

На правах рукописи

Аль-Дарраджи Часиб Хасан Аббуди

**Автоматизированная классификация черезкожных
ультразвуковых изображений поджелудочной железы на основе
спектрального представления контуров ее границы**

Специальность 2.2.12. Приборы, системы и изделия
медицинского назначения

**Автореферат диссертации
на соискание ученой степени
кандидата технических наук**

Курск – 2024

Работа выполнена в Юго-Западном государственном университете на кафедре биомедицинской инженерии

Научный руководитель: кандидат технических наук, доцент
Кузьмин Александр Алексеевич

Официальные оппоненты: **Тычков Александр Юрьевич**,
доктор технических наук, доцент,
Пензенский государственный университет,
кафедра радиотехники и радиоэлектронных
систем, заведующий кафедрой (г. Пенза)

Брежнев Алексей Викторович,
кандидат технических наук,
Российский экономический университет РЭУ
имени Г.В. Плеханова, кафедра информатики,
доцент кафедры (г. Москва)

Ведущая организация: Самарский национальный
исследовательский университет имени
академика С.П. Королева (г. Самара)

Защита диссертации состоится «27» сентября 2024 года в 11-00 часов на заседании объединенного диссертационного совета 99.2.029.03, созданного на базе Юго-Западного государственного университета, Орловского государственного университета им. И.С. Тургенева, Белгородского государственного национального исследовательского университета, по адресу: 305040, г. Курск, ул. 50 лет Октября, 94, конференц-зал.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Юго-Западного государственного университета и на официальном сайте https://swsu.ru/upload/iblock/fe9/j1pqjba6sb9jy5bjokbwcvijv1rjpn8l/Dissertatsiya-SH.KH.A.-Al_Darradzhi.pdf

Автореферат разослан « » августа 2024 года

Ученый секретарь
диссертационного совета

Милостная Наталья Анатольевна

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность исследований. Рак поджелудочной железы (РПЖ) является одним из самых смертельных видов онкологических заболеваний в мире и является крайне агрессивным раком с неблагоприятным прогнозом. Было предсказано, что с ростом заболеваемости во всем мире РПЖ станет второй ведущей причиной смерти от рака во многих странах. Чтобы иметь возможность эффективно диагностировать и лечить РПЖ, первым и наиболее важным шагом является эффективное распознавание и сегментация органа-мишени на медицинских изображениях на ранней стадии заболевания. Наиболее часто, по сравнению с другими исследованиями, производят ультразвуковые исследования (УЗИ). Однако достаточно часто специалисты оставляют опухоли незамеченными на ультразвуковых снимках, поэтому является актуальной разработка методов автоматизации распознавания морфологических изменений на таких снимках.

С развитием методов машинного обучения (МО) стала широко использоваться интеллектуальная поддержка диагностических решений, в частности, классификация снимков поджелудочной железы (ПЖ). Методы МО весьма перспективны для создания прогностических моделей медицинского риска (МР), которые применяются в системах поддержки принятия врачебных решений (СППВР) для широкого спектра клинических задач, в частности, и связанных с диагностикой заболеваний ПЖ.

Степень разработанности темы исследования. Ультразвуковая диагностика является одной из наиболее распространенных схем выявления заболеваний в клинической практике. У ультразвуковой визуализации есть много преимуществ, таких как безопасность, удобство и низкая стоимость. Однако для освоения методики интерпретации ультразвукового изображения требуются годы опыта и подготовки. Для поддержки диагностики клиницистов и снижения нагрузки на врачей предлагается множество систем ультразвуковой компьютерной диагностики. В настоящее время разработаны различные методы, модели и алгоритмы для решения проблемы идентификации и классификации снимков УЗИ ПЖ.

Системы компьютерной диагностики с обработкой изображений и распознаванием образов для диагностики РПЖ с использованием анализа снимков УЗИ широко используются в медицинской практике. При этом отмечается, что система лучше справляется с диагностикой изображений РПЖ при разделении пациентов по возрасту (Ozkan M. и др., 2016). Ряд работ направлены на то, чтобы в режиме реального времени дифференцировать РПЖ или поражение, не связанное с РПЖ, с помощью анализа изображений эндоскопической ультрасонографии (ЭУЗИ). Перед обучением модели области интереса (ROI) обычно выделяют вручную, чтобы отметить злокачественные и незлокачественные морфологические образования. В качестве модели алгоритма для автоматического определения наличия поражения ПЖ использовались архитектуры сверточных нейронных сетей (СНС) (Cakiroglu M. и др., 2022). Модели СНС используются для того, чтобы дифференцировать визуальные особенности изображений хронического псевдоопухолевого

панкреатита, нейроэндокринной опухоли и протоковой аденокарциномы. Кроме того, используется сетевая модель долговременной нейронной сети с кратковременной памятью (ДНСКП) для учета динамики физических характеристик с течением времени (Udriştoiu A.L. и др., 2021).

Однако, в виду отсутствия единой методологии решения прикладных задач классификации УЗИ снимков целесообразно применительно к каждой конкретной задаче выбирать не только модель МО, но и метод формирования дескрипторов и адаптированную к ним модель классификатора. Таким образом, современные требования к медицинским информационным системам и, в частности, к СППВР, показывают, что технологии искусственного интеллекта в области сегментации и классификации снимков УЗИ при диагностике и дифференциальной диагностике заболеваний ПЖ нуждаются как в совершенствовании методов синтеза классификаторов УЗИ снимков, так и в разработке новых методов формирования дескрипторов для обеспечения необходимого уровня показателей их качества классификации.

Объектом исследования являются медицинские черезкожные УЗИ снимки поджелудочной железы.

Предметом исследования являются методы и алгоритмы цифровой обработки и классификации полутоновых растровых черезкожных УЗИ снимков поджелудочной железы.

Цель работы. Повышение качества диагностики онкологических заболеваний поджелудочной железы путем создания методов, моделей и алгоритмов для автоматизированной классификации черезкожных УЗИ снимков поджелудочной железы.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

- выполнить системный анализ методов визуализации, анализа и классификации черезкожных снимков поджелудочной железы;
- разработать метод выделения контура границы поджелудочной железы на черезкожных УЗИ изображениях;
- разработать алгоритм выделения проксимального (заднего) контура сложной формы поджелудочной железы на черезкожном ультразвуковом изображении;
- разработать программное обеспечение для интеллектуальной поддержки обработки и классификации черезкожных ультразвуковых изображений поджелудочной железы;
- предложить способ оценки показателей качества алгоритма выделения контура границ поджелудочной железы на черезкожном ультразвуковом изображении;
- разработать классификатор черезкожных ультразвуковых изображений поджелудочной железы на классы «онкология» – «нет онкологии».
- провести апробацию предложенных методов и алгоритмов интеллектуальной поддержки для классификации черезкожных ультразвуковых изображений поджелудочной железы.

