

На правах рукописи



Леонов Денис Владимирович

**УЛЬТРАЗВУКОВАЯ МЕДИЦИНСКАЯ ДИАГНОСТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА
НА ОСНОВЕ ДОПЛЕРОВСКОГО МЕРЦАЮЩЕГО АРТЕФАКТА**

Специальность 05.11.17

Приборы, системы и изделия медицинского назначения

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание учёной степени
кандидата технических наук

Москва 2018

Работа выполнена:

в федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Национальный исследовательский университет «МЭИ» (ФГБОУ ВО «НИУ «МЭИ»), г. Москва

Научные руководители:

кандидат технических наук, доцент, заведующий кафедрой «Основы радиотехники» ФГБОУ ВО «НИУ «МЭИ», г. Москва

Гречихин Вячеслав Александрович

кандидат физико-математических наук, доцент кафедры «Основы радиотехники» ФГБОУ ВО «НИУ «МЭИ», г. Москва

Кульберг Николай Сергеевич

Официальные оппоненты:

доктор физико-математических наук, доцент кафедры «Акустика» ФГБОУ ВО «Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова» (МГУ), г. Москва

Хохлова Вера Александровна

кандидат физико-математических наук, доцент кафедры «Акустика» Национального исследовательского Нижегородского государственного университета им. Н.И. Лобачевского (ННГУ), г. Нижний Новгород

Демин Игорь Юрьевич

Ведущая организация:

Акционерное общество «Акустический институт имени академика Н. Н. Андреева» (АО «АКИН»), г. Москва

Защита состоится 19 апреля 2019 г. в 12 часов на заседании диссертационного совета Д212.211.04 в ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет» по адресу: 390005, г. Рязань, ул. Гагарина, д. 59/1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет» и на сайте университета: <http://www.rsreu.ru>.

Автореферат разослан «__» _____ 2019 г.

Учёный секретарь
диссертационного совета
доктор технических наук, доцент



Г.В. Овечкин

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. В настоящее время ультразвуковая диагностика является одним из основных видов диагностики заболеваний внутренних органов, мягких тканей и кровеносных сосудов человека. Ультразвуковые медицинские диагностические устройства (УЗМДУ) имеются практически во всех отечественных медицинских учреждениях. А в крупных многопрофильных диагностических центрах, клиниках, больницах и госпиталях эксплуатируются десятки УЗМДУ. Разработчиками и изготовителями современных УЗМДУ являются крупнейшие зарубежные многопрофильные фирмы — транснациональные корпорации (General Electric, Siemens, Phillips, Toshiba, Aloka, Mindray и др.). Компоненты для УЗМДУ разрабатывают и изготавливают такие крупнейшие мировые производители, как фирмы Texas Instruments, Analog Device и пр.

В 1950х годах начали появляться первые опытные образцы ультразвуковых приборов, способные измерять скорость кровотока в спектральном режиме. Передовые разработки и испытания проводили Kalmus H.P., Satomura S., Franklin D.L., Baker D.W., Barber F.E., Watson N.W., Spencer M.P., Rushmer R.F., Reid J.M. и др. Дальнейшее развитие технологий к середине 1970х годов привело к созданию режима цветового доплеровского картирования (ЦДК). В режиме ЦДК формируется карта распределения кровотока или движения тканей, при этом рассчитанная скорость, мощность или турбулентность кодируются цветом и в режиме реального времени наносятся на серошкальное В-изображение.

Оценка вышеуказанных параметров в режиме ЦДК сопряжена с трудностями. Во-первых, согласно классической модели отражённый сигнал состоит из двух компонент: компонента отражения от тканей и компонента кровотока. Мощность отражения от тканей обычно на 20–60 дБ превышает отражение от кровотока. Во-вторых, длина комплексного ансамбля, поступающего на вход подканала ЦДК и представляющего собой амплитуды пиков корреляционных функций на выходе блока пространственно-временной обработки принятой пачки зондирующих импульсов, зачастую не превышает 3–17 отсчётов для обеспечения требования работы в режиме реального времени. Компонента отражения от тканей и компонента кровотока рассматриваются в отдельности, причем некорректное разделение компонент, обычно выполняемое на этапе фильтрации, может привести к появлению артефактов вспышки или неправильному отображению кровотока на экране УЗМДУ.

За последние двадцать лет появилось множество исследований, посвященных этапу фильтрации в режиме ЦДК. Классические фильтры с бесконечной и конечной импульсными характеристиками хорошо себя зарекомендовали на больших выборках при анализе быстрого кровотока, но в условиях, когда скорость кровотока невелика относительно движения тканей, когда их спектры перекрываются, такие фильтры не способны подавить сигнал от тканей полностью. Более эффективными здесь будут адаптивные и регрессионные алгоритмы. Такие алгоритмы развивали в различных приложениях цифровой обработки сигналов Анисимов С.Ю., Давыдов А.В., Торп Н., Yu A.C.H., Shen Z., Feng N., Løvstakken L., Yoo Y.M., Kargel C., Cobbold R.S.C., Wang P.D., Torres S., Gerbands J.J., Lo M.T., Hei C.K. и др.

Различение компонент отражения от тканей и кровотока позволяет бороться с артефактом вспышки, однако не способно побороть мерцающий артефакт — явление, проявляющееся в быстрой смене окрашенных пикселей в окрестности гиперэхогенного объекта. Единое мнение о причине возникновения артефакта отсутствует. Мерца-

ющий артефакт порой служит помехой при обследовании сосудов, а его неправильная интерпретация может привести к ошибочной оценке характеристик кровотока. Исследования Громова А.И., Кубовой С.Ю., Лелюка В.Г., Сапожникова О.А., Lu W., Hirsch M.S., Wang M., Sorensen M.D., Jamzad A., Ghersin E., Seghal C., Kamaya A., Aytac S.K., Behnam H. и др. показали потенциал мерцающего артефакта при обнаружении твердых минеральных включений. Таковыми включениями могут быть, например, микрокальцинаты, кальцинаты, камни, возникающие при нефро-, уретролитиазе и др. заболеваниях, связанных с отложением солей, газовые пузырьки, титановые скрепки и пр. объекты, способность сопротивляться изменению формы которых отличает их от окружающих тканей и жидкостей полых органов и каналов.

Проведённый обзор работ, посвященных обработке сигналов УЗМДУ, позволяет судить об актуальности задач разработки эффективной методики фильтрации кровотока, дополнения классической модели сигнала ЦДК компонентами, отвечающими за проявление мерцающего артефакта, и разработки методов различения и анализа этих компонент, а также разработки специального подканала их обнаружения.

Объектом исследования являются сигналы на входе подканала ЦДК УЗМДУ. Предметом исследования являются математические модели этих сигналов и алгоритмы их обработки.

Целью работы является повышение диагностической эффективности ультразвуковой медицинской системы за счёт углубленного анализа сигналов доплеровского тракта, связанных с мерцающим артефактом.

Задачи диссертационной работы

- 1 Теоретическое и экспериментальное исследование условий возникновения мерцающего артефакта, наблюдаемого на твердых минеральных включениях.
- 2 Дополнение математической модели эхосигнала компонентами, учитывающими особенности отражения от твердых минеральных включений.
- 3 Разработка способов обнаружения твердых минеральных включений, основанных на анализе сигналов мерцающего артефакта.
- 4 Проведение предварительных испытаний разработанной ультразвуковой медицинской диагностической системы.

