



ЦЕНТР ДИАГНОСТИКИ  
И ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ

# МЕРЦАЮЩИЙ АРТЕФАКТ В УЛЬТРАЗВУКОВОЙ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Монография

Д.В. Леонов  
Н.С. Кульберг  
А.И. Громов



Москва, 2022

Государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы  
«Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий  
Департамента здравоохранения города Москвы»

Денис Владимирович Леонов  
Николай Сергеевич Кульберг  
Александр Игоревич Громов

# **Мерцающий артефакт в ультразвуковой медицинской диагностике**

Монография

Издательские решения  
По лицензии Ridero  
2022

УДК 61  
ББК 53  
Л47

Шрифты предоставлены компанией «ПараТайп»

**Леонов Денис Владимирович**

Л47 Мерцающий артефакт в ультразвуковой медицинской диагностике : Монография / Денис Владимирович Леонов, Николай Сергеевич Кульберг, Александр Игоревич Громов. – [б. м.] : Издательские решения, 2022. – 154 с.  
ISBN 978-5-0059-3260-0

Монография знакомит с ультразвуковым доплеровским мерцающим артефактом и принципами его применения при выявлении мочевого камня, кальцинатов и др., а также с нюансами обработки сигнала в тракте сканера. Монография мультидисциплинарна: введение и раздел 1 предназначены для широкой аудитории, разделы 2 и 4 интересны врачам ультразвуковой диагностики, раздел 3 и приложения ориентированы на специалистов по разработке и обслуживанию сканеров, а также на студентов и аспирантов технических вузов.

УДК 61  
ББК 53

12+

В соответствии с ФЗ от 29.12.2010 №436-ФЗ

ISBN 978-5-0059-3260-0

© Денис Владимирович Леонов, 2022  
© Николай Сергеевич Кульберг, 2022  
© Александр Игоревич Громов, 2022  
© Д. Д. Дюжева, дизайн обложки, 2022

# Оглавление

ПРЕДИСЛОВИЕ .....	5
ОБ АВТОРАХ И РЕЦЕНЗЕНТАХ .....	9
ОБОЗНАЧЕНИЯ, СОКРАЩЕНИЯ, ОПРЕДЕЛЕНИЯ .....	10
ВВЕДЕНИЕ .....	11
<b>Раздел I. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА .....</b>	<b>15</b>
1.1. Основные узлы сканера .....	17
1.1.1. Датчики .....	18
1.1.2. Модуль приемопередачи .....	19
1.1.3. Вычислительная система .....	21
1.2. Особенности традиционной обработки сигналов в подканале цветового доплеровского картирования кровотока ультразвукового устройства .....	30
1.2.1. Введение .....	30
1.2.2. Традиционная модель входных данных .....	31
1.2.3. Фильтрация .....	34
1.2.4. Расчет параметров кровотока .....	35
1.2.5. Маскирование .....	36
1.2.6. Цветовое кодирование .....	37
1.2.7. Наложение карты .....	38
1.3. Ультразвуковые сканеры, используемые при исследовании мерцающего артефакта .....	40
<b>Раздел II. ОСНОВНЫЕ СВЕДЕНИЯ О МЕРЦАЮЩЕМ АРТЕФАКТЕ .....</b>	<b>43</b>
2.1. Когда исследуемое явление было впервые обнаружено? .....	47
2.2. Наблюдения мерцающего артефакта в штатных доплеровских режимах .....	48
2.3. Акустическая резонансная визуализация .....	55
2.4. Обсуждение клинической применимости .....	57
<b>Раздел III. ФУНДАМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ПРИЧИН ВОЗНИКНОВЕНИЯ МЕРЦАЮЩЕГО АРТЕФАКТА В ДОПЛЕРОВСКИХ РЕЖИМАХ УЛЬТРАЗВУКОВОГО МЕДИЦИНСКОГО ДИАГНОСТИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА .....</b>	<b>59</b>
3.1. Основные гипотезы возникновения мерцающего артефакта .....	62
3.2. Модель доплеровских данных .....	65
3.3. Условия проведения физических опытов .....	67
3.4. Алгоритмы цифровой обработки сигналов .....	70
3.5. Классификация сигналов и признаки артефакта .....	71

3.6. Эксперимент .....	76
3.7. Обсуждение гипотез .....	79
<b>Раздел IV. ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕРЦАЮЩЕГО АРТЕФАКТА</b> .....	<b>83</b>
4.1. Для чего может понадобиться анализ мерцания? .....	85
4.2. С чем можно перепутать? .....	86
4.2.1. Артефакт наложения частот (aliasing artifact) .....	86
4.2.2. Артефакт вспышки (flash artifact) .....	87
4.2.3. Турбулентный поток крови (turbulent flow) .....	88
4.2.4. Артефакт «хвост кометы» (comet-tail или ring-down artifact) .....	89
4.2.5. Смешение с изображением кровотока .....	89
4.3. Настройка УЗ-сканера для наилучшего проявления мерцающего артефакта .....	90
4.3.1. Мощность передатчика (power) .....	90
4.3.2. Фокусное расстояние (focus) .....	90
4.3.3. Усиление ЦДК (C-gain) .....	90
4.3.4. Межкадровое усреднение и сглаживание (frame averaging и smoothing) .....	91
4.3.5. Приоритет тканей (color-write priority) .....	91
4.3.6. Усиление в В-режиме (B-gain) .....	91
4.3.7. Частота повторения импульсов (PRF) .....	91
4.3.8. Фильтр колебаний стенок сосудов (wall filter) .....	92
4.3.9. Чувствительность (sensitivity) .....	92
4.3.10. Размер цветового окна (color box) .....	93
4.3.11. Рабочая частота датчика (carrier frequency) .....	93
4.3.12. Рекомендации по настройке ультразвукового прибора .....	93
4.3.13. Использование предустановленных режимов (presets) .....	94
<b>ЗАКЛЮЧЕНИЕ</b> .....	<b>96</b>
<b>БЛАГОДАРНОСТИ</b> .....	<b>97</b>
<b>СПИСОК ИСТОЧНИКОВ</b> .....	<b>98</b>
Приложение А. АНАЛИЗ ПУБЛИКАЦИЙ .....	109
Приложение Б. СОСТОЯНИЕ ОТЕЧЕСТВЕННЫХ РАЗРАБОТОК .....	114
Приложение В. БАЗА ДАННЫХ РАДИОЧАСТОТНЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СИГНАЛОВ .....	116
Приложение Г. ОПЫТ СОЗДАНИЯ СПОСОБА И ДИАГНОСТИЧЕСКОГО РЕЖИМА ОБНАРУЖЕНИЯ ТВЕРДЫХ МИНЕРАЛЬНЫХ ВКЛЮЧЕНИЙ .....	131