Научная новизна. В диссертации получены следующие результаты, характеризующиеся научной новизной:

- метод выделения контура поджелудочной железы на черезкожном ультразвуковом изображении, заключающийся в использовании детектора состояния пикселей ультразвукового изображения на основе спектральных коэффициентов оконного двумерного преобразования Уолша, отличающийся тем, что селектор спектральных коэффициентов детектора выбирает необходимые спектральные коэффициенты в качестве информативных признаков для поиска контура в зависимости от сегмента поджелудочной железы (левая, правая, дистальная (передняя) и проксимальная (задняя)), где производится поиск контура, позволяющий определять границы контура поджелудочной железы в серошкальном изображении в условиях малых соотношений сигнал-шум;

- автономный поисковый алгоритм выделения проксимального (заднего) контура сложной формы поджелудочной железы на черезкожном ультразвуковом изображении, заключающийся в использовании комбинированного каскадного классификатора, отличающийся использованием множества классифицирующих признаков, основанных на частотах Уолша оконного сканирования, выбранных метаалгоритмом улучшения классификации AdaBoost, позволяющий найти контур поджелудочной железы сложной формы в условиях близко расположенных как гиперэхогенных структур, таких как желчные протоки, так и гипоэхогенных структур, таких, как селезеночная вена, нижняя полая вена;

- классификатор риска заболеваний поджелудочной железы, в основу работы которого положен анализ формы контура границ поджелудочной железы на ультразвуковых изображениях, отличающийся тем, что его дескрипторы определяются по результатам анализа аппроксимированного контура границ поджелудочной железы, обеспечивающий показатели качества классификации на тестовых выборках, в среднем, 90%;

- способ оценки качества алгоритма выделения контура границ поджелудочной железы на черезкожном ультразвуковом изображении, основанный на модифицированном критерии Прэтта, отличающийся технологией определения расстояния между пикселями идеального контура границ поджелудочной железы и его компьютерной аппроксимацией, позволяющий провести сравнительную оценку эффективности предлагаемого метода.

Теоретическая и практическая значимость работы состоит в том, что разработаны новые методы сегментации и классификации ультразвуковых изображений поджелудочной железы, основанные на формировании дескрипторов, отражающих геометрические свойства контура границы поджелудочной железы. Предложены новые модели формирования дескрипторов для автономных интеллектуальных агентов, основанные на совершенствовании методов морфологического и спектрального анализа полутоновых растровых изображений. Разработанные методы, алгоритмы и соответствующее программное обеспечение составили основу построения

СППВР по диагностике и дифференциальной диагностике заболеваний поджелудочной железы, апробация элементов которой позволяет рекомендовать её к использованию при описании ультразвуковых изображений поджелудочной железы.

Работа выполнена в рамках реализации программы развития ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет» программы стратегического академического лидерства «Приоритет-2030» и в соответствии с научным направлением Юго-Западного государственного университета «Разработка медико-экологических информационных технологий».

Результаты работы внедрены в образовательный процесс Юго-Западного государственного университета при подготовке магистров по направлению 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии».

Методы исследований. Для решения поставленных задач использовались методы: теории биотехнических систем медицинского назначения, теории ортогональных преобразований, математической статистики, теории обработки изображений, теории распознавания образов, теории нейронных сетей. Программное обеспечение написано на Python 3.10 для Windows 7, 8, 10. При статистической обработке данных использовался пакет Excel 2013.

Положения, выносимые на защиту. Метод выделения контура поджелудочной железы на черезкожном ультразвуковом изображении, позволяющий определять контур поджелудочной железы в серошкальном изображении в условиях малых соотношений сигнал-шум; автономный поисковый алгоритм выделения проксимального (заднего) контура сложной формы поджелудочной железы на черезкожном ультразвуковом изображении позволяет повысить его качество сегментации, в среднем, на 20%; классификатор риска заболеваний поджелудочной железы в основу работы которого положен анализ формы контура границ поджелудочной железы на ультразвуковых изображениях, обеспечивает показатели качества классификации на тестовых выборках, в среднем, 90%; способ оценки качества алгоритма выделения контура границ поджелудочной железы на черезкожном ультразвуковом изображении, позволяет провести сравнительную оценку методов и алгоритмов сегментации зашумленных изображений.

Степень достоверности и апробация работы. Результаты исследования показали возможность воспроизводимости в разных условиях, согласованность с методами обработки и классификации изображений, теорией искусственных нейронных сетей и спектрального анализа, а также аналогичными результатами анализа и классификации черезкожных УЗИ снимков ПЖ, которые были получены другими исследователями. Итоги экспериментальных исследований классификаторов риска заболеваний ПЖ не противоречат ранее опубликованным исследовательским данным по теме диссертации.

Основные теоретические положения и научные результаты диссертационной работы излагались, обсуждались, а также получили

положительную оценку на 12 Всероссийских и Международных конференциях: «Медицинские приборы и технологии» (Тула – 2024); «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии - ФРЭМЭ» (Владимир–Суздаль – 2024); «Intelligent Technologies and Data Science. CIT&DS» (Волгоград-2023); «Радиоэлектроника. Проблемы и перспективы развития» (Тамбов – 2023); «Нейроинформатика, её приложения и анализ данных» (Красноярск – 2023); «Проблемы информатики в образовании, управлении, экономике и технике» (Пенза – 2023); «Биотехнология и биомедицинская инженерия» (Курск – 2023); «Медико-экологические информационные технологии» (Курск – 2022); «Лазерно-информационные технологии» (Новороссийск – 2022, 2023); «Актуальные проблемы медицинской науки и образования» (Пенза – 2022); «Искусственный интеллект в решении актуальных социальных и экономических проблем XXI века» (Пермь – 2022); на семинарах кафедры биомедицинской инженерии ЮЗГУ (Курск – 2020-2024).

Публикации. Основные результаты диссертационного исследования отражены в 14 научных работах, из них 2 статьи в ведущих рецензируемых научных журналах, 2 статьи в журналах, индексируемых в международной наукометрической базе Scopus, одно свидетельство о регистрации программы для ЭВМ.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, четырех разделов, заключения и списка литературы, включающего 37 отечественных и 81 зарубежных наименований. Работа изложена на 138 страницах машинописного текста, содержит 66 рисунков и 3 таблицы.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы исследования, определены цели и задачи работы, ее научная новизна и практическая значимость, выбраны методы исследования, сформулированы задачи, приведены сведения об апробации и внедрении результатов диссертационной работы.