Научная новизна результатов исследования

- 1 В доплеровском сигнале при ультразвуковой визуализации обнаружены ранее неизвестные компоненты: компонента, вызванная упругими колебаниями твердых минеральных включений, и компонента, несущая информацию о кавитации.
- 2 Разработан способ обнаружения твердых минеральных включений, позволяющий обнаруживать включения, совершающие упругие колебания, с вероятностью 45–97% за счёт применения инструментов корреляционного и энергетического анализа.
- 3 Разработан способ обнаружения твердых минеральных включений, позволяющий обнаруживать объекты, приводящие к появлению кавитационных микропузырьков, с вероятностью 90–99%.
- 4 Создана ультразвуковая медицинская диагностическая система на основе доплеровского мерцающего артефакта, позволяющая за счёт учета ранее неизвестных особенностей взаимодействия ультразвука с твердыми минеральными включениями повысить диагностическую эффективность картирования кровотока на 15–20% по сравнению с классическим цветовым доплеровским картированием кровотока.

Практическая значимость и научная ценность результатов. Разработанная система медицинского назначения позволяет подавлять мерцающий артефакт на картах кровотока и создавать карты расположения твердых минеральных включений.

Благодаря этому у врачей при УЗИ появляется возможность ранней диагностики онкологических заболеваний, характеризующихся наличием микрокальцинатов; ранней диагностики мочекаменной болезни.

Внедрение результатов работы. Результаты работы внедрены в серийные УЗМДУ фирмы «Спектромед» (г. Москва), а также в учебном процессе ФГБОУ ВО «НИУ «МЭИ». Все внедрения подтверждены соответствующими актами.

На защиту выносятся

- 1 Модель доплеровского сигнала, учитывающая сигналы, вызванные микроколебаниями объекта и кавитацией, позволяющая более полно описать разновидности доплеровских сигналов по сравнению с классической моделью доплеровского сигнала.
- 2 Способ обнаружения твердых минеральных включений, позволяющий обнаруживать объекты, совершающие упругие колебания, с вероятностью 45–97%.
- 3 Способ обнаружения твердых минеральных включений, позволяющий обнаруживать объекты, приводящие к появлению кавитационных микропузырьков, с вероятностью 90–99%.
- 4 Ультразвуковая медицинская диагностическая система на основе доплеровского мерцающего артефакта, позволяющая повысить диагностическую эффективность картирования кровотока на 15–20% по сравнению с классическим цветовым доплеровским картированием кровотока.

Апробация работы. Результаты диссертационного исследования изложены в 55 печатных работах, в их числе 15 статей в журналах, включённых в текущий перечень ВАК, 17 тезисов докладов на конференциях, 19 статей в сборниках научных трудов, 2 свидетельства о регистрации программ для ЭВМ, 2 патента на регистрацию изобретения и полезной модели.

Основные положения и результаты работы докладывались и обсуждались на конференциях: «Computer Assisted Radiology and Surgery» (Berlin, 2018 г.); «Фундаментальные проблемы радиоэлектронного приборостроения» (МИРЭА, 2013–2017 гг.); «Радиоэлектроника, электротехника и энергетика» (НИУ «МЭИ», 2012–2018 гг.); «Информатика, управление и системный анализ» (ТГТУ, 2016 г.); The International Scientific Symposium “Sense. Enable. SPITSE.” (СПбГЭТУ, НИУ «МЭИ», 2015–2017 гг.); «Радиоэлектронные устройства и системы для инфокоммуникационных технологий» РНТО РЭС им. А.С. Попова, посвященной Дню радио (МТУСИ, 2013 и 2015 гг.); «Цифровая обработка сигналов и ее применение-DSPA’2013» (ИПУ РАН, 2013 г.).

Результаты работы были отмечены именными стипендиями ФГБОУ ВО «НИУ «МЭИ» и Правительства РФ, а также премией молодым ученым имени профессора Ю.Н. Соколова. Работа поддержана грантом РФФИ 17-01-00601 «Исследование шумов медицинских диагностических изображений: перспективы шумоподавления, анализ диагностической информативности шумовой картины».

Структура и объём работы. Диссертация состоит из введения, пяти разделов, заключения и списка литературы. Общий объём диссертации составляет 149 страниц, содержатся 39 иллюстраций, 6 таблиц и 156 источников.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность работы, дано краткое описание проблемы, проведён анализ современного состояния вопроса, сформулированы цель работы и решаемые задачи, указаны научная новизна и практическая значимость полученных результатов, а также выносимые на защиту положения.

В первом разделе рассматривается комплекс алгоритмов обработки сигналов канала цветового доплеровского картирования кровотока (ЦДК). Представлены результаты обзора литературы по теории построения канала ЦДК. Разработана специализированная компьютерная программа, позволяющая обрабатывать массив входных данных канала ЦДК. Программа предназначена для исследования возможностей улучшения показателей качества режима ЦДК и оценки перспектив разработки нового режима на базе ЦДК, позволяющего обнаруживать конкременты и кальцинаты. На качество карты кровотока влияют артефакты, целостность области кровотока и точность определения его параметров. Программа позволяет оценить эти факторы, а значит, и качество карты кровотока.

Во втором разделе программа будет использоваться для создания и исследования новой методики фильтрации, позволяющей повысить чувствительность канала ЦДК к сигналу кровотока, в третьем — для исследования особенностей сигнала мерцающего артефакта, и в четвёртом — для разработки способа обнаружения твердых минеральных включений.

На вход программы поступают данные из приёмного тракта ультразвукового медицинского диагностического устройства (УЗМДУ). Доплеровские данные прошли некоторую предварительную обработку в тракте прибора: выполнялась полосовая фильтрация, пространственно-временная обработка и преобразование Гильберта, с помощью которого формировался полный аналитический сигнал.

При формировании одного кадра в режиме ЦДК облучение объекта повторяется несколько раз. Количество повторов K в исследованиях составляло 5, 9 и 17. Фактически строится серия из K изображений, отражающих меняющееся состояние исследуемой области с некоторой разницей во времени. Для этого по каждому лучу сканирования формируется пачка из K акустических импульсов на частоте ω_0 , следу-

ющих с интервалом $T_{PRF} = \frac{2\pi}{\omega_{PRF}}$. При поступлении в тракт приёма эти сигналы усили-

ваются, оцифровываются и подвергаются преобразованию Гильберта для формирования аналитического сигнала. Таким образом, доплеровские данные могут быть представлены в виде четырёхмерного массива комплексных чисел V_{klmn} , где k, l, m, n — номера импульса в доплеровской пачке, луча, отсчёта и кадра, соответственно. Совокупность K комплексных амплитуд в каждой точке исследуемой области представляет собой ансамбль $\mathbf{x} = [x_0, x_1, \dots, x_{K-1}]^T$.

