Р. Дабагов, Р. А. Томакова, И. А. Малютина, Д. С. Кондрашов // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2019. Т. 9, № 1. С. 49–61.
23. Филист С. А., Шаталова О. В., Ефремов М. А. Гибридная нейронная сеть с макро-слоями для медицинских приложений // Нейрокомпьютеры. Разработка и применение. 2014. № 6. С. 35–39.

## References

1. Filist S. A., Tomakova R. A., Yaa Zar Do. Universal'nye setevye modeli dlya zadach klassifikatsii biomeditsinskih dannyh [Universal network models for classification tasks of biomedical data]. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta = Proceedings of the Southwest State University*, 2012, vol. 43, no. 4, pt. 2, pp. 44–50.
2. Dabagov A. R., Malyutina I. A., Kondrashov D. S. Avtomatizirovannaya sistema dlya klassifikatsii zabolevaniy molochnoj zhelezy po rentgenovskim mammograficheskim snimkam [Automated system for the classification of breast diseases by X-ray mammographic images]. *Prikaspijskij zhurnal: upravlenie i vysokie tekhnologii = Caspian Journal: Management and High Technologies*, 2019, vol. 4, no. 48, pp. 10–24.
3. Filist S. A., Kondrashov D. S., Sukhomlinov A. Yu., Shulga L. V., Al-Darraji Ch. H., Belozеров V. A. Avtomatizirovannaya sistema klassifikatsii snimkov UZI podzheludochnoj zhelezy na osnove metoda posegmentnogo spektral'nogo analiza [An automated system for classifying ultrasound images of the pancreas based on the segment-by-segment spectral analysis method]. *Modelirovanie, optimizatsiya i informacionnye tekhnologii = Modeling, Optimization and Information Technology*, 2023, vol. 11, no. 1. [https://doi.org/ 10.26102/2310-6018/2023.40.1.021](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2023.40.1.021)
4. Dabagov A. R., Gorbunov V. A., Filist S. A., Malyutina I. A., Kondrashov D. S. Avtomatizirovannaya sistema klassifikatsii rentgenogramm molochnoj zhelezy [Automated

classification system of breast radiographs]. *Medicinskaya tekhnika = Medical Equipment*, 2019, vol. 6, no. 318, pp. 39–41.

5. Kurochkin A. G., Kuzmin A. A., Startsev E. A., Filist S. A. Algoritmy metaanaliza effektivnosti diagnosticheskikh i terapevticheskikh reshenij na osnove monitoringa surrogatnykh markerov, poluchaemykh po rezul'ta-tam analiza slozhnostrukturiruyemykh izobrazhenij [Algorithms for meta-analysis of the effectiveness of diagnostic and therapeutic decisions based on monitoring of surrogate markers obtained from the analysis of complexly structured images]. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Upravlenie, vychislitel'naya tekhnika, informatika. Medicinskoe priborostroenie = Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering*, 2016, no. 4 (21), pp. 41–55.

6. Makhov V. M. Etiologicheskie aspekty diagnostiki i lechenie hronicheskogo pankreatita [Etiological aspects of diagnosis and treatment of chronic pancreatitis]. *Rossijskij medicinskij zhurnal = Russian Medical Journal*, 2006, no. 3, pp. 3–8.

7. Adler D. G., Lichtenstein D., Baron T. H., eds. The role of endoscopy in patients with chronic pancreatitis. *Gastrointest Endosc*, 2006, vol. 63, no. 7, p. 933–937.

8. Dusmukhamedova Z. T., Fazilov A. A., Abzalova M. Ya. Harakternye osobennosti ul'trazvukovoj kartiny hronicheskogo pankreatita [Characteristic especially the ultrasound picture of chronic pancreatitis]. *Molodoj uchyonyj = Young Scientist*, 2017, vol. 10, no. 144, pp. 133–136.