В первом разделе проведен анализ современных достижений в диагностике заболеваний ПЖ с использованием компьютерных интеллектуальных систем. Аналитический обзор показал, что ультразвуковая визуализация при скрининге пациентов с заболеваниями ПЖ потенциально полезна в диагностике различных патологий ПЖ. Кроме того, УЗИ также можно использовать для наблюдения за прогрессом панкреонекроза до его окончательного разрешения или для наблюдения за развитием его осложнений. При обработке УЗИ изображений широко используются нелинейная фильтрация в пространственной области (медианный фильтр), гауссовская фильтрация нижних частот в частотной области, выравнивание гистограммы и вейвлет-фильтрация путем расчета метрик MSE и PSNR, при этом медианный фильтр дает наименьшее значение MSE и максимальное значение PSNR. Для сегментации изображений ПЖ широко используют методы пороговой дискриминации.

Хотя в некоторых случаях невозможно действительно изолировать ПЖ от окружающих тканей, граница ПЖ и ее форма все же могут быть четко видны. Следовательно, исследование границ сегментов ПЖ может помочь при диагностике заболеваний, таких как острый панкреатит и РПЖ. Таким образом, автоматизированный анализ снимков УЗИ является новым подходом к выявлению заболеваний ПЖ. Для более точного результата при сегментации ПЖ предлагается использовать различные методы сегментации.

В заключение первого раздела формируются цель и задачи исследования.

Во втором разделе разработаны методы и алгоритмы автоматической сегментации полутоновых сложноструктурированных растровых изображений ультразвуковых снимков ПЖ.

В целях улучшения визуализации, восприятия глазом, 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:

$$Fn_{i,j} = \frac{F_{i,j} S_m}{S_j} \quad (1)$$

где S_j – сумма яркостей строки j , а S_m – сумма яркостей строки с индексом $j/2$.

Результат расчета нормализованного изображения по формуле (1) приведен на рисунке 1.

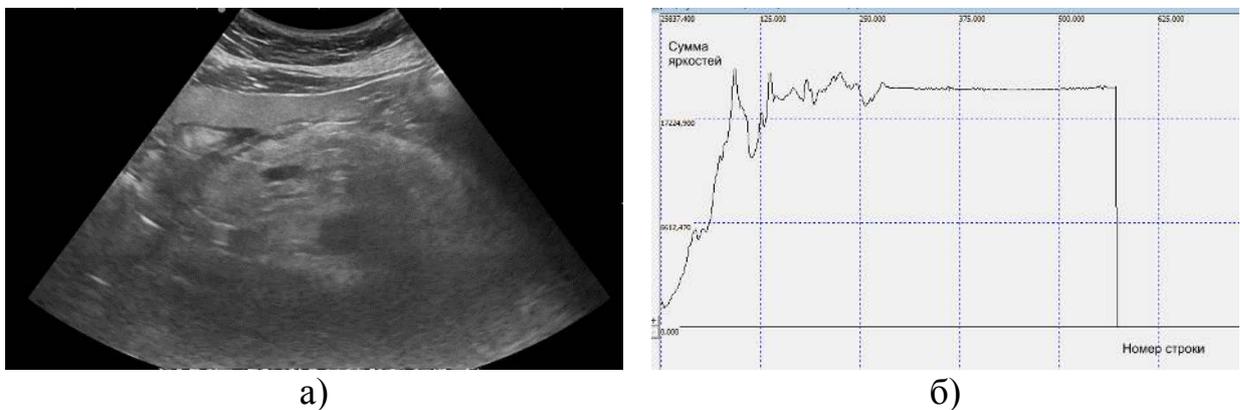


Рисунок 1 –Изображение (а), построенное на нормализации яркости строк рисунка 1б и график суммы яркости строк (б) построенного изображения

Исследования показали, что анализ трех спектральных составляющих преобразования Уолша в локальном окне может приводить к распознаванию нескольких состояний каждого конкретного пикселя: пиксель может принадлежать области с определенной (пониженной, средней, повышенной) эхогенностью, пиксель может быть границей вертикального или горизонтального перехода эхогенности. Для принятия решений при обработке изображений, в том числе и ультразвуковых, широко используются нейронные сети. Поэтому было предложено использовать

работу нейронной сети, на входы которой подаются значения спектральных составляющих преобразования Уолша, а с выхода снимаются числовые данные, соответствующие решениям о состоянии каждого пикселя (рисунок 2). Архитектура нейронной сети может быть упрощена до одного-двух нейронов и тогда процесс обучения такой сети сводится к правильному установлению уровней порогов.

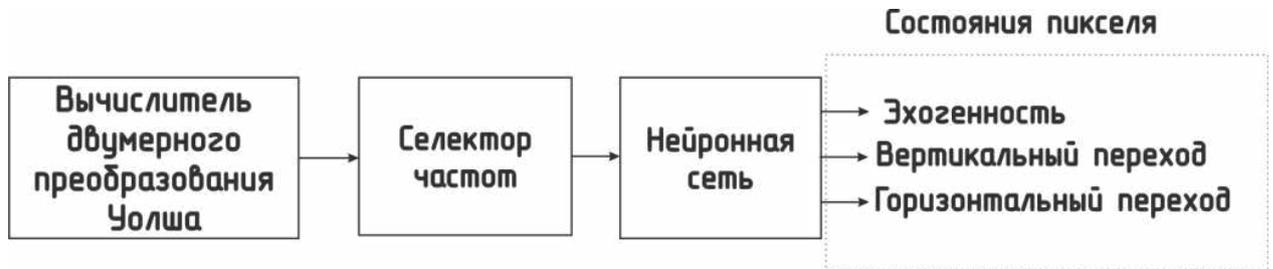


Рисунок 2 – Архитектура детектора состояния пикселя на основе оконного двумерного преобразования Уолша

Изменение контура ПЖ на ультразвуковых изображениях может быть важным диагностическим признаком различных патологических состояний. Контур здоровой ПЖ должен быть четким и ровным. При наличии патологических изменений контур ПЖ может быть нарушен. Кроме того, размеры ПЖ, которые определяются по контуру, являются важными диагностическими параметрами и собственно очень часто являются целью всего ультразвукового исследования.

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 отделять паренхиму ПЖ от хорошо различимых вен и артерий (селезеночная вена, аорта, нижняя полая вена). Также в данной работе предлагается использовать первые спектральные составляющие преобразования Уолша, которые по своей сути совпадают с вейвлетами Хаара и эффективно используются для распознавания объектов, контуров на изображениях, таких как лиц, пешеходов и т.п. С учетом вышеизложенного, было предложено изображение ПЖ и ее контур делить на четыре части: левая, правая, дистальная (передняя) и проксимальная (задняя) части (рисунок 3).