Принято использовать следующую модель элементов такого ансамбля:

$$x_k = P_k e^{i\varphi_0} \left((A_k e^{i\omega_A t_k} + B_k) e^{i\omega_B t_k} + E_k \right), \quad (1)$$

где P_k — действительная амплитуда сканирующего импульса в моменты времени t_k , ($t_k = kT_{PRF}$ — промежуток времени между нулевым и k -м импульсом в пачке) $k = 0, 1, \dots, K-1$;

A_k — комплексная амплитуда сигналов от кровотока, $\omega_A = \frac{2v_A}{c} \omega_0$ — доплеровский сдвиг частоты, обусловленный движением крови со скоростью v_A , c — скорость звука в зондируемых тканях;

B_k — комплексная амплитуда сигналов от малоподвижных тканей, которая обычно на 20–30 дБ превосходит амплитуду сигналов от кровотока. $\omega_B = \frac{2v_B}{c} \omega_0$ — доплеровский

сдвиг частоты, обусловленный движением тканей и колебаниями датчика, v_B — скорость движения тканей относительно датчика;

E_k — комплексная компонента, характеризующая тепловой шум и шумы квантования и дискретизации в тракте приёма и первичной обработки сигнала; её амплитуда на 10–15 дБ меньше амплитуды сигнала от кровотока;

φ_0 — случайная начальная фаза последовательности.

Основными стадиями обработки в режиме ЦДК являются фильтрация эхосигналов, расчёт параметров кровотока, маскирование, цветовое кодирование и наложение карты кровотока на серошкальное изображение.

Во втором разделе формулируется модель доплеровского сигнала, даётся описание алгоритмов полиномиальной и адаптивной регрессии, алгоритма разложения на эмпирические моды, предлагается новый фильтр медленного кровотока, полученный на основе комбинации алгоритма компенсации движения тканей, фильтра полиномиальной регрессии и рекурсивной линейной фильтрации, используемой для накопления данных и подавления случайной составляющей в массиве коэффициентов корреляции. Экспериментальное исследование алгоритмов проводится на компьютерной модели, физическом фантоме и данных *in vivo* с использованием методов анализа профиля кровотока и кривых рабочей характеристики приёмника. Целесообразность развития режима ЦДК подтверждена врачами ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии Департамента здравоохранения города Москвы».

В режиме ЦДК на экране УЗМДУ отображается карта кровотока, но, помимо кровотока, отражённый сигнал может содержать компоненты, вызванные колебаниями тканей, пульсацией стенок сосудов и сокращениями сердца, дрожанием руки врача, перистальтикой кишечника и т.д. Подавление этих колебаний фильтром высоких частот является важным этапом обработки доплеровского сигнала. На фоне большой относительной скорости тканей спектр кровотока может оказаться незаметным, а применение классических фильтров с бесконечной и конечной импульсными характеристиками приведёт к ошибке определения скорости и прочих параметров кровотока. Ситуация усугубляется спецификой данных ЦДК: длина выборки обычно составляет от 3 до 17 отсчётов, сигнал тканей на 20–60 дБ превышает сигнал кровотока. Для минимизации ошибки определения скорости кровотока применяются регрессионные и адаптивные алгоритмы.

Для быстрого кровотока обычно предполагают, что доплеровская частота $\omega_B \gg \omega_A$, поэтому её влиянием пренебрегают. Также обычно исключается из рассмотрения амплитудная составляющая сканирующего импульса P_k , тогда модель (1) принимает альтернативный вид:

$$x_k^a = A_k e^{i\omega_A t_k} + B_k e^{i\omega_B t_k} + E_k. \quad (2)$$

На этапе фильтрации подавляется компонента B_k . Поскольку основными мало-подвижными отражателями при доплеровской визуализации являются стенки кровеносных сосудов, эта фильтрация получила название «wall filtering». Таким образом, результатом фильтрации является сигналы вида:

$$\tilde{x}_k = A_k e^{i\omega_A t_k} + E_k. \quad (3)$$

Однако пренебрежение влиянием ω_B на компоненту A_k приводит к ошибкам, которые особенно сказываются при медленном кровотоке. Поэтому в диссертации

предлагается снизить влияние ошибок за счет дополнения алгоритма фильтрации этапом компенсации движения тканей.

В качестве алгоритмов с адаптивным базисом рассматривались алгоритм Карунена—Лоэва и алгоритм разложения на эмпирические моды.

Первый подход в силу разницы в происхождениях носит различные названия: преобразование Хотеллинга, метод главных компонент, дискретное преобразование Карунена — Лоэва. Согласно ему, ансамбль «медленного» времени разлагается следующим образом:

$$\mathbf{x} = \sum_{k=0}^{K-1} \gamma_k \mathbf{e}_k, \quad E\{\gamma_l \gamma_l\} = \begin{cases} \lambda_k, & k=l, \\ 0, & k \neq l, \end{cases} \quad (4)$$

где γ_k — k -й коэффициент разложения, а \mathbf{e}_k и λ_k — собственный вектор и собственное число, соответствующие k -й ортогональной базисной функции. Собственные векторы и собственные числа связаны с ансамблем соотношением:

$$\sum_{k=0}^{K-1} \lambda_k \mathbf{e}_k \mathbf{e}_k^H = E\{\mathbf{x}\mathbf{x}^H\} = \mathbf{R}_x. \quad (5)$$

Корреляционная матрица \mathbf{R}_x строится посредством накопления по множеству экспериментально измеренных ансамблей \mathbf{x} .

Сущность второго подхода состоит в последовательном вычислении функций эмпирических мод c_j и остатков r_j :

$$x_k = \sum_{j=1}^m c_j(t_k) + r_m(t_k), \quad (6)$$

где m — количество эмпирических мод.

В алгоритме Карунена — Лоэва базисными функциями являются сингулярные векторы доплеровского ансамбля. В алгоритме разложения на эмпирические моды — определенные функции, найденные по итеративному алгоритму. Предполагается, что базисная функция с наименьшей частотой соответствует компоненте отражения от тканей. Поэтому эта функция проецируется на ансамбль ЦДК и вычитается из него по методу наименьших квадратов.

Анализ алгоритмов фильтрации проводился как на компьютерной модели, так и на данных, полученных *in vivo* и *in vitro*. В частности, по результату обработки данных *in vitro* построены кривые обнаружения доплеровского сигнала (Рисунок 1).

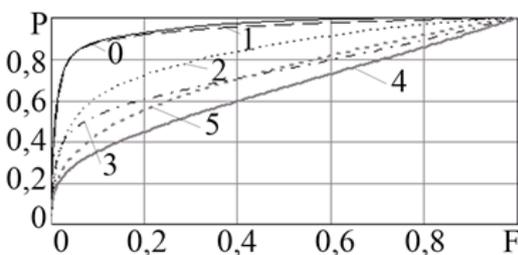


Рисунок 1 — Кривые обнаружения доплеровского сигнала. P — вероятность истинного обнаружения; F — вероятность ложной тревоги; 0 — предлагаемая схема фильтрации; 1 — алгоритм Карунена — Лоэва с подавлением одной компоненты; 2 — алгоритм разложения на эмпирические моды, использующий первую эмпирическую моду при кусочно-линейной интерполяции; 3 — алгоритм линейной регрессии; 4 — алгоритм Карунена — Лоэва с подавлением двух компонент; 5 — алгоритм разложения на эмпирические моды, использующий первую эмпирическую моду при кубической сплайновой интерполяции

линейной интерполяции; 3 — алгоритм линейной регрессии; 4 — алгоритм Карунена — Лоэва с подавлением двух компонент; 5 — алгоритм разложения на эмпирические моды, использующий первую эмпирическую моду при кубической сплайновой интерполяции

Из анализа Рисунка 1 видно, что алгоритмы 0, 1 и 2 продемонстрировали хорошие результаты. Однако значительная вычислительная сложность алгоритмов 1 и 2 затрудняет их использование в режиме ЦДК. Они уступают предлагаемой схеме фильтрации по быстродействию в 5,3 и 8,8 раза, соответственно. Предлагаемая схема фильтрации, напротив, характеризуется высоким быстродействием и может быть использована в существующих УЗМДУ.