## ПРЕДИСЛОВИЕ

Представляемая вниманию читателя книга Д. В. Леонова, Н. С. Кульберга и А. И. Громова посвящена интересному и весьма полезному для практики методу ультразвукового обнаружения твердотельных включений в тканях организма, таких как почечные камни и кальцинаты. В ультразвуковой диагностике часто возникают особенности изображений, не имеющие отношения к реальным анатомическим структурам или процессам. Они называются артефактами. Среди них отдельного внимания заслуживает артефакт мерцания, возникающий при ультразвуковом исследовании (УЗИ) в доплеровском режиме.

Исследование артефакта мерцания началось более четверти века назад, однако механизмы его возникновения долгое время оставались непонятными. Выяснение первопричин загадочных эффектов всегда возбуждает живой интерес, и благодаря одному из авторов этой книги мне выпал шанс поближе познакомиться с данной загадкой. История была такая: примерно в 2005 году со мной по телефону связался А. И. Громов, на тот момент заведующий отделением ультразвуковой диагностики Центрального военного клинического госпиталя имени П. В. Мандрыка. Александр Игоревич рассказал о загадочном артефакте, который он обнаружил при трансректальном ультразвуковом исследовании предстательной железы: в доплеровском режиме твердотельные включения, если они там присутствовали, иногда почему-то сопровождались мерцающими пятнами, напоминающими разноцветную переливающуюся мозаику. Поскольку это был доплеровский режим, то появление цвета вроде бы свидетельствовало о движении, а мерцание – о том, что движение это было хаотическим. А. И. Громов в соавторстве с А. Ю. Васильевым описали этот необычный цветовой артефакт в 1997 году в статье Военно-медицинского журнала [1]. Чуть позже выяснилось, что за год до первой журнальной публикации А. И. Громова такой эффект уже был замечен и описан зарубежными авторами [2]. Но Александр Игоревич, не зная об этом, продолжал активно изучать обнаруженный им артефакт мерцания. Возникновение мерцания во многих случаях позволяло обнаружить камни, которые в обычном В-режиме были не видны. Полученные результаты оказались настолько впечатляющими, что, когда в 2002 году А. И. Громов и Б. И. Зыкин представили их для публикации в журнале «Эхография» [3], главный редактор даже предложил назвать артефакт мерцания «эффектом Громова-Зыкина».

Должен признаться, что описанный А. И. Громовым артефакт меня очень заинтриговал, и я пригласил Александра Игоревича на физфак МГУ. То, что он мне рассказал при нашей первой встрече, показалось довольно запутанным: не все

камни мерцали, степень проявления артефакта по какой-то причине зависела от химического состава камня и от степени его шероховатости. К тому времени в литературе уже появились объяснения, которые были умозрительными, поскольку все используемые тогда коммерческие УЗИ-сканеры являлись закрытыми системами, и менять в них что-то было невозможно, кроме амплитуды импульсов и частоты.

Одно объяснение исследуемого артефакта было таким: мерцание – это шум электроники в виде дрожания сигнала (jitter), вызванный тем, что отраженные от камня сигналы были настолько сильны, что насыщали диоды в приемном тракте, из-за чего возникали флуктуации. Другие авторы утверждали, что причиной возникновения артефакта являются нестационарные спеклы, образующиеся из-за шероховатости рассеивателей. Почему нестационарные – понять было трудно, однако такое объяснение коррелировало с тем, что более шероховатые камни мерцали сильнее. Все эти объяснения казались неубедительными. Я решил, что все быстро объясню тем, что доплеровские импульсы оказывают радиационное давление на камни, и те начинают двигаться пульсирующим образом, возможно, слегка поворачиваясь. Такой механизм казался вполне реальным, поскольку в доплеровском режиме посылается пачка из 10–15 импульсов довольно высокой амплитуды. К тому времени у меня уже был опыт конечно-разностного моделирования распространения акустических импульсов в присутствии почечных камней. С использованием данного подхода было рассчитано рассеянное поле, а по нему вычислен тензор радиационных напряжений на поверхности, окружающей камень. Интегрируя тензор, я рассчитал радиационную силу, а из нее – скорость смещения камня. На это исследование ушло несколько лет, были сделаны доклады на конференциях, в том числе в соавторстве с А. И. Громовым [4]. Результат оказался, по большому счету, отрицательным: миллиметровые и меньшие по размеру камни могли в принципе смещаться так, чтобы наблюдаемый доплеровский сдвиг возникал, но более крупные камни точно не могли приводить к мерцанию из-за движения под действием радиационной силы. Загадка так и оставалась не до конца разгаданной.