После разбиения задачи поиска контура ПЖ на четыре подзадачи можно определиться с методикой поиска признаков автоматического поиска контура. В передней дистальной части 1, как уже отмечалось, стоит задача отделить ПЖ от печени или желудка. Однако в месте соприкосновения передней поверхности ПЖ с висцеральной поверхностью доли печени часто детектируется гиперэхогенная капсула печени, которая помогает найти границу. В любом случае искомый контур имеет в данной части

горизонтальный характер, поэтому для автоматического определения можно взять первичные признаки, построенные на горизонтальном вейвлете Хаара (или на коэффициенте Уолша с координатами $\{x,y\}=\{0,1\}$).

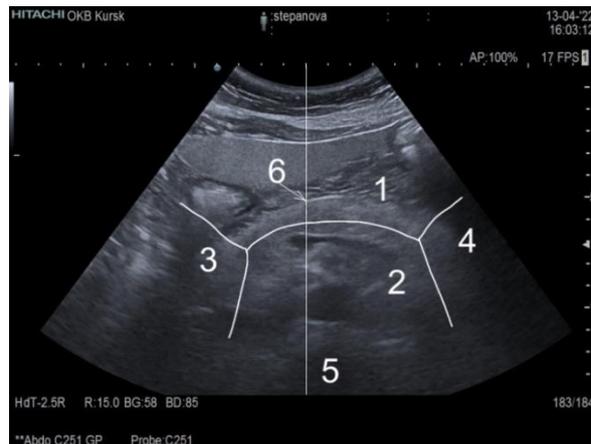


Рисунок 3 – Условное деление изображения поджелудочной железы. 1- дистальная (передняя) часть, 2 – проксимальная (задняя) часть, 3 – левая часть, 4-правая часть, 5 – срединная линия, 6-реперная точка

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. Зато 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.

В левой и правой части контур ПЖ, как правило, выглядит достаточно размытым, но зато имеет вертикальный характер, что может быть детектировано вертикальными вейвлетами Хаара (или с помощью коэффициента Уолша с координатами $\{x,y\}=\{1,0\}$).

Так как контур ПЖ должен быть непрерывным и не должен иметь явных разрывов, то перед выделением контура для фильтрации помех рекомендуется производить сглаживание (низкочастотную фильтрацию) изображения. На рисунке 4 приведены результаты фильтрации разными фильтрами исходного рисунка 3.

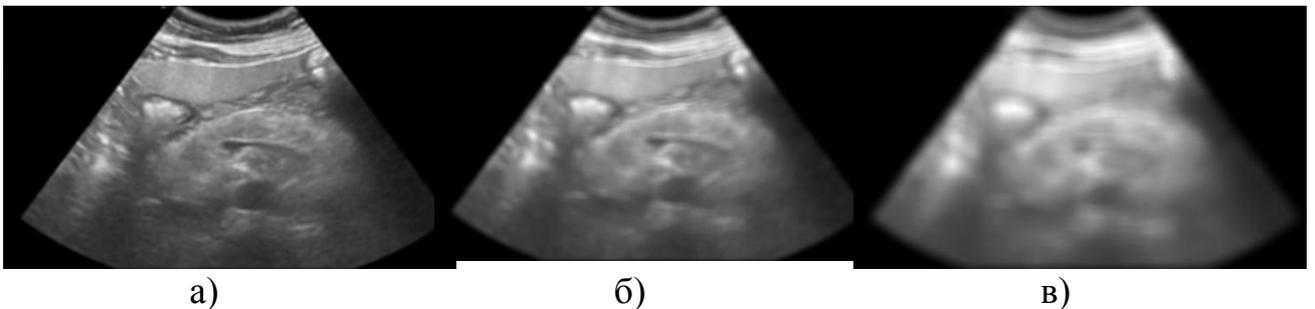


Рисунок 4 – Результаты фильтрации исходного рисунка 4а фильтром с ядром 8x8 (а), 16x16 (б), 32x32 (в)

С одной стороны, фильтрация с фильтрами высоких порядков позволяет убрать многочисленные помехи, что приводит к уменьшению количества ошибок распознавания контура, но, с другой стороны, фильтрация фильтрами высоких порядков может привести к сглаживанию неровного патологического контура и уменьшить чувствительность обнаружения патологий.

В третьем разделе разработаны метод и алгоритм поиска пикселей, входящих в границу контура ПЖ. В начале поиска использовалась реперная точка (6 на рисунке 3) на срединной линии (5 на рисунке 3) УЗИ снимка, которую определяют по графику свертки изображения с импульсной характеристикой одномерного вейвлета Хаара, что позволяет повысить согласованность, точность и эффективность определения контура.

Для автоматизированного поиска этой реперной точки представим столбец в срединной линии в качестве графика (рисунок 5).

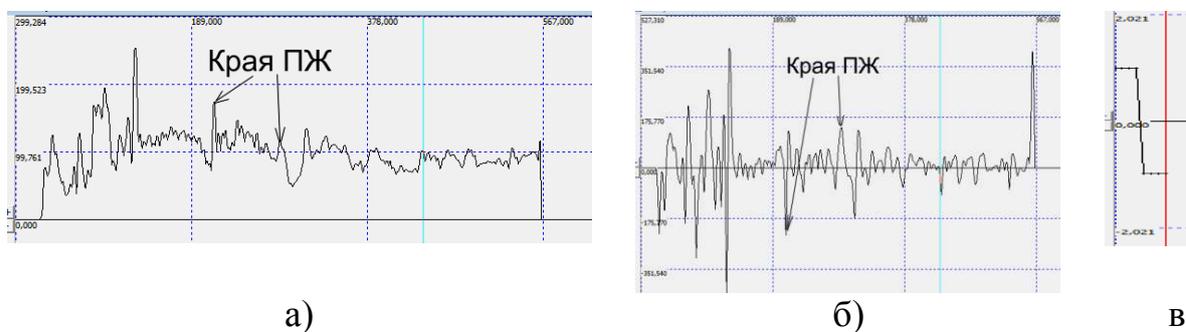


Рисунок 5 – График столбца срединной линии изображения на рисунке 3 (а) и свертка (б) этой функции с импульсной характеристикой (в) одномерного вейвлета Хаара, размерностью 8

В качестве детектора края поджелудочной железы используем модифицированный вейвлет Хаара. Если задать вейвлет Хаара размерностью 8 так, как показано на рисунке 5(в), то результат свертки этой импульсной характеристики с графиком, приведенном на рисунке 5а, показан на рисунке 5б. Как видим, положительным выбросам исходной функции соответствуют отрицательные импульсы результатов свертки, а отрицательным перепадам исходной функции соответствуют положительные импульсы результатов свертки. Максимальные значения результатов свертки находятся в левой части графика (в первой трети), то есть ближе к излучателям датчика и ближе к поверхности. Здесь регистрируются самые большие отражения сканирующего сигнала, так как сам сканирующий сигнал имеет самую большую амплитуду. Во второй трети графика аргумент минимума и максимума результата свертки можно использовать в качестве классификатора ординаты Y_{rep} реперной точки (передней стенки) ПЖ и заднего края контура:

$$Y_{rep} = \arg \left(\min(S_{N/2} * h8)_{t1}^{t2} \right) \quad (2)$$

где $S_{N/2}$ – срединная линия, N -количество столбцов изображения, $h8$ – импульсная характеристика вейвлета Хаара из 8 отсчетов, $t1, t2$ – область определения срединной линии, определяющая вторую треть от всей области определения, $*$ - операция свертки.