В третьем разделе исследуется возможность обнаружения конкрементов и кальцинатов при акустической визуализации. Исследуется мерцающий артефакт, который проявляется в виде быстро меняющихся окрашенных пикселей в окрестности гиперэхогенных объектов. В спектральном доплеровском режиме при этом наблюдается «белый» шумовой спектр. Данный эффект может быть использован как дополнительный клинический признак при диагностике камней в почках и кальцинатов в мягких тканях.

Сигналы мерцающего артефакта исследовались на экспериментальной установке, схема которой представлена на Рисунке 2. Главным элементом установки являлся исследовательский прибор Сономед-500 с возможностью съёма «сырых» данных. Полученные данные обрабатывались на компьютере в представленной в первом разделе программе. Полученные изображения при необходимости сопоставлялись с сонограммами прибора Medison Sonoace 8000 EX Prime, служившего эталоном. В одном из фантомов содержался сосуд, в другом — твердые минеральные включения, на которых наблюдался мерцающий артефакт.

В результате исследования в модель (1) введены новые компоненты, описывающие сигналы мерцающего артефакта:

$$x_k = P_k e^{i\varphi_0} \left((A_k e^{i\omega_A t_k} + B_k + C_k e^{i\varphi_k} + D_k) e^{i\omega_B t_k} + E_k \right), \quad (7)$$

где C_k — амплитуда сигнала, вызванного колебаниями конкремента, D_k — комплексное приращение амплитуды, вызванное влиянием кавитации. Типичный вид сигналов в комплексной плоскости представлен на Рисунке 3.

Мощность сигнала от конкремента на 0–10 дБ превосходит амплитуду сигналов от мягких тканей. Предполагается, что конкремент может совершать движения вместе

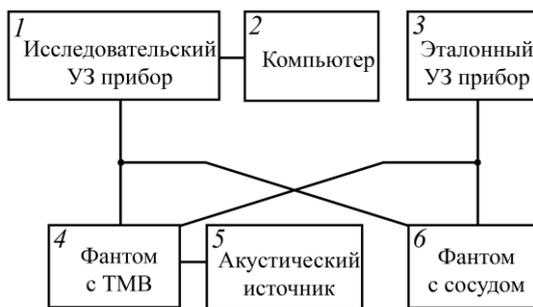


Рисунок 2 – Схема стенда

с окружающими его малоподвижными тканями. Следовательно, ему также соответствует доплеровский сдвиг частоты, равный ω_B . Помимо этого, конкремент может совершать вынужденные колебания под действием акустической радиационной силы. Эти колебания приводят к дополнительному изменению фазы сигнала, обозначенному здесь φ_k . Величины этого сдвига оцениваются по формуле:

$$\varphi_k = \frac{\omega_0 R}{c} \sin(\omega_c t_k), \quad (8)$$

где $R \ll \lambda = \frac{2\pi c}{\omega_0}$ — амплитуда вынужденных колебаний конкремента вдоль луча, ω_c — частота этих колебаний.

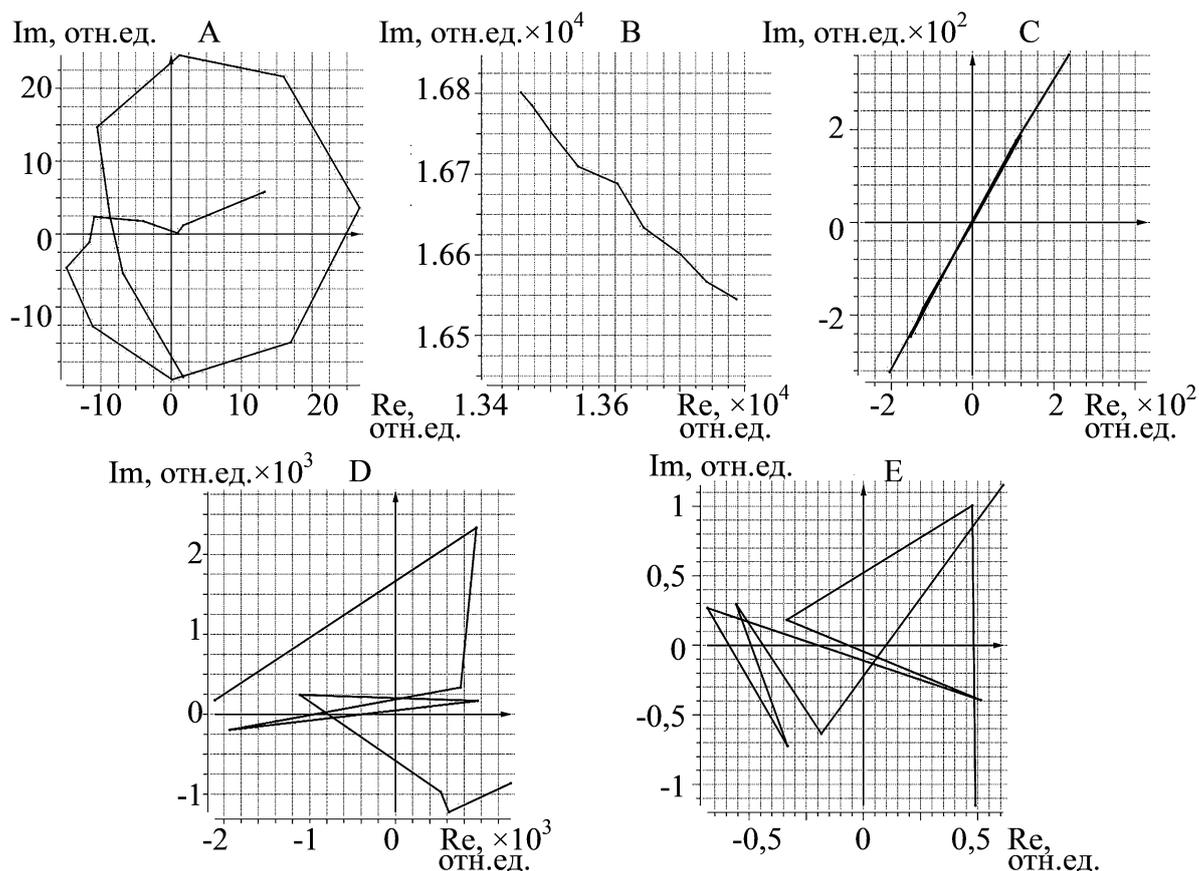


Рисунок 3 – Типичные сигналы в комплексной плоскости, полученные в экспериментах при использовании ультразвукового доплеровского и разработанного в диссертации специализированного фантомов: А — отражение от движущихся частиц в потоке жидкости после ВЧ фильтрации; В — медленный тренд, вызванный движением тканей; С — колебания кальцината в упругой среде под воздействием радиационной силы; D — кавитационная диаграмма, полученная при облучении вертикального алюминиевого стержня в агаровом желе; E — «чистый» шум после ВЧ фильтрации. По осям отложены дискретные единицы на выходе формирователя луча, нормированные на СКО сигнала E

Мощность сигнала D_k обычно несколько больше, чем C_k . Предполагается, что D_k меняется от импульса к импульсу непредсказуемым образом.