После этого в исследованиях артефакта мерцания наступило затишье на несколько лет. Однако появилась открытая система УЗИ «Верасоникс», в которой можно иметь доступ ко всем «сырым», исходным эхосигналам и излучать различные сигналы. Компания с одноименным названием базируется в Сигетле, и поэтому мои коллеги из Вашингтонского университета (University of Washington) одними из первых приобрели такую систему. Поскольку радиационная сила не смогла объяснить загадочный эффект мерцания, следующими в моем «списке подозреваемых» были пузыри. Но многие из моих коллег, кому я рассказывал про необычный артефакт, выражали сомнения: «какие пузыри в почке, это же диагностические импульсы, механический индекс находится в пределах докавитационных уровней» и т. п. В это время в американской лаборатории, с которой я сотрудничал, появился новый аспирант (W. Lu), и ему

была поставлена задача проверки возможных механизмов артефакта мерцания с использованием «Верасоникса». Сначала мы придумали, как можно проверить механизм дрожания (jitter) в электронном канале. Поскольку система «Верасоникс» – открытая, мы записали сигнал напряжения на выходе из диагностического датчика перед тем, как он попадал в электронный тракт системы УЗИ. После этого мы синтезировали точно такой же сигнал на генераторе сигналов и сформировали ансамбль в виде периодической последовательности, состоящей из нескольких идентичных импульсов.

Как работает система УЗИ в доплеровском режиме? Посылается ансамбль одинаковых импульсов с жестко установленным периодом следования, и регистрируется соответствующий ансамбль эхосигналов. Если эхосигналы в ансамбле одинаковы, и период их следования не отличается от исходного, то рассеиватель неподвижен. Если же сигналы отличаются, например, они сдвигаются во времени, то есть движение, скорость которого вычисляется по анализу сигналов. Если движения нет, но эхоимпульсы различны, то причиной могут быть флуктуации в электронном тракте. Мы подали на вход электронного тракта ансамбль из одинаковых сигналов точно такой же амплитуды, как при визуализации реальных почечных камней, и оказалось, что после прохождения электронного тракта они остались абсолютно одинаковыми. Тем самым этот эксперимент показал, что объяснение, приписывающее причину артефакта нестабильному поведению электронного тракта, было ошибочным.

А как тогда доказать, что пузыри могут быть причиной? Визуально ничего не видно, даже под микроскопом и с использованием скоростной камеры. Пузырьковый механизм может быть таким: в расщелинах микронного и субмикронного размера на поверхности камня расположены зародыши пузырей. Это похоже на то, что первым описал Е. Н. Харви [5] в связи с объяснением механизма стабилизации кавитационных зародышей на малых частичках. Однако идея переносить эту возможность на камни, облучаемые диагностическими импульсами «безопасного уровня», никого до этого не посещала. Первое, что мы сделали – посмотрели на неодинаковость эхоимпульсов в доплеровском ансамбле. Они действительно оказались разными. Отличие было слабое, но регистрируемое, и имело флуктуирующий характер, т.е. пузырьки все же могли это объяснить. Чтобы развеять наши сомнения, мы сконструировали камеру повышенного давления, куда помещался почечный камень. Одна из стенок камеры была сделана из толстого звукопрозрачного пластика, так что можно было получать УЗ-изображения, помещая УЗ-датчик снаружи. Благодаря этому нам удалось довольно четко показать, что камни мерцали при нормальном давлении и переставали мерцать при повышении давления выше уровня, соответствующего отрицательному давлению фазы разрежения в доплеровском импульсе. Поскольку ничто, кроме пузырей, не могло так «выключаться» при повышении статического давления, то пузырьковый механизм возникновения артефакта мерцания был доказан.

После этого мы опубликовали несколько работ, направленных на дальнейшее развитие и использование этого механизма. В частности, в моей статье в соавторстве с Т. Д. Хохловой на основе пузырькового механизма артефакта мерцания был предложен сверхчувствительный метод регистрации пузырьков. В статье с еще одной аспиранткой Вашингтонского университета (J. C. Simon) нам удалось доказать наличие зародышей микропузырьков на поверхности камня путем подачи на камень импульсов разрежения от литотриптера. Скоростная видеокамера показала, как из неровностей поверхности вырастали пузырьки несмотря на то, что камень находился в хорошо дегазированной воде. Также стало ясным, почему химический состав камня может влиять на артефакт мерцания – причина была в том, что газообразование зависит от химии поверхности. Пузырьковый механизм объясняет и усиления артефакта при наличии шероховатостей, т.к. неровности поверхности являются местами, в которых стабилизируются зародыши кавитации.

Энтузиазм и уверенность опытного врача-клинициста А. И. Громова в практической важности использования артефакта мерцания вдохновили и Д. В. Леонова, и Н. С. Кульберга. В результате их многолетних исследований появилась настоящая книга, которая безусловно будет полезна практикующим врачам, использующим УЗИ, разработчикам ультразвуковой техники и студентам, изучающим применение ультразвука в медицине.