Как видно из рисунка 5б результат свертки имеет также другие пики и выбросы, которые в неблагоприятных случаях могут приводить к ложным решениям по поиску ординаты реперной точки. Поэтому этот относительно слабый классификатор предлагается усилить ансамблем из других классификаторов, которые можно построить из соседних столбцов на изображении, то есть из-за того, что передний край контура ПЖ является горизонтальной линией, то для поиска ординаты реперной точки контура можно использовать и несколько (K) i -х столбцов рядом со срединной линией. То есть вычислить

$$Y_{rep}(i) = \arg \left(\min_{t1}^{t2} \left(S_{\frac{N}{2}-i} * h8 \right) \right) \quad (3)$$

при $i=0..K$ $i = 0.. \pm K$, тогда

$$Y_{rep} = \frac{\sum_{i=-K}^K Y_{rep}(i)}{2 * K} \quad (4)$$

После определения реперной точки определяется система признаков на изображении для детектирования контура переднего края ПЖ. Для этой задачи, как уже отмечалось, эффективно подходят горизонтальные вейвлеты Хаара или детектор на основе частоты $\{x,y\}=\{0,1\}$ двумерного преобразования Уолша. Приведем результат свертки исходного изображения рисунка 3 с горизонтальным двумерным вейвлетом Хаара, размерностью 16×16 , причем для анализа будем использовать только отрицательные значения результата (см. рисунок 5б), которые подчеркивают передний край ПЖ, а положительные значения приравняем нулю. Результат такой операции приведен на рисунке 6.

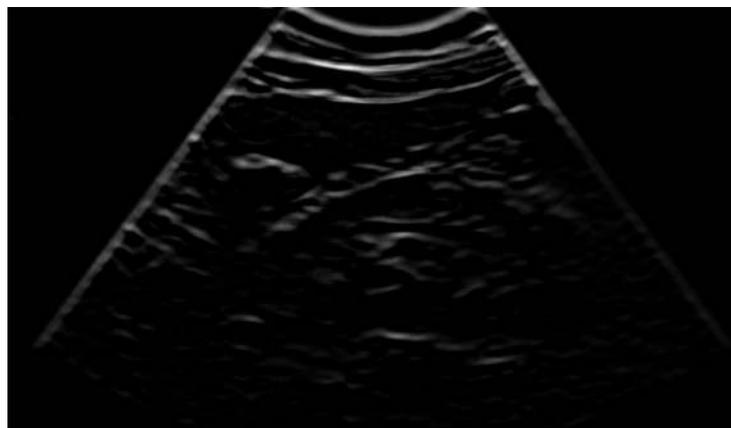


Рисунок 6 – Отрицательные значения результата свертки рисунка 3 с горизонтальным двумерным вейвлетом Хаара, размерностью 16×16

Координаты реперной точки известны, следовательно, необходимо двигаться вправо и влево от реперной точки и искать «свидетельства» наличия края в соседних столбцах с помощью классификаторов на основе свертки исходного изображения с горизонтальным двумерным вейвлетом Хаара. Алгоритм поиска края можно сформулировать следующим образом:

1 Рассчитываем отрицательные значения результата свертки исходного изображения с горизонтальным двумерным вейвлетом Хаара (рисунок 6).

2 Задаемся возможным отклонением d ординаты одной точки контура от другой.

3 Копируем в отдельный массив столбец результата шага 1 с абсциссой

$$x_0 + i, i = 1..X2, \text{ ординатой } y_0 \pm j, j = 1..d, \quad (5)$$

где $X2$ – правая граница поиска, x_0 – абсцисса реперной точки, y_0 – ордината предыдущего шага или реперной точки в нулевой итерации.

4 Аргумент максимума в массиве из шага 3 используется для расчета смещения ординаты контура в точке $x_0 + i$.

5 Повторить шаги 3 и 4 для левой части исходного изображения, поменяв приращение столбцов на противоположный знак: $x_0 - i, i = 1..X1$, где $X1$ – левая граница поиска.

Также необходимо принимать во внимание свойство непрерывности контура и, возможно, сглаживать результат такого поиска. Результат работы такого алгоритма приведен на рисунке 7. На этом рисунке приведен результат алгоритма поиска на всем изображении, без учета области поиска (зона 1 рисунок 3). Область поиска можно ограничить по результатам исследования амплитуды отрицательных значений результата свертки изображения с горизонтальным двумерным вейвлетом Хаара (рисунок 6).

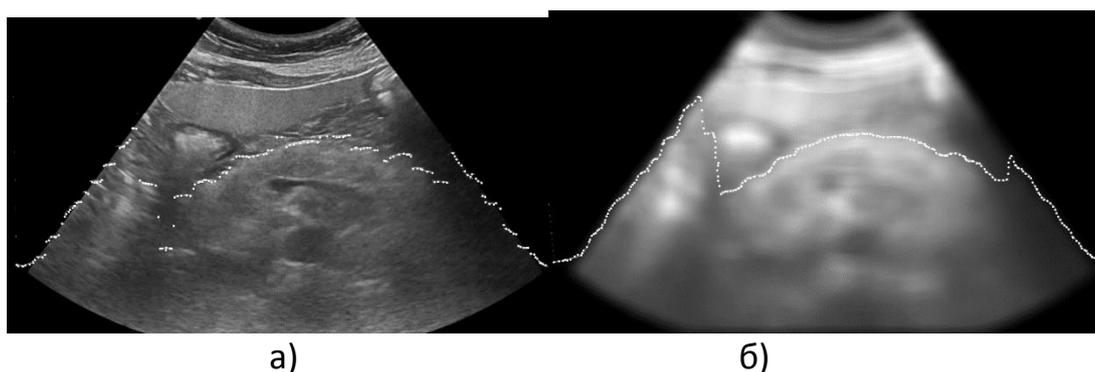


Рисунок 7 - Результат поиска переднего контура поджелудочной железы в исходном изображении (а) и после НЧ-фильтрации (б)

Задняя (внутренняя, проксимальная) часть контура ПЖ близко располагается как с гиперэхогенными структурами, такими как желчные протоки, так и с гипоэхогенными структурами, такими как селезеночная вена, нижняя полая вена и т.д. Кроме того, по форме эта часть контура имеет сложную Ω -образную форму, где есть и вертикальные участки, и

горизонтальные и наклонные. Получается, что разные фильтры применимы на разных участках этой части контура.