Основным результатом раздела является выявление условий возникновения и характерного вида сигналов с преобладанием описанных компонентов (Рисунок 3). Представленные на графиках сигналы, очевидно, подчиняются существенно различным закономерностям. В следующем разделе будут предложены формальные правила различения этих сигналов.

В четвёртом разделе описан опыт разработки способа, позволяющего обнаруживать твердые минеральные включения (ТМВ) при акустической локации в доплеровских режимах. Под ТМВ понимаются объекты, которые существенно отличаются по плотности и сжимаемости от окружающих тканей и жидкостей, например, микрокальцинаты, кальцинаты, камни, возникающие при нефро-, уретролитолизе и др. заболеваниях, связанных с отложением солей, пузырьки, стенты, титановые скрепки и пр.

В обычном режиме ЦДК при визуализации строится маска, отмечающая те области на изображении, где возможно наличие движущихся объектов. Широко применяется маска по среднеквадратичному отклонению:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} |\tilde{x}_k|^2}, \quad (9)$$

где \tilde{x}_k — k -й элемент ансамбля \mathbf{x} после подавления сигналов от малоподвижных тканей. Эта маска пропускает значения, превышающие некоторый заданный порог. В модели (7) рост величины σ возможен только за счет компоненты A_k . Поскольку уровень шума E_k известен, все сигналы, превысившие вычисленный по нему порог, интерпретируются как кровоток и пропускаются маской.

Но компоненты C_k и D_k , соответствующие отражению от ТМВ, также не подавляются ФВЧ, предназначенным для исключения малоподвижных объектов. При этом они имеют достаточную мощность, чтобы пройти маску (9), изначально рассчитанную на обнаружение только компоненты A_k . В результате, наряду с картированием движущихся участков, в доплеровском режиме на изображении появляются дополнительные окрашенные области. Происходит неверная их интерпретация, и эти компоненты, вместо того, чтобы стать самостоятельным полезным признаком, превращаются в «артефакт», мешающий картированию кровотока.

В другом варианте энергетической маски используется средняя амплитуда исходного сигнала x_k :

$$\mu = \frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} |x_k|. \quad (10)$$

Такой вариант часто используют для нахождения крупных сосудов, поскольку просвет сосуда выглядит гипоехогенным на фоне других тканей. Эта маска при традиционном картировании кровотока пропускает значения ниже некоторого заданного порога. Её использование позволяет разработчикам приборов частично снизить влияние мерцающего артефакта. В разработанном в диссертации способе аналогичная маска будет использоваться «наоборот»: для обнаружения конкрементов и кальцинатов как гиперэхогенных объектов будут пропускаться сигналы, превышающие некоторый порог.

Компонента C_k , обусловленная упругими колебаниями ТМВ, отличается от сигнала кровотока тем, что действительная и мнимая части изменяются синфазно, в то время как в сигнале кровотока действительная и мнимая составляющие сдвинуты на $\pi/2$ (сравните Рисунки 3С и 3А). Благодаря этому корреляция между действительной и мнимой частями такого сигнала довольно значительна. Для количественной оценки этой зависимости мы используем модуль коэффициента корреляции действительной и мнимой частей сигнала:

$$r_{\text{re,im}} = \frac{\left| \sum_{k=0}^{K-1} \text{re } \tilde{x}_k \cdot \text{im } \tilde{x}_k \right|}{\sqrt{\sum_{k=0}^{K-1} |\text{re } \tilde{x}_k|^2 \sum_{k=0}^{K-1} |\text{im } \tilde{x}_k|^2}}. \quad (11)$$

Компонента D_k , связанная с кавитацией, отличима от компоненты кровотока A_k по характерному низкому значению модуля коэффициента попарной корреляции:

$$r = \frac{\left| \sum_{k=0}^{K-2} \tilde{x}_k \cdot \tilde{x}_{k+1}^* \right|}{\sqrt{\sum_{k=0}^{K-2} |\tilde{x}_k|^2 \sum_{k=0}^{K-2} |\tilde{x}_{k+1}|^2}}. \quad (12)$$

От шума в тракте приёма E_k она отличается по большему значению σ .

На основе анализа отражения от конкрементов и кальциатов предложен алгоритм обработки данных, обладающий повышенной чувствительностью к таким эхосигналам. Процедура различения сигналов, помимо анализа величин (9) и (10), будет включать анализ величин (11) и (12).

На Рисунке 4 представлены экспериментально определенные закономерности распределения четырёх рассмотренных параметров для выборок с преобладанием описанных выше компонент доплеровского сигнала.