9. Kuzmin A., Al-Darraj H. C., Sukhomlinov A., Filist S. Two-Dimensional Walsh Spectral Transform in Problems of Automated Analysis of Ultrasound Images. *Creativity in Intelligent Technologies and Data Science. CIT&DS 2023. Communications in Computer and Information Science*; A. G. Kravets, M. V. Shcherbakov, P. P. Groumpos, eds. Cham, Springer Publ., 2023. [https://doi.org/10.1007/978-3-031-44615-3\\_32](https://doi.org/10.1007/978-3-031-44615-3_32)

10. Tomakova R. A., Filist S. A., Gorbatenko S. A. Analiz gistologicheskikh izobrazhenij posredstvom morfologicheskikh operatorov, sintezirovannykh na osnove preobrazovaniya Fur'e i nejrosetevogo modelirovaniya [Analysis of histological images by means of morphological operators synthesized on the basis of Fourier transform and neural network modeling]. *Bio-tekhnosfera = Biotechnosphere*, 2010, no. 3(9), pp. 54–60.

11. Malyutina I. A., Kuzmin A. A., Shatalova O. V. Metody i algoritmy analiza rentgenogramov grudnoj kletki, ispol'zuyushchie lokal'nye okna v zadachah obnaruzheniya patologij [Methods and algorithms of chest X-ray analysis using local windows in pathology detection tasks]. *Prikaspijskij zhurnal: upravlenie i vysokie tekhnologii = Caspian Journal: Management and High Technologies*, 2017, vol. 3, no. 39, pp. 131–138.

12. Viola P., Jones M. Robust real-time face detection. *Proceedings Eighth IEEE International Conference on Computer Vision. ICCV 2001. Vancouver, Canada, BC Publ.*, 2001, p. 747. <https://doi.org/10.1109/ICCV.2001.937709>

13. Filist S. A., Kondrashov D. S., Kuzmin A. A., Sukhomlinov A. Yu., Al-Darraji Ch. Kh. Klassifikaciya medicinskih izobrazhenij na osnove analiza spektrov lokal'nyh okon [Classification of medical images based on the analysis of the spectra of horizontal windows]. *Medicinskaya tekhnika = Medical Equipment*, 2023, no. 5, pp. 18–20.
14. Papageorgiou C., Oren M., Poggio T. A general framework for object detection. Sixth International Conference on Computer Vision. Bombay, India, 1998. <https://doi.org/10.1109/ICCV.1998.710772>
15. Filist S. A., Dabagov A. R., Tomakova R. A., Malyutina I. A., Kondrashov D. S. Mnogoslojnye morfologicheskie operatory dlya segmentacii slozhnostruk-turiruemyh rastrovyyh polutonovyh izobrazhenij [Multilayer morphological operators for segmentation of complexly structured raster halftone images]. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Upravlenie, vychislitel'naya tekhnika, informatika. Medicinskoe priboro-stroenie = Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engi-neering, Information Science. Medical Instruments Engineering*, 2019, vol. 9, no. 3, pp. 44–63.
16. Tomakova R. A., Filist S. A. Metod obrabotki i analiza slozhnostrukturiruemyh izo-brazhenij na osnove vstroennyh funkcij sredy MATLAB [Method of processing and analysis of complex structured images based on the built-in functions of the MATLAB environment]. *Vestnik Chitinskogo gosudarstvennogo universiteta = Bulletin of the Chita State University*, 2012, vol. 1, no. 80, pp. 3–9.
17. Tomakova R. A., Filist S. A., Nasser A. A. Nechetkie nejrosetevye tekhnologii dlya vydeleniya segmentov s patologicheskimi obrazovaniyami i morfologicheskimi strukturami na medicinskih izobrazheniyah [Fuzzy neural network technologies for isolating segments with pathological formations and morphological structures in medical images]. *Biomedicin-skaya radioelektronika = Biomedical Radioelectronics*, 2012, no. 4, pp. 43–49.
18. Tomakova R. A., Filist S. A., Rudenko V. V. Nechetkaya setevaya model' intel-lectual'nogo morfologicheskogo operatora dlya formirovaniya granic segmentov [Fuzzy net-work model of an intellectual morphological operator for the formation of segment bounda-ries]. *Nauchnye vedomosti Belgorodskogo gosudarstvennogo universiteta = Scientific Bulletin of Belgorod State University*, 2011, vol. 1, no. 96, pp. 188–195.
19. Oren M., Papageorgiou C., Sinha P., Osuna E., Poggio T. Pedestrian detection using wavelet templates. Proceedings of IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. San Juan, PR, USA, 1997, pp. 193–199.
20. Freund Y., Schapire R. A decision-theoretic generalization of on-line learning and an application to boosting. *Journal of Computer and System Sciences*, 1997, no. 55, pp. 119–139.
21. Polikar R. Ensemble based systems in decision making. *IEEE Circuit Syst. Mag.*, 2006, no. 6, pp. 21–45.