Поэтому предлагается вместо одного слабого классификатора использовать композицию (ансамбль) классификаторов. Для настройки композиции классификаторов используют хорошо исследованные алгоритмы машинного обучения – бустинга.

Одним из наиболее популярных алгоритмов бустинга является AdaBoost (Adaptive Boosting). Он работает следующим образом:

На первом шаге алгоритм обучает слабый алгоритм на исходных данных. Затем алгоритм вычисляет веса для каждого наблюдения в данных. Веса наблюдений, которые были классифицированы неправильно, увеличиваются, а веса наблюдений, которые были классифицированы правильно, уменьшаются. На третьем шаге алгоритм обучает новый слабый алгоритм на данных, взвешенных в соответствии с полученными весами.

Алгоритм повторяет шаги 2-3 до тех пор, пока не достигнет заданного предела или не улучшится точность классификации. На каждом шаге AdaBoost алгоритм обучает новый слабый алгоритм, который фокусируется на ошибках, сделанных предыдущими слабыми алгоритмами. Это позволяет AdaBoost постепенно улучшать точность классификации, обучая слабые алгоритмы, дополняющие друг друга.

В четвертом разделе проведены экспериментальные исследования, отражающие теоретические положения анализа и классификации сложноструктурируемых изображений, обоснованные во втором и третьем разделе диссертации. Осуществлено формирование обучающей выборки для комбинированного классификатора, на основе которой были обучены и протестированы алгоритм, основанный на AdaBoost для выделения контура границы ПЖ и классификатор заболеваний ПЖ, основанный на спектральном анализе границы сегмента ПЖ.

Разработан комбинированный классификатор для поиска контура границы ПЖ, позволяющий на основе информативных признаков, полученных в результате нелинейных двумерных спектральных преобразований в окнах 32x32 пикселя селектировать пиксели черезкожного УЗИ изображения ПЖ, принадлежащие контуру границы ПЖ и разработано программное обеспечение СППВР при диагностике заболеваний ПЖ, позволяющее формирование базы данных черезкожных УЗИ изображений ПЖ, определять двумерные спектральные преобразования Уолша и Хаара, и формировать из них дескрипторы для комбинированных классификаторов пикселей УЗИ изображений ПЖ, принадлежащих к контуру границы ПЖ, а также предназначенное для обучения полносвязных нейронных сетей, входящих в структуры классификаторов.

В основу работы классификатора заболеваний ПЖ положен анализ формы контура границ ПЖ на УЗИ снимке посредством преобразования Фурье и нейросетевого классификатора. Пример работы программы, реализующей

алгоритм построения контура границы ПЖ для левой и правой части ПЖ, основанный на вышеизложенных положениях, приведен на рисунке 8.

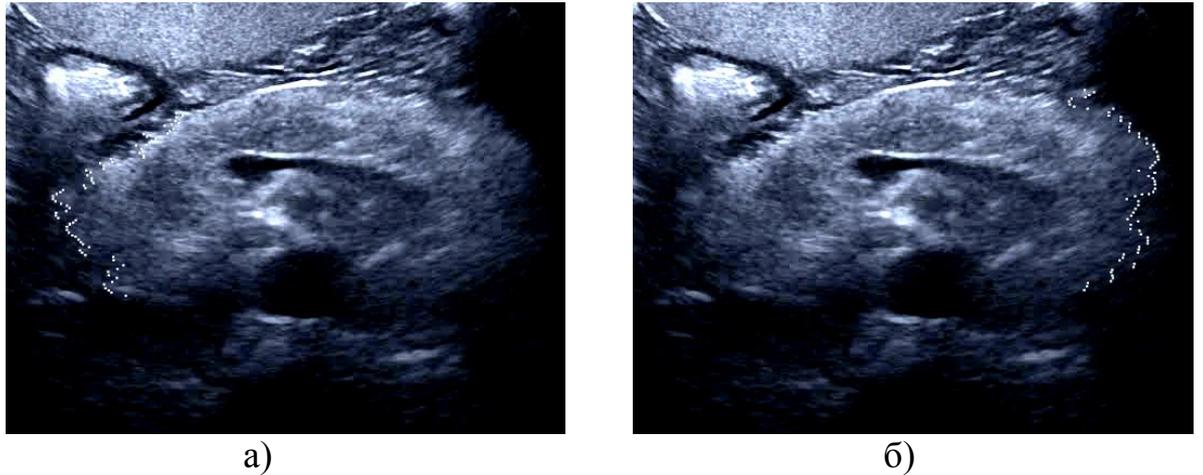


Рисунок 8 - Результат работы разработанного алгоритма построения контура границы поджелудочной железы для левой (а) и правой (б) ее частей

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:

$$\dot{z}_n = x_n + jy_n. \quad (6)$$

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

$$\dot{Z}_\ell = \frac{1}{L} \sum_{n=0}^{L-1} \dot{z}_n \exp(-j \frac{2\pi n \ell}{L}), \quad (7)$$

где L – число отсчетов на кривой (6), n – номер точки на кривой (6), ℓ – номер спектральной составляющей кривой (6), определяемой по формуле (4.10).

Примеры спектров Фурье контура границы ПЖ, полученные в декартовой системе координат, приведены на рисунке 9.

Обратное преобразование Фурье, примененное к этим коэффициентам, позволяет восстановить границу (6):

$$\dot{z}(n) = \sum_{\ell=0}^{L-1} \dot{Z}(\ell) \cdot \exp(j2\pi n \ell / N), \quad (8)$$

для $n = \overline{0, N-1}$.

Используя преобразование (8), можем определить наиболее релевантные спектральные коэффициенты, а также их чувствительность к различным преобразованиям.