*Доктор физико-математических наук,  
профессор физического факультета МГУ имени  
М. В. Ломоносова  
О. А. Сапожников*

## ОБ АВТОРАХ И РЕЦЕНЗЕНТАХ

Авторы:

**Д. В. Леонов** – кандидат технических наук, старший научный сотрудник ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», НИУ «МЭИ»

**Н. С. Кульберг** – кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник ФИЦ ИУ РАН

**А. И. Громов** – доктор медицинских наук, профессор ФГБОУ ВО МГМСУ им. А. И. Евдокимова Минздрава России

Рецензенты:

**Н. Н. Ветшева** – доктор медицинских наук, заместитель заведующего учебным центром ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

**Г. К. Григорьев** – кандидат медицинских наук, врач ультразвуковой диагностики Медико-оздоровительного центра МГТС

**И. Ю. Демин** – кандидат физико-математических наук, доцент ННГУ им. Н. И. Лобачевского

**Л. В. Осипов** – доктор технических наук, профессор МГТУ им. Н. Э. Баумана, генеральный директор ООО «ПКФ „ИзоМед“»

**В. И. Сурков** – кандидат технических наук, доцент НИУ «МЭИ»

## ОБОЗНАЧЕНИЯ, СОКРАЩЕНИЯ, ОПРЕДЕЛЕНИЯ

**Aliasing** – наложение спектров, искажение информации о скорости и направлении кровотока в доплеровских режимах.

**B-mode** – основной режим двумерного сканирования (от англ. *brightness*).

**B-gain** – усиление сигналов формирования серошкального изображения.

**Blooming artifact** – окрашивание стенок сосудов и близлежащих тканей в режимах картирования, ложное расширение области кровотока.

**B-mode** – серошкальный режим.

**Carrier frequency** – несущая частота излучаемого сигнала.

**C-gain** – усиление доплеровских сигналов на карте кровотока.

**Color-write priority** – регулировка порогового значения маски прозрачности, используемой для наложения карты кровотока на серошкальное изображение.

**Focus** – глубина расположения фокуса передатчика.

**Frame averaging** – межкадровое усреднение.

**PRF** – частота повторения импульсов в пачке (pulse repetition frequency).

**Sensitivity** – чувствительность.

**Smoothing** – сглаживание.

**Twinkling artifact** – мерцающий артефакт.

**Wall filter** – фильтр колебаний стенок сосудов.

**APU** – автоматическая регулировка усиления.

**МШУ** – малозумящий усилитель.

**ПУ** – программируемый усилитель.

**СКО** – среднеквадратичное отклонение.

**ТМВ** – твердые минеральные включения.

**УЗИ** – ультразвуковое исследование.

**ЦДК** – цветное доплеровское картирование (CFM).

**ЭДК** – энергетическое доплеровское картирование.

## ВВЕДЕНИЕ

Ультразвуковая (УЗ) диагностика [6–9] является одним из основных видов диагностики заболеваний внутренних органов, мягких тканей и кровеносных сосудов. К ее достоинствам относятся высокая диагностическая эффективность, возможность получения УЗ-изображений в реальном масштабе времени, отсутствие вредной лучевой нагрузки на пациентов и врачей, возможность одновременно с получением УЗ-изображений оценивать скорость кровотока в кровеносных сосудах, возможность получения наглядных трехмерных изображений, относительно низкая стоимость ультразвуковых медицинских диагностических устройств и УЗ-обследований, минимальные требования к оборудованию помещений и др.

Медицинские УЗ диагностические приборы (сканеры) начали появляться и быстро развиваться с конца Второй мировой войны одновременно с началом интенсивного развития радиолокации и гидролокации. От эхоимпульсных одноканальных УЗ-приборов с аналоговой обработкой эхосигналов постепенно переходили к многоканальным с цифровой обработкой. Медицинские области использования этих приборов постоянно расширялись, и в настоящее время они охватывают все внутренние органы.

Современные УЗ-приборы – сложные аппаратно-программные комплексы. Данное направление бурно развивается: разрабатываются новые алгоритмы обработки эхосигналов, улучшается качество УЗ-изображений, создаются новые медицинские методики, появляется все больше фирм, выпускающих УЗ-сканеры с возможностью 4D-визуализации (4D-визуализация – это 3D-визуализация в реальном масштабе времени), снижается стоимость [10–18]. По мере развития микроэлектроники используется новая элементная база, увеличивается количество каналов обработки эхосигналов, совершенствуются существующие алгоритмы их обработки. Ежегодно регистрируются сотни патентов, публикуется большое количество научных статей, издаются новые монографии.

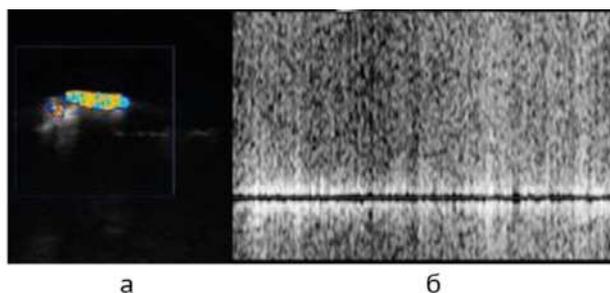
Каждый врач ежедневно сталкивается с необходимостью определить, насколько точно сонограмма передает характеристики исследуемых органов. Особенно усложняют понимание так называемые артефакты визуализации [19]. Их появление вызвано различными причинами: например, переотражением или преломлением ультразвуковой волны, значительной неоднородностью среды по затуханию, неверным выбором параметров сигнала и пр.

Понимание характерных признаков и физической сути артефактов ультразвуковой медицинской визуализации очень важно для правильной интерпрета-

ции результатов исследования и исключения диагностических ошибок. Разработчики относятся к артефактам, как правило, как к явлениям нежелательным и стараются от них избавиться. В частности, доплеровские артефакты могут существенно осложнить восприятие отображения сосудистого русла в режиме цветового и энергетического картирования кровотока (ЦДК и ЭДК) и привести к неверной оценке потоковых характеристик [19].