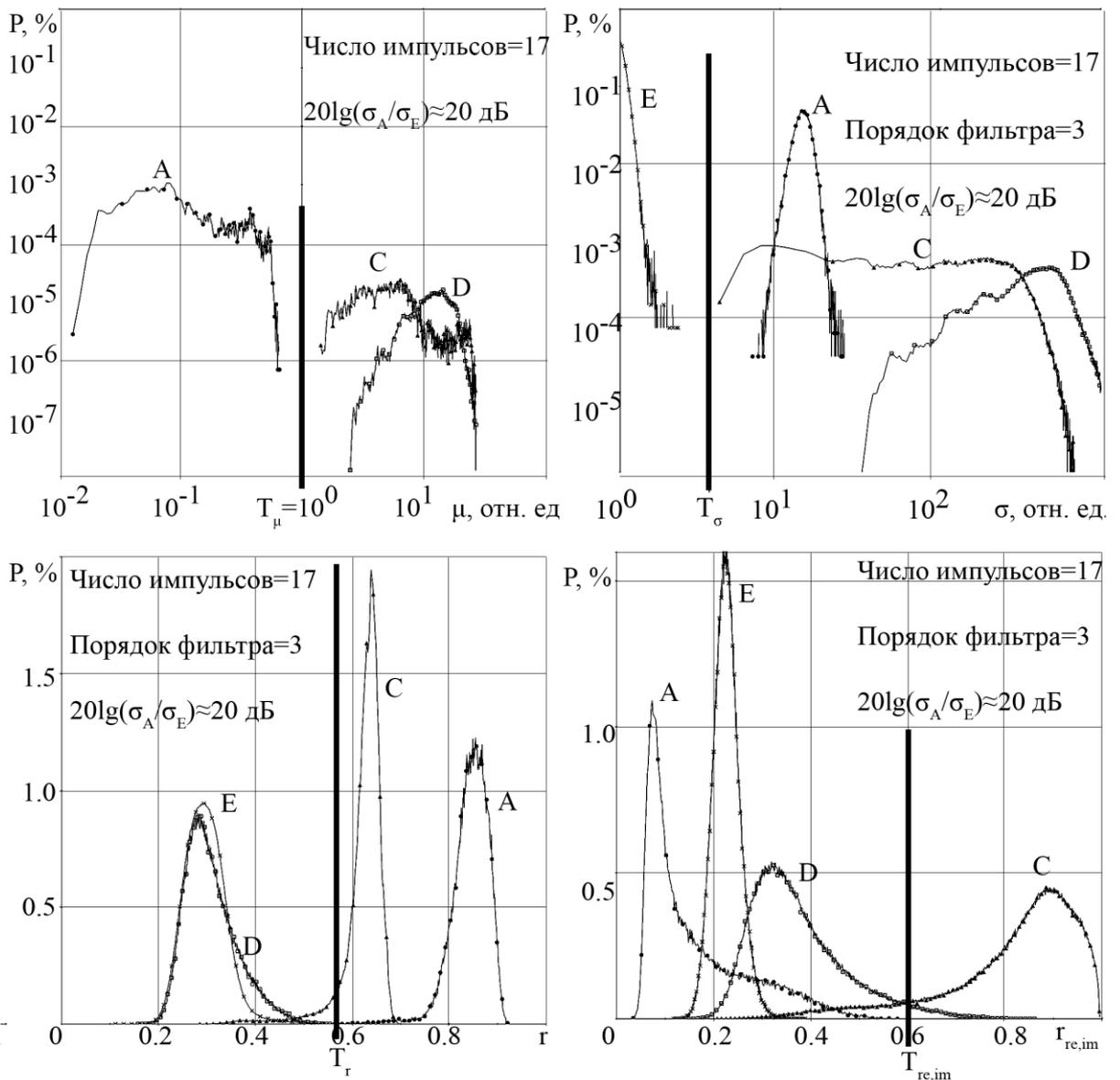


Рисунок 4 – Распределение вероятностей рассчитываемых параметров для основных компонент доплеровского ансамбля. Вертикальные линии с отметками $T_r, T_{re,im}, T_\sigma, T_\mu$ обозначают пороги

Так, компонента A_k может быть обнаружена на фоне шума по различию в величине коэффициента попарной корреляции, описываемого формулой (12). На Рисунке 4 для r можно видеть, что компонента A_k находится справа и чётко отделима от компонент D_k и E_k .

Для выделения каждой из двух новых компонент мы предлагаем вычисление специфических для них масок, пользуясь формулами (9–12). Установим для каждого из параметров $r, r_{re,im}, \sigma, \mu$ некоторые соответствующие им пороговые значения $T_r, T_{re,im}, T_\sigma, T_\mu$.

Значение маски будет представлять собой булево выражение, составленное из предикатов сравнения. Так, для определения видимости компоненты A_k , как уже говорилось, традиционно используются параметры μ и σ . Соответствующее логическое выражение для маски имеет вид:

$$M_A = (\sigma > T_\sigma) \& (\mu < T_\mu). \quad (13)$$

С учетом изложенных выше соображений, скорректированная маска принимает вид:

$$M_A = (r > T_r) \& (r_{re,im} < T_{re,im}) \& (\sigma > T_\sigma) \& (\mu < T_\mu). \quad (14)$$

Можно видеть, что добавление двух новых условий позволит устранить с карты кровотока все неуместные здесь признаки мерцающего артефакта.

Точно так же записываются выражения масок для двух оставшихся компонент сигнала:

$$M_C = (r_{re,im} > T_{re,im}) \& (\sigma > T_\sigma) \& (\mu > T_\mu), \quad (15)$$

$$M_D = (r < T_r) \& (r_{re,im} < T_{re,im}) \& (\sigma > T_\sigma) \& (\mu > T_\mu). \quad (16)$$

Для шумовой компоненты E_k маска не вычисляется, однако у нее есть свой характерный набор признаков. В Таблице 1 показано, какие сочетания пороговых критериев позволяют выделить тот или иной компонент сигнала.

Таблица 1 – Принципы построения масок для выделения различных компонент сигнала (плюс означает пропускание сигнала, превышающего некоторый порог, минус — сигнала, не достигающего порога, 0 — параметр не используется). Более темным фоном отмечены признаки, использующиеся в классической схеме ЦДК

Параметр	Компонента			
	A_k	C_k	D_k	E_k
r	+	–	–	–
$r_{re,im}$	–	+	–	–
$\sigma = \text{stddev}[\tilde{x}]$	+	+	+	–
$\mu = M[x]$	–	+	+	0

Выбор порогов осуществлялся на основе распределений, представленных на Рисунке 4, с использованием байесовского подхода. При этом рассчитывались такие значения порогов, при которых вероятность истинного обнаружения была наибольшей, а вероятность ложной тревоги — наименьшей. Априорные вероятности каждого из явлений определялись на основании экспериментальных выборок.

После маскирования выделенные области окрашиваются цветом, делающим их заметными на фоне серошального В-изображения. В классическом режиме ЦДК цветом кодируется направление потока: красным — в сторону датчика, синим — от датчика. Величина скорости кровотока кодируется оттенками синего (голубого) и красного (желтого).

В предлагаемом режиме цветом кодируется тип сигнала от ТМВ. Жёлтый цвет обозначает сигналы с преобладанием компоненты упругих колебаний C_k , голубой — область кавитации (компонента D_k). Результаты предварительных испытаний режима представлены в следующем разделе.

В пятом разделе представлены результаты предварительных испытаний нового диагностического режима обнаружения ТМВ (см. Рисунки 5 и 6). Данный режим полностью разработан в диссертационной работе. Его действие основано на анализе цифровых записей «сырых» радиочастотных сигналов, полученных из доплеровского тракта ультразвукового сканера. Показано, что данный режим может быть полезен при обнаружении различных ТМВ: мелких почечных камней, кальцинатов в опухолях различной этиологии и пр. Даны теоретически обоснованные рекомендации по настройке УЗ прибора, позволяющие достичь лучшей визуализации мерцающего артефакта на серийных приборах, не имеющих специального режима.

На Рисунках 5 и 6 представлены зависимости пороговых значений для выделения полезных компонент сигнала и соответствующие вероятности истинного обнаружения и ложной тревоги, полученные в экспериментах. Вероятности и пороги явно зависят от мощности УЗ сигнала и числа импульсов в пачке (на всех графиках сплошная линия графика означает результаты, полученные при 17 зондирующих импульсах в пачке, пунктирная — для 5). При дальнейшей работе с режимом рассчитанные пороги будут использо-

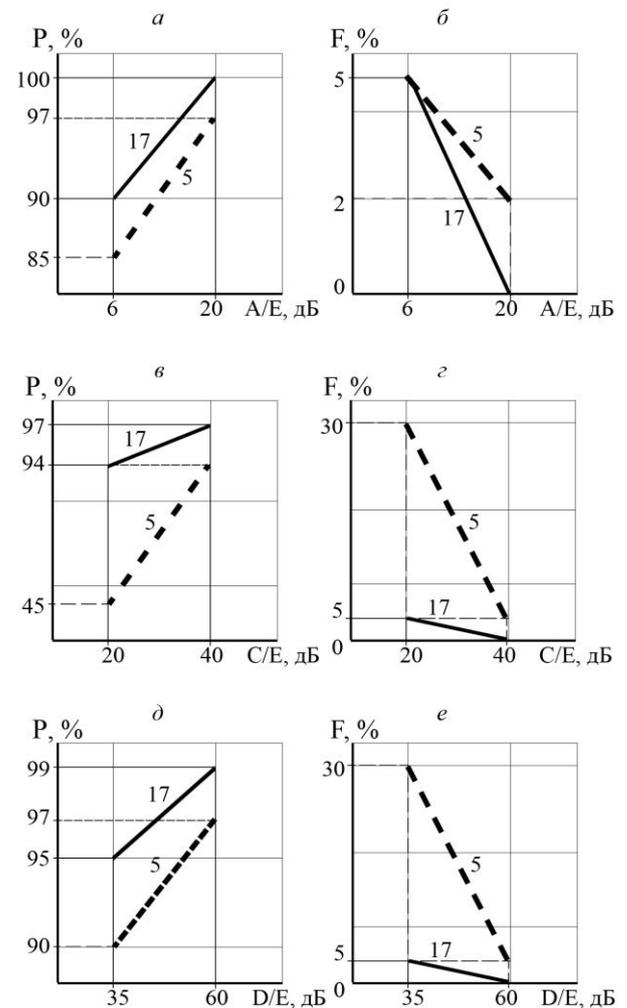


Рисунок 5 — Зависимость вероятностей истинного обнаружения (P) и ложной тревоги (F) от отношения сигнал/шум и числа зондирующих импульсов: а и б — для сигнала А; в и г — для сигнала С; д и е — для сигнала D

ваны в качестве настроек «по умолчанию».