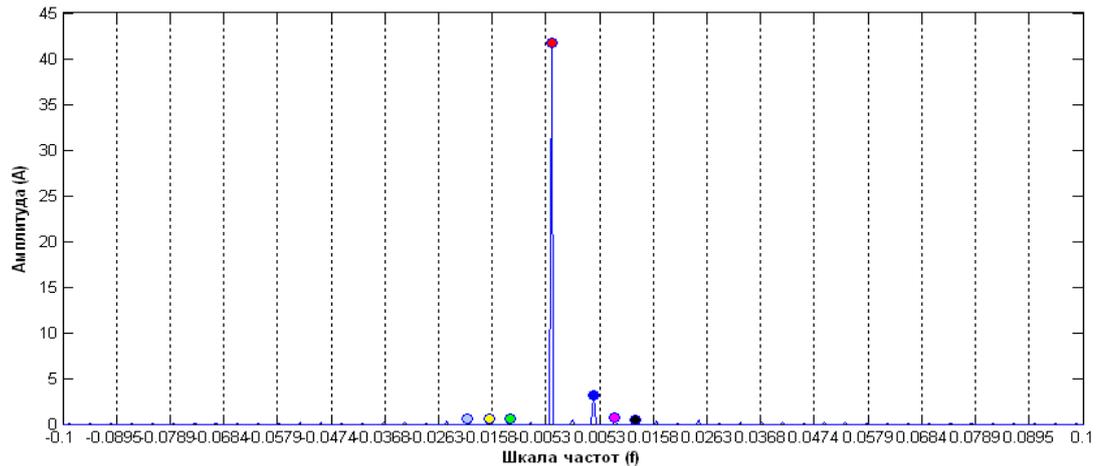


Рисунок 9 - Амплитудные спектры Фурье, полученные в декартовых координатах с подавлением нулевой гармоники (отстройки от «сдвига»)

Принцип формирования дескрипторов основан на том, что не все спектральные составляющие, входящие в множество $A = \{ \dot{Z}(\ell) \}$, $\ell = \overline{1, L}$, равнозначны по информативности. Поэтому формирователь информативных признаков осуществляет переход от множества к множеству $B = \{ \dot{Z}(\ell l) \}$, $\ell l \in L1$, причем $b_i \in A \forall i \in L1$.

Задача формирователя информативных признаков состоит в определении множества, формируемого в результате исключения из спектра элементов с номерами, попавшими во множество

$$\ell \in L \setminus L1 \quad (9)$$

Блок принятия решений реализован на основе нейронной сети (НС) прямого распространения. НС имеет два выхода, которые соответствуют двум разделяемым классам: «РПЖ» и «Индиферентный». На выходах НС присутствуют числа в диапазоне от нуля до единицы, которые интерпретируются как коэффициенты уверенности в принадлежности анализируемого контура к вышеперечисленным классам.

Для оценки качества выделения контура границы поджелудочной железы, Разработан способ основанный на модификации критерии Прэтта.

Метрики этой группы основаны на метрике Прэтта

$$IMP(A, B) = \frac{1}{\max(N(A), N(B))} \sum_{x \in A} \frac{1}{1 + \alpha \cdot d(x, B)^2}, \quad (10)$$

где $N(A)$ – количество точек в идеальном контуре (ground truth образ), $N(B)$ – количество точек в контуре, полученном в результате работы алгоритма сегментации, α - коэффициент, определяющий величину штрафа за неверные координаты точки контура (обычно полагают равным 1/9), $d(x, B)$ – расстояние от истинной точки контура, до ближайшей точки контура, полученного в результате работы алгоритма сегментации.

В формуле (10) не раскрывается как определить расстояние d . В данной работе это расстояние предложено определять следующим образом.

Формируем квадратное окно, которое передвигаем по пикселям идеальной границы. Размеры окна (величина диагонали квадрата) соответствуют максимальной допустимой ошибке, то есть максимально возможному расстоянию между действительным и истинным пикселем. Квадратное окно перемещается по пикселям идеального контура.

В квадратное скользящее окно попадают два сегмента контуров границ объекта: сегмент идеального контура и сегмент границы контура, построенный алгоритмом. Учитывая, что в идеальном контуре (построенном экспертом) и контуре, построенном компьютером, различное количество пикселей, то $IMP(A,B) \neq IMP(B,A)$, $0 < IMP(A,B) \leq 1$, $IMP(A,B) = 1$ тогда и только тогда, когда $A=B$, формула (10) была представлена в виде двух формул

$$IMP1 = \frac{1}{N(A)} \sum_{x \in A} \frac{1}{1 + \alpha \cdot d(x, B)^2}, \quad (11)$$

$$IMP2 = \frac{1}{N(B)} \sum_{x \in B} \frac{1}{1 + \alpha \cdot d(x, A)^2}, \quad (12)$$

а итоговая точность сегментации определялась как

$$IMP = \sqrt{IMP1^2 + IMP2^2}. \quad (13)$$

Для проверки качества выделения контуров ПЖ из созданной базы изображений ПЖ, выбрано 120 черезкожных УЗИ снимков в различных проекциях. Из Базы изображений была выделена обучающая выборка для алгоритма AdaBoost, содержащая 80 снимков, и контрольная (тестовая) выборка, содержащая 40 снимков. В качестве аналога разработанного метода выделения контура был взят детектор Канни.

Критерии(11), (12) и (13) определялись для каждого снимка, а затем находилось среднее значение этих критериев по совокупности распознанных алгоритмам границ контуров ПЖ. После выделения контура ПЖ в целях получения однопиксельной границы ПЖ полученная граница контура подвергалась морфологической обработке с оптимальным сочетанием операций пороговой обработки, эрозии и дилатации. Аналогичные операции проводились и над контурами границ ПЖ, выделенными детектором Канни.

Контур ПЖ считался выделенным, если в нем было распознано более 80% пикселей, относительно *ground truth* образа границы ПЖ. При пробелах в данных, контур ПЖ замыкался посредством морфологической обработки с использованием морфологических операторов *imclose*, *imfill*, *imopen*, *imerode*, *majority*, *bwperin*, *thin*.

По выбранным показателям качества классификации снимков УЗИ поджелудочной железы были протестированы различные модели классификаторов для различения сегментов, принадлежащих контуру границы поджелудочной железы, а также снимков класса «онкология» и индифферентный класс. Проведено сравнения показателей точности

выделения границ сегмента предложенным методом и известным детектором Канни. Диагностическая чувствительность классификатора заболеваний поджелудочной железы на основе анализа формы границы поджелудочной железы составили 94% что позволяет рекомендовать автоматизированную систему для использования в системах поддержки принятия решений врача ультразвуковой диагностики.

В заключении сформированы основные результаты диссертационной работы, рекомендации и перспективы дальнейшей разработки темы.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В диссертационной работе получены следующие основные результаты:

1. Выполнен системный анализ методов визуализации, анализа и классификации ультразвуковых снимков поджелудочной железы.

2. Разработан метод выделения контура границы поджелудочной железы на черезкожных ультразвуковых изображениях, заключающийся в использовании детектора состояния пикселей ультразвукового изображения на основе спектральных коэффициентов оконного двумерного преобразования Уолша, позволяющий определять контур поджелудочной железы в серошкальном изображении в условиях малых соотношений сигнал-шум.

3. Разработан автономный поисковый алгоритм выделения проксимального (заднего) контура сложной формы поджелудочной железы на черезкожном ультразвуковом изображении, заключающийся в использовании комбинированного каскадного классификатора, обеспечивающий показатели качества классификации пикселей контура границы поджелудочной железы, в среднем, на 20% выше, по сравнению с известными алгоритмами сегментации.