Но в некоторых случаях артефакты могут быть использованы в качестве дополнительного диагностического признака [20], в частности, именно это следует сказать про доплеровский мерцающий артефакт (англ. *twinkling artifact*) [21–29]. В режимах, связанных с цветовым картированием кровотока, он выглядит как скопление быстроменяющихся окрашенных пикселей (рис. 1 а), появляющееся в тех местах, где движение крови заведомо отсутствует. В спектральных режимах мерцающий артефакт приводит к возникновению широкого «белого» спектра (рис. 1 б); громкоговорители прибора при этом воспроизводят шум большой интенсивности.

Чаще всего данное явление наблюдается на почечных камнях, инородных телах (металлические скрепки, стенты и т.п.) и некоторых иных структурах [22, 30–37]. Все эти объекты значительно отличаются между собой по химическому составу, плотности, эхогенности и другим признакам. Общим для всех них является механическая жесткость, значительно большая, чем у окружающих их мягких тканей. Поэтому в данной работе они будут называться твердыми включениями.



*Рисунок 1 – Экспериментальное ультразвуковое исследование мочевого конкремента in vitro. Камень погружен в желатиновое желе: а – режим ЦДК, визуализируется мерцающий артефакт по поверхности конкремента; б – регистрация характерного спектра*

Возможное использование мерцающего артефакта в целях диагностики требует от врача наличия определенных навыков: необходимо знать основные признаки и отличительные особенности артефакта, а также уметь настроить прибор для его наилучшей визуализации, причем для достижения оптимального результата следует не только статически анализировать доплеровскую картину, но и прогнозировать возможную реакцию артефакта на изменение настроек

прибора. В заключительной части монографии приводятся практические рекомендации, с помощью которых можно достигнуть наилучшей визуализации мерцающего артефакта вне зависимости от модели ультразвукового аппарата.

Для правильной интерпретации диагностических изображений особенно важно понимать физические причины наблюдаемых явлений. Чтобы объяснить мерцающий артефакт, за четверть века, прошедшую с момента первого наблюдения, было предложено несколько разных, совсем не схожих между собой, гипотез. Разные гипотезы предполагают различные способы настройки прибора, позволяющие добиться как наилучшего проявления артефакта, так и его подавления. Встречающиеся в литературе противоречивые сведения могут вызвать затруднения у врача, породить недоверие к этому диагностическому признаку и тем самым снизить качество диагностики.

С целью прояснить ситуацию авторы в ходе подготовки рукописи провели самостоятельное лабораторное исследование по выявлению причин мерцающего артефакта [23, 30]. Исследовались первичные («сырые») радиочастотные сигналы из приемного доплеровского тракта ультразвукового аппарата. В результате удалось подтвердить два разных физических явления, приводящих к возникновению мерцающего артефакта. Оба этих явления дают сходную картину в режимах ЦДК и ЭДК, однако проявляются при различных условиях эксперимента. Для исследования мерцающего артефакта авторы использовали фантомы – искусственные объекты, моделирующие биологические ткани и органы. В отличие от реальных органов фантомы позволяли контролировать параметры среды распространения и характеристики исследуемых объектов.

Монография подготовлена в рамках научно-исследовательской работы «Совершенствование медико-технологических и клинических методов ультразвуковой диагностики» (№ ЕГИСУ: АААА-А20-120071090054-9) в соответствии с Программой Департамента здравоохранения города Москвы «Научное обеспечение столичного здравоохранения» на 2020–2022 годы.



**Раздел I. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ  
МЕДИЦИНСКИЕ  
ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА**



## 1.1. Основные узлы сканера

Для понимания сути мерцающего артефакта важно получить представление о принципе работы как всего ультразвукового медицинского диагностического устройства на системном уровне, так и о назначении, особенностях функционирования основных узлов сканера, а также об этапах обработки сигнала внутри прибора.

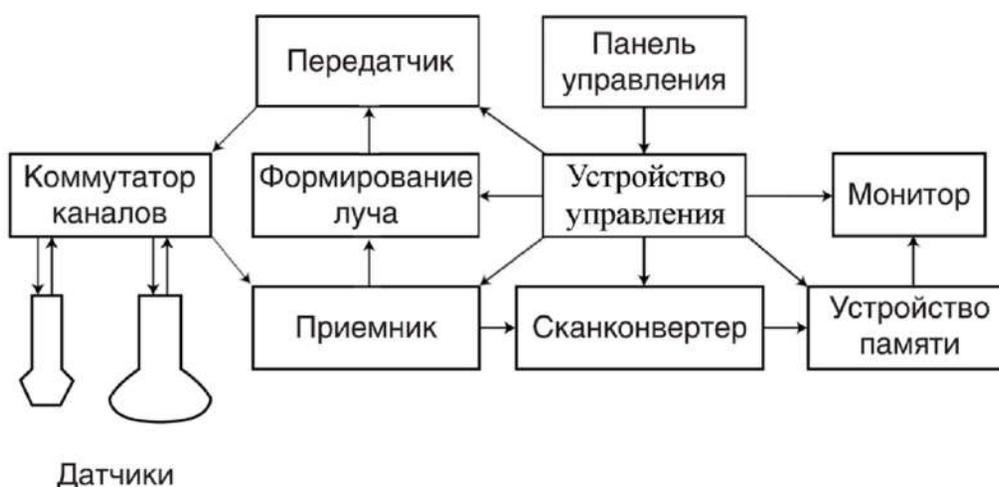


Рисунок 2 – Структурная схема ультразвукового прибора [6]

Как видно из схемы на рис. 2, на входе прибора стоит коммутатор, к которому подключаются датчики через специальные разъемы. Коммутатор обеспечивает переключение датчиков по командам с панели управления. Кроме того, он перемещает УЗ-луч в датчиках линейного и конвексного типов. Команды о необходимости такого перемещения поступают из устройства управления, которое также координирует работу формирователя луча, передатчика, приемника, сканконвертера, устройства памяти и монитора.