В Таблице 2 приводится оценка диагностической эффективности разработанной процедуры и классического ЦДК по специально сформированной тестовой базе данных, полученной при анализе фантомов для случая с 17 зондирующими импульсами и наибольшим отношением сигнал/шум. Под диагностической эффективностью понимается относительная доля верно интерпретированных от общего числа принятых сигналов.

Режим картирования ТМВ разработан на основе масок (15) и (16) и протестирован в режиме реального времени на приборе Сономед-500 фирмы «Спектрмед». В диссертации представлен пример его работы. Способ выявления твердых минеральных включений при акустической визуализации, лежащий в основе данного режима, защищён патентом.

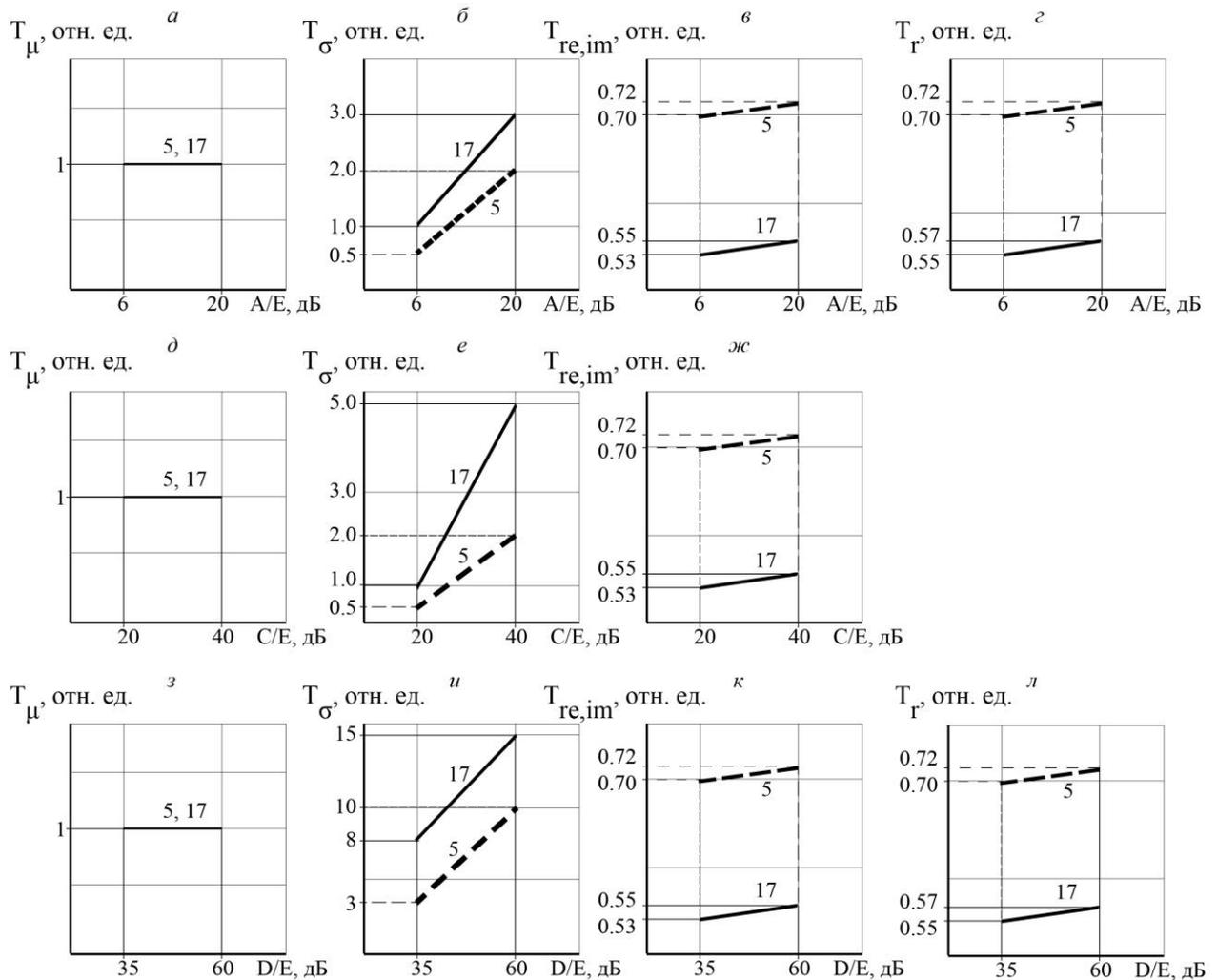


Рисунок 6 – Зависимости порогов от отношения сигнал/шум и числа зондирующих импульсов (5 и 17): а–г — для сигнала А; д–ж — для сигнала С; з–л — для сигнала D. T_μ — порог по амплитуде до ВЧ фильтрации; T_σ — порог по СКО; $T_{re,im}$ — порог по корреляции действительной и мнимой частей сигнала; T_γ — порог по попарной корреляции

Таблица 2 – Сравнение разработанной процедуры с классическим ЦДК по диагностической эффективности для тестовой базы данных

Тип процедуры	Диагностическая эффективность	Число сигналов с преобладанием определенной компоненты			
		A_k	C_k	D_k	E_k
Предлагаемая процедура	99%	1,3 млн.	0,3 млн.	0,5 млн.	1,8 млн.
Классический ЦДК	79%				

Испытания проводились на фантомах и *in vivo* с привлечением добровольцев. Сигналы с преобладанием компоненты упругих колебаний C_k чаще всего наблюдались на цилиндрах из полистирола диаметром 1,75 мм и на минеральных включениях размером порядка 1 мм в маммографическом фантоме.

Сигналы с преобладанием компоненты кавитации D_k чаще всего наблюдались на цилиндрах из алюминия диаметром 1,75 мм, на кальцинатах размером до 3 мм *in vivo* в области шеи, на искусственных микрокальцинатах размером порядка 200 мкм, выращенных в агаровом желе, и на почечных камнях размером 15 и 17 мм *in vivo* и 2 мм *ex vivo*, соответственно.