4. Разработано программное обеспечение для интеллектуальной поддержки, обработки и классификации черезкожных ультразвуковых изображений поджелудочной железы, обеспечивающее автоматизированное формирование дескрипторов и обучение нейросетевых классификаторов.

5. Разработан способ оценки показателей качества алгоритма выделения контура границ поджелудочной железы на черезкожном ультразвуковом изображении, позволяющий осуществлять сравнительную оценку алгоритмов сегментации поджелудочной железы.

6. Проведены экспериментальные исследования алгоритмов сегментации и классификации черезкожных ультразвуковых изображений поджелудочной железы. Оценка показателей качества классификатора, предназначенного для сегментации изображения показала, что они превосходят известные алгоритмы сегментации, в среднем, на 20%. Оценка показателей качества классификации УЗИ снимков поджелудочной железы по классам «онкология» - «индифферентный», показала, что они не ниже 85% по всем тестовым выборкам и по всем показателям.

Рекомендации. Результаты диссертационной работы могут быть использованы в системах поддержки принятия врачебных решений при синтезе классификаторов риска заболеваний поджелудочной железы.

Перспективы дальнейшей разработки темы. Разработка методов и алгоритмов для 3D представления и анализа границ поджелудочной железы, позволяющих повысить оперативность и точность скрининговой диагностики заболеваний поджелудочной железы.

СПИСОК НАУЧНЫХ РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ:

Публикации в ведущих рецензируемых научных журналах

1. Филист, С.А. Автоматизированная система классификации снимков УЗИ поджелудочной железы на основе метода поэлементного 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, № 4. – С. 1-19. doi: 10.26102/2310-6018/2023.40.1.021.

2. 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. doi: 10.21869/2223-1536-2024-14-1-67-87.

Публикации в изданиях, индексируемых в международной наукометрической базе Scopus

3. Filist, S.A. Classification of Medical Images Based on the Spectra of Local Windows / S.A. Filist, D.S. Kondrashov A.A. Kuz'min, A. Yu. Sukhomlinov, **Ch. Kh. Al'-Darradzi** // Biomedical Engineering. – 2024. – №57. – Pp. 321-324. doi: 10.1007/s10527-023-10324-5.

4. Kuzmin, A. Two-Dimensional Walsh Spectral Transform in Problems of Automated Analysis of Ultrasound Images / A.Kuzmin, **Al-Darraji C.**, A.Sukhomlinov, S.Filist // Creativity in Intelligent Technologies and Data Science. – 2023. – Vol. 1909. – Pp. 467-477. doi: 10.1007/978-3-031-44615-3_32.

Патенты и зарегистрированные программы для ЭВМ

5. Программа для анализа изображений и формирования информативных признаков (SIGNIMG)/ Кондрашов Д.С., Филист С.А., **Аль-Дарраджи Ч.Х.А.**//Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ RU 2023687693. Дата публикации:18.12.2023. Дата заявки:08.11.2023.

Статьи и материалы конференций

6. **Аль-Дарраджи, Ч.Х.** Гибридные интеллектуальные модели для классификации изображений видеоряда / Часиб Хасан Аль-Дарраджи, Горбачев И.Н., Бутусов А.В.// Лазерно-информационные технологии: труды XXX Международной научной конференции. – Новороссийск: БГТУ им. В.Г. Шухова», 2022. – С. 124-125.

7. Бутусов, А.В. Программное обеспечение для синтеза моделей классификаторов изображений видеоряда / А.В. Бутусов, Д.С. Кондрашов, И.Н. Горбачев, **Ч.Х. Аль-Дарраджи** // Медико-экологические информационные технологии: сборник научных статей по материалам XXV Международной научно-технической конференции. – Курск: ЮЗГУ, 2022. – С. 8-15.

8. Кондрашов, Д.С. Многомасштабные спектральные преобразования в классификаторах снимков видеоряда / Д.С. Кондрашов, Белозеров, В.А. И.Н. Горбачев, **Ч.Х.**

Аль-Дарраджи // Искусственный интеллект в решении актуальных социальных и экономических проблем XXI века: сборник статей по материалам Восьмой всероссийской научно-практической конференции с международным участием. – Пермь: ПГНИУ, 2022. – С. 62-68.

9. **Аль-Дарраджи, Часиб Хасан.** Многооконные спектры Уолша-Адамара в классификаторах снимков видеоряда / Часиб Хасан Аль-Дарраджи, А. Ю. Сухомлинов // Радиоэлектроника. Проблемы и перспективы развития [Электронный ресурс]: сборник трудов Восьмой всероссийской молодежной научной конференции. – Тамбов: ТГТУ, 2023. – С.338-340.

10. Кузьмин, А.А. Двумерное спектральное преобразование Уолша в системах искусственного интеллекта классификации ультразвуковых изображений/А.А. Кузьмин, **Часиб Хасан Аль-Дарраджи**, С.А. Филист, А.Ю. Сухомлинов// Нейроинформатика, её приложения и анализ данных: материалы XXXI Всероссийского семинара. – Красноярск: Институт вычислительного моделирования СО РАН, 2023. – С. 73-82.

11. **Аль-Дарраджи, Часиб Хасан.** Двумерное спектральное преобразование Уолша в задачах анализа ультразвуковых изображений внутренних органов человека/**Часиб Хасан Аль - Дарраджи**, А.Ю. Сухомлинов // Лазерно-информационные технологии - 2023: труды XXXI международной научной конференции. – Новороссийск: БГТУ им. В. Г. Шухова, 2023. – С. 188-191.

12. Кузьмин А.А. Детектор состояния пикселя ультразвукового изображения на основе оконного двумерного преобразования Уолша. / А.А. Кузьмин, **Часиб Х. Аль-Дарраджи**, А.Ю. Сухомлинов //Проблемы информатики в образовании, управлении, экономике и технике: сборник статей XXIII Международной научно- технической конференции. – Пенза: ПГУ, 2023. – С.167-171.

13. **Аль-Дарраджи, Часиб Хасан.** Нормализация ультразвуковых изображений в системах автоматизированного анализа/ Часиб Хасан Аль-Дарраджи, А.Ю. Сухомлинов, А.А. Кузьмин //Биотехнология и биомедицинская инженерия: сборник научных трудов по материалам XIII Всероссийской научно-практической конференции с международным участием, посвященной 88-летию Курского государственного медицинского университета. – Курск: КГМУ, 2023. – С.231-234.

14. **Аль-Дарраджи, Часиб Хасан.** Метод формирования дескрипторов на основе фурье-анализа контуров изображений неоплазий/ Часиб Х Аль-Дарраджи, А.Ю. Сухомлинов, И.А. Халин, Д.А. Фатнев//Медицинские приборы и технологии: сборник статей по материалам международной научной конференции. – Тула: ТулГУ, 2024. – С.177-182.