Приемник и передатчик являются многоканальными устройствами, основная функция которых заключается в усилении сигналов по каждому из каналов. Они соединяются с формирователем луча, поканально расставляющим задержки для корректной фокусировки. В приемнике также выполняется квадратурная обработка, благодаря ей в дальнейшем можно рассчитать амплитуду и фазу принятого сигнала.

С приемника сигналы идут на сканконвертер, в котором осуществляется пре-

образование координат для наиболее наглядного представления данных на экране прибора. При использовании линейного датчика данные на экране представляются в декартовой системе координат, а данные с конвексного или секторного датчика преобразуются в полярные координаты. Кроме того, скан-конвертер осуществляет интерполяцию данных на изображении так, чтобы оно воспринималось слитно, без пустот. Такие ситуации наиболее заметны при конвексном и фазированном сканировании на средних и больших глубинах, когда лучи расходятся достаточно далеко друг от друга. Пустым элементам приписываются амплитуды, вычисленные на основе известных амплитуд в соседних элементах с помощью алгоритмов интерполяции.

С выхода сканконвертера информация, подготовленная для отображения, поступает в цифровое устройство памяти, где записывается в том темпе, с которым происходит сканирование. С выхода устройства памяти информация считывается в темпе, необходимом для получения изображения на мониторе. Пользователь управляет работой прибора с помощью ручек, кнопок и сенсорного экрана, расположенных на панели управления.

Современные ультразвуковые сканеры (пример на рис. 3) содержат устройства ввода, монитор, динамики для спектрального доплеровского режима, разъем для датчиков. Могут присутствовать термопринтер, вход электрокардиографа, кассетные или дисковые приводы и пр. Многие современные сканеры рассчитаны на транспортировку в пределах больницы или поликлиники, хотя существуют также портативные сканеры, которые внешне похожи на ноутбук, и ультрапортативные устройства, пригодные для ношения в кармане [15]. На рис. 4 представлена схема с указанием основных узлов ультразвукового медицинского диагностического устройства, более детальная, чем та, что изображена на рис. 2. Далее рассмотрим каждый из основных узлов подробнее.

### 1.1.1. Датчики

Существуют различные типы датчиков (рис. 3), их выбор зависит от интересующего органа. Так, линейные датчики чаще всего используются для исследования поверхностных структур, конвексные – брюшной области, а секторные – сердца через межреберное пространство.



*Рисунок 3 – Внешний вид прибора «Сономед-500» фирмы «Спектрмед» [38] с указанием основных элементов: 1) разъемы датчиков; 2) устройство ввода; 3) экран. Распространенные типы датчиков: 4) внутрисполостной; 5) конвексный; 6) линейный; 7) микроконвексный; 8) секторный*

Также существуют внутрисполостные датчики, предназначенные для исследования органов малого таза. Любой датчик состоит из набора пьезоэлементов, во время излучения преобразующих электрический сигнал в акустическое давление и обратно при приеме. Путем контроля возбуждения пьезоэлементов осуществляются фокусировка и борьба с боковыми лепестками диаграммы направленности [11, 39]. Датчик соединяется с прибором через кабель, число проводов в котором пропорционально числу элементов датчика. Кабель является источником значительного шума при приеме [40], поэтому его делают недлинным. Рост диаметра и массы кабеля с повышением числа элементов датчика является одной из причин, ограничивающих 3D-УЗИ.

### 1.1.2. Модуль приемопередачи

При поверхностном обследовании датчики работают на частотах от 1 до 15 МГц и на больших частотах – при обследовании внутри сосудов. С увеличением частоты растет разрешающая способность, но увеличивается и затухание примерно на 1дБ/см/МГц. Так, на частоте 10 МГц при отражении

на глубине 5 см принятый сигнал будет отличаться от излученного на  $5 \times 2 \times 10 = 100$  дБ. С учетом мгновенного динамического диапазона в 60 дБ, определяемого логарифмом отношения регистрируемого сигнала без учета дисперсионных свойств среды распространения к величине шума, требуемый полный диапазон составит 160 дБ. Аналого-цифровые преобразователи с таким диапазоном не встречаются, поэтому на входе приемного тракта (рис. 4) ставятся малошумящий усилитель (МШУ) и блок частотно-временной автоматической регулировки усиления (АРУ) для уменьшения динамического диапазона путем компенсации дисперсионного затухания [41, 42].

Также в приемном тракте на рис. 4 присутствует программируемый усилитель (ПУ), коэффициентом усиления которого можно управлять при помощи регуляторов на панели прибора. В доплеровском режиме при обработке непрерывной волны применение временной компенсации невозможно из-за отсутствия разрешения по глубине, поэтому здесь используют аналоговый формирователь сигнала [43, 44]. В аналоговом формирователе выполняется демодуляция доплеровских частот, в результате чего создается комплексный сигнал, затем сигналы со всех каналов складываются в малошумящем сумматоре, при этом к каждому аналоговому каналу применяются до 16 переключаемых задержек. После сумматора сигнал поступает на полосовой фильтр, а затем оцифровывается.

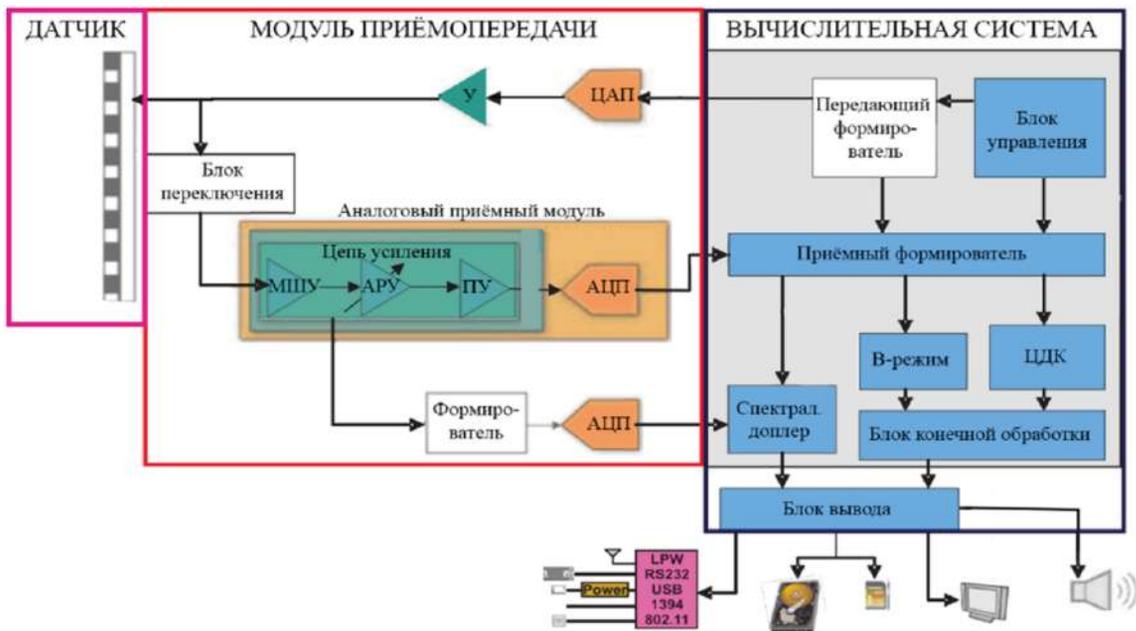


Рисунок 4 – Блок-схема сканера [40] с указанием основных функциональных узлов

### 1.1.3. Вычислительная система

#### 1.1.3.1. Общие сведения

Вычислительная часть строится с использованием персонального компьютера и программируемых логических интегральных схем, специализированных интегральных схем, цифровых сигнальных процессоров или их комбинации. В передающем канале через формирователь сигнала задается форма излучаемого импульса и происходит расстановка задержек для фокусировки. На рис. 5 иллюстрируется расстановка задержек: большая кривизна (слева) смещает фокус ближе к датчику, а меньшая (справа) отдаляет его. Вместо того, чтобы возбуждаться одновременно, при фокусировке внешние элементы датчика возбуждаются несколько раньше, чем внутренние элементы. Это создает искривленный фронт волны, фокусирующийся в точке, определяемой задержками между элементами датчика. В фокусе луч наиболее узок, его ширина определяется по формуле:

$$W \approx \frac{F \lambda}{D}, \quad (1)$$

где  $F$  – расстояние от апертуры до фокальной позиции,  $\lambda$  – длина волны,  $D$  – ширина апертуры. С удалением от фокальной позиции луч расширяется, что означает ухудшение разрешающей способности. Для получения изображения наилучшего качества было бы правильным фокусироваться в каждую точку, но на это уходит слишком много времени, поэтому, как правило, используется одна или две фокальные глубины.

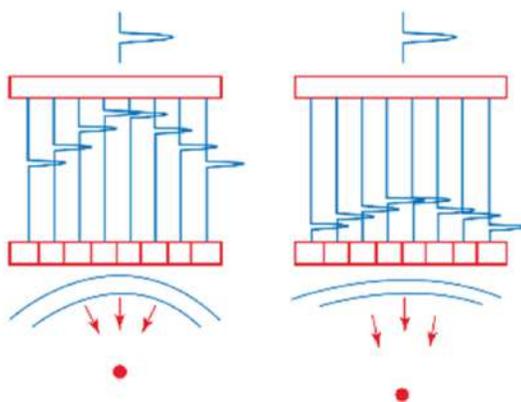


Рисунок 5 – Схема фокусировки [7]

При излучении используется прямоугольная (рис. 6а) или гауссова огибающая с амплитудой порядка 100 вольт и длительностью в доли микросекунды для

В-режима и единицы микросекунд для цветового доплеровского картирования. В приемном канале в формирователе выполняется пространственно-временная обработка, заключающаяся в согласованной фильтрации и когерентном сложении отсчетов сигнала, и квадратурная обработка.

### 1.1.3.2. Согласованная фильтрация

Согласованная фильтрация предназначена для выделения сигналов известной формы на фоне шумов. Она состоит в расчете свертки между входным сигналом и импульсной характеристикой фильтра, по форме соответствующей излученному сигналу. Сигналы на входе и выходе согласованного фильтра показаны на рис. 6, причем для дальнейшей обработки используется не весь сигнал с выхода фильтра, а только пиковое значение, взятое в момент времени, равный удвоенной длительности излученного сигнала.

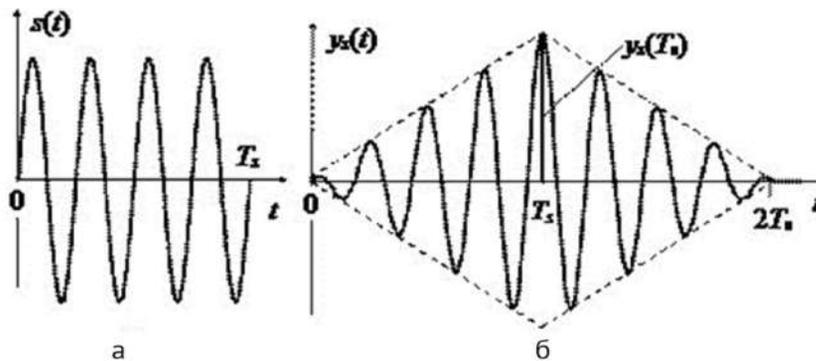


Рисунок 6 – Сигналы: а – на входе, б – на выходе согласованного фильтра

### 1.1.3.3. Когерентное сложение

Когерентное сложение позволяет выделить сигнал на фоне шума. Оно иллюстрировано на рис. 7. Из точки фокуса сигнал приходит быстрее на элементы датчика, расстояние до которых меньше. В приемном тракте сигнал проходит через элементы задержки, компенсирующие запаздывание эхосигнала, поэтому на вход сумматора сигналы поступают одновременно, выполняется когерентное сложение, и на выходе сумматора формируется импульс большей амплитуды. А шумы при этом не могут сложиться в сумматоре когерентно, поэтому в результате операции когерентного сложения увеличивается уровень сигнала по отношению к шуму.

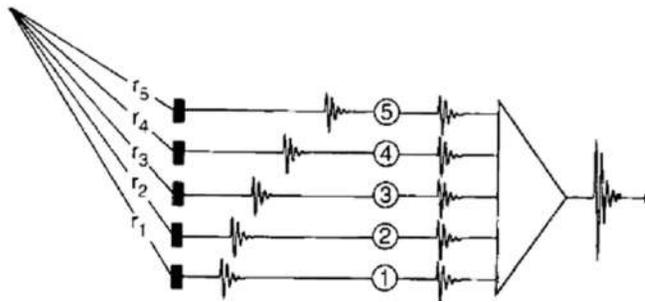


Рисунок 7 – Пояснение к когерентному сложению сигналов [8]

#### 1.1.3.4. Квадратурная обработка

Квадратурный детектор, как поясняется схемой и изображением сигналов на рис. 8, обнаруживает в принятом сигнале  $f_n$  положительные  $f_c$  и отрицательные  $f_k$  доплеровские сдвиги и разделяет их на отдельные каналы для передачи на дисплей и динамик. Эти каналы обозначены как прямой (также называемый синфазным) и квадратурный на схеме детектора. Отраженный сигнал смешивается с опорным сигналом от генератора  $f_0$  в двух умножителях, при этом фаза опорного сигнала в прямом канале смещена на  $90^\circ$ , как показано на рис. 8 в (опорный сигнал прямого) и з (квадратурного канала). Отмечаем, что если опорные сигналы сложить, то результирующий сигнал будет нулевым: два сигнала равны и противоположны, поэтому при суммировании они компенсируют друг друга.

Сумма частот  $f_n + f_0$  отфильтровывается, что дает доплеровский сдвиг  $f_d$ , который равен  $f_n - f_0$ . Если источник доплеровского сдвига перемещается в сторону датчика, то доплеровский сдвиг будет положительным  $f_c$ . И, напротив, если же источник направлен от датчика, то сдвиг будет отрицательным  $f_k$ . Из-за разности фаз опорного сигнала в прямом и квадратурном канале ( $f_0 + 90^\circ$  по сравнению с  $f_0$ ) сигналы на выходе фильтра нижних частот отличаются так, что положительные сдвиги в прямом канале отстают от тех, что находятся в квадратурном канале, на  $90^\circ$ , как проиллюстрировано на рис. 8 д и е. На рис. 8 д–ж сплошные кривые относятся к прямому каналу, тогда как штриховые кривые относятся к квадратурному.

Как видно из рис. 8 д, сигнал с положительным доплеровским сдвигом  $f_c$  на выходе фильтра прямого канала отстает от такового в квадратурном канале на  $90^\circ$ , а рис. 8 е показывает, что сигнал с отрицательным доплеровским сдвигом  $f_k$  на выходе квадратурного канала отстает от такового в прямом канале также на  $90^\circ$ . Как видно из рис. 8 ж, сигнал с положительным доплеровским сдвигом на входе сумматора прямого канала находится в фазе, обеспечивающей  $f_c$  на выходе, из рис. 8 и следует, что сигнал с отрицательным доплеровским сдвигом на входе сумматора прямого канала смещен по фазе на  $180^\circ$ , это приводит к нулевому выходу квадратурного канала  $f_k$ .

Сигнал с отрицательным сдвигом в квадратурном канале отстает от такового в прямом канале на  $90^\circ$  (рис. 8 е). Затем еще один сдвиг фазы на  $90^\circ$  приводит к разделению сигналов с положительным и отрицательным сдвигами на отдельные каналы — прямой и квадратурный (рис. 8 а), при этом сдвинутый по фазе сигнал с положительным доплеровским сдвигом в прямом канале теперь совпадает по фазе с несдвинутым в квадратурном канале (рис. 8 ж), тогда как сигнал с отрицательным сдвигом смещен по фазе на  $180^\circ$  (рис. 8 и). При сложении сигналы с отрицательными сдвигами компенсируются (рис. 8 в и з), это означает, что на выходе прямого канала будет сигнал с положительным сдвигом. Однако аналогичный процесс в квадратурном канале дает сигналы с отрицательными сдвигами в качестве выходных данных.