Разработанная система медицинского назначения позволяет диагностировать почечные камни, кальцинаты и микрокальцинаты, а также картировать кровотоки без мерцающего артефакта. Оценка её диагностической эффективности на 15–20% превосходит классический ЦДК. Но большинство приборов не оснащены подобной системой. На основе проведённых исследований в диссертации для них были сформированы рекомендации по настройке приборов, не имеющих специального режима, для наилучшей визуализации мерцающего артефакта на ТМВ.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

1. Определены основные условия возникновения мерцающего артефакта на твердых минеральных включениях.
2. Классическая математическая модель эхосигнала дополнена компонентами, учитывающими особенности отражения от твердых минеральных включений.
3. Разработаны способы обнаружения твердых минеральных включений, основанных на анализе сигналов мерцающего артефакта.
4. Предварительные испытания разработанной ультразвуковой медицинской диагностической системы показали повышение диагностической эффективности на 15–20% в сравнении с классическим цветовым доплеровским картированием кровотока.

СПИСОК ОСНОВНЫХ НАУЧНЫХ ТРУДОВ АВТОРА

1. Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Громов А.И., Морозов С.П., Владимирский А.В. Режим обнаружения твердых минеральных включений при медицинской акустической визуализации// Акустический журнал. 2018. №5. С. 618–631.
2. Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Громов А.И., Морозов С.П., Ким С.Ю. Исследование причин возникновения мерцающего артефакта в доплеровских режимах ультразвукового медицинского диагностического устройства// Акустический журнал. 2018. №1. С. 100–111.

- 3 Кульберг Н.С., Громов А.И., Леонов Д.В., Осипов Л.В., Усанов М.С., Морозов С.П. Диагностический режим обнаружения кальцинатов и конкрементов при ультразвуковом исследовании// Радиология-практика. 2018. №1. С. 37–49.
- 4 Осипов Л.В., Кульберг Н.С., Леонов Д.В., Морозов С.П. Трехмерное ультразвуковое исследование: технологии, тенденции развития// Медицинская техника. 2018. №3 (309). С. 39–43.
- 5 Гукасов В.М., Кульберг Н.С., Леонов Д.В., Фин В.А., Мякинкова Л.Л. Вопросы разработки отечественных ультразвуковых медицинских диагностических устройств в современных экономических условиях// Медицина и высокие технологии. 2016. №3. С. 23–34.
- 6 Леонов Д.В. Введение в предэскизное проектирование ультразвуковых медицинских диагностических устройств// Медицина и высокие технологии. 2016. №1. С. 63–65.
- 7 Гукасов В.М., Леонов Д.В., Фин В.А. Используемые информационные технологии и принципы построения ультразвуковых медицинских диагностических устройств// Медицина и высокие технологии. 2015. № 4. С. 29–36.
- 8 Леонов Д.В. Вопросы формирования и анализа пространственно-временного сигнала в тракте УЗМДУ// Машиностроитель. 2015. № 7. С. 38–43.
- 9 Фин В.А., Леонов Д.В., Гукасов В.М. Вопросы совместной разработки систем радиовидения и звуковидения// Медицина и высокие технологии. 2015. № 1. С. 28–34.
- 10 Леонов Д.В., Фин В.А. Концепция разработки современного отечественного ультразвукового медицинского диагностического устройства экспертного класса нового поколения// Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. №1. С. 59–62.
- 11 Фин В.А., Леонов Д.В. Локационно-ориентированная быстродействующая специализированная вычислительная система// Вестник МЭИ. 2014. №2. С. 82–85.
- 12 Мельников Н.В., Фин В.А., Леонов Д.В. Способы уменьшения коммерческого риска разработки современных отечественных ультразвуковых медицинских диагностических устройств экспертного класса в современных рыночных условиях// Управление риском. 2014. №1 С. 25–30.
- 13 Леонов Д.В., Фин В.А., Гукасов В.М. Современное состояние и тенденции развития ультразвуковых медицинских диагностических устройств// Медицина и высокие технологии. 2014. № 3. С. 8–13.
- 14 Леонов Д.В., Мельников Н.В., Фин В.А., Гукасов В.М. Концепция и конкретные способы уменьшения коммерческого риска разработки современных отечественных ультразвуковых медицинских диагностических устройств экспертного класса// Медицина и высокие технологии. 2013. № 2. С. 19–22.
- 15 Леонов Д.В., Гречихин В.А., Фин В.А., Кульберг Н.С. Алгоритмы улучшения показателей качества режима цветового доплеровского картирования кровотока в УЗМДУ// Радиоэлектроника, электротехника и энергетика: XXII Международная науч.-техн. конф. Т. 1. М.: Издательский дом МЭИ. 2017. - С.12.
- 16 Леонов Д.В., Гречихин В.А., Фин В.А., Кульберг Н.С. Режим цветового доплеровского картирования// Радиоэлектроника, электротехника и энергетика: XXII Международная науч.-техн. конф. Т. 1. М.: Издательский дом МЭИ. 2016. - С.185.
- 17 Леонов Д.В., Гречихин В.А., Фин В.А. Расчет параметров приёмо-передающего модуля ультразвукового медицинского диагностического устройства// Радиоэлектроника, электротехника и энергетика: XXII Международная науч.-техн. конф. Т. 1. М.: Издательский дом МЭИ. 2016. - С.9.

- 18 Леонов Д.В., Фин В.А., Гречихин В.А. Сравнительный анализ методов ПВОС с реализацией на ПЛИС// Радиоэлектроника, электротехника и энергетика: XXI Международная науч.-техн. конф. Т. 1. М.: Издательский дом МЭИ. 2015. - С.10.
- 19 Леонов Д.В., Фин В.А., Гречихин В.А. Методы квалиметрии сложных объектов// Радиоэлектроника, электротехника и энергетика: XX Международная науч.-техн. конф. Т. 1. М.: Издательский дом МЭИ. 2014. - С. 17.
- 20 Леонов Д.В., Фин В.А., Гречихин В.А. Медико-технические параметры современных ультразвуковых медицинских диагностических устройств (УЗМДУ) экспертного класса// Радиоэлектроника, электротехника и энергетика: XX Международная науч.-техн. конф. Т. 1. М.: Издательский дом МЭИ. 2014. - С.248.
- 21 Гукасов В.М., Леонов Д.В., Фин В.А. Быстродействующая специализированная вычислительная система для ультразвуковых медицинских диагностических устройств// Медицина и высокие технологии. 2012. № 2. С. 42–45.
- 22 Ультразвуковой детектор минеральных включений: свидетельство о государственной регистрации в Реестре программ для ЭВМ / Н.С. Кульберг, Д.В. Леонов; заявитель ГБУЗ «НПЦМР ДЗМ». №2018610936 от 19.01.2018.
- 23 Программа обработки и анализа сигналов ультразвуковой визуализации в режиме цветового доплеровского картирования кровотока: свидетельство о государственной регистрации в Реестре программ для ЭВМ / Н.С. Кульберг, Д.В. Леонов; заявитель ГБУЗ «НПЦМР ДЗМ». №2018617330 от 21.07.2018.
- 24 Ультразвуковое устройство для диагностики аномалий физической плотности: патент на полезную модель RU 184 396 U1 / Н.С. Кульберг, Д.В. Леонов.
- 25 Способ выявления аномалий физической плотности при акустической визуализации: патент на изобретение RU 2 665 223 C1 / Д.В. Леонов, Н.С. Кульберг, В.А. Фин, А.И. Громов.

Леонов Денис Владимирович

**УЛЬТРАЗВУКОВАЯ МЕДИЦИНСКАЯ ДИАГНОСТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА
НА ОСНОВЕ ДОПЛЕРОВСКОГО МЕРЦАЮЩЕГО АРТЕФАКТА**

Автореферат
диссертации на соискание учёной степени
кандидата технических наук