22. Filist S. A., Dabagov A. R., Tomakova R. A., Malyutina I. A., Kondrashov D. S. Metod kaskadnoj segmentacii rentgenogramm molochnoj zhelezy [The method of cascade segmentation of breast radiographs]. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Upravlenie, vychislitel'naya tekhnika, infor-matika. Medicinskoe priborostroenie = Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering*, 2019, vol. 9, no. 1, pp. 49–61.

23. Filist S. A., Shatalova O. V., Efremov M. A. Gibridnaya nejronnaya set' s makrosloyami dlya medicinskih prilozhenij [Hybrid neural network with macro layers for medical applications]. *Nejrokomp'yutery. Razrabotka i primenenie = Neurocomputers. Development and Application*, 2014, no. 6, pp. 35–39.

---

### Информация об авторах / Information about the Authors

**Кузьмин Александр Алексеевич**, кандидат технических наук, доцент, доцент кафедры биомедицинской инженерии, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: Ku3bmin@gmail.com, ORCID: 0000-0001-7980-0673

**Сухомлинов Артем Юрьевич**, аспирант кафедры биомедицинской инженерии, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: ar.sykhomlinov@gmail.com, ORCID: 0009-0002-6552-2558

**Аль-Дарраджи Часиб Хасан**, сотрудник Университета Дияла, г. Баакубу, Республика Ирак, e-mail: chasibaboody@gmail.com, ORCID: 0000-0002-7444-0039

**Томакова Римма Александровна**, доктор технических наук, профессор, профессор кафедры программной инженерии, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: rtomakova@mail.ru, Researcher ID: O-6164-2015, ORCID: 0000-0003-152-4714

**Alexander A. Kuzmin**, Candidate of Sciences (Engineering), Associate Professor, Associate Professor of the Department of Biomedical Engineering, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: Ku3bmin@gmail.com, ORCID: 0000-0001-7980-0673

**Artem Yu. Sukhomlinov**, Post-Graduate Student of the Department of Biomedical Engineering, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: ar.sykhomlinov@gmail.com, ORCID: 0009-0002-6552-2558

**Al-Darraji Chasib Hasan**, Employee of Diyala University, Baqubah, Republic of Iraq, e-mail: chasibaboody@gmail.com, ORCID: 0000-0002-7444-0039

**Rimma A. Tomakova**, Doctor of Sciences (Engineering), Professor, Professor of the Department of Software Engineering, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: rtomakova@mail.ru, Researcher ID: O-6164-2015, ORCID: 0000-0003-152-4714

**Долженков Сергей Дмитриевич**, кандидат медицинских наук, доцент, доцент кафедры урологии, Курский государственный медицинский университет Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: sfilist@gmail.com

**Sergey D. Dolzhenkov**, Candidate of Sciences (Medical), Associate Professor, Associate Professor of the Department of Urology, Kursk State Medical University of the Ministry of Health of the Russian Federation, Kursk, Russian Federation, e-mail: sfilist@gmail.com

**Шульга Леонид Васильевич**, доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры охраны труда и окружающей среды, Юго-Западный государственный университет, г. Курск, Российская Федерация, e-mail: sfilist@gmail.com, ORCID: 0000-0002-6793-7362

**Leonid V. Shulga**, Doctor of Sciences (Medical), Professor, Professor of the Department of Occupational and Environmental Protection, Southwest State University, Kursk, Russian Federation, e-mail: sfilist@gmail.com, ORCID: 0000-0002-6793-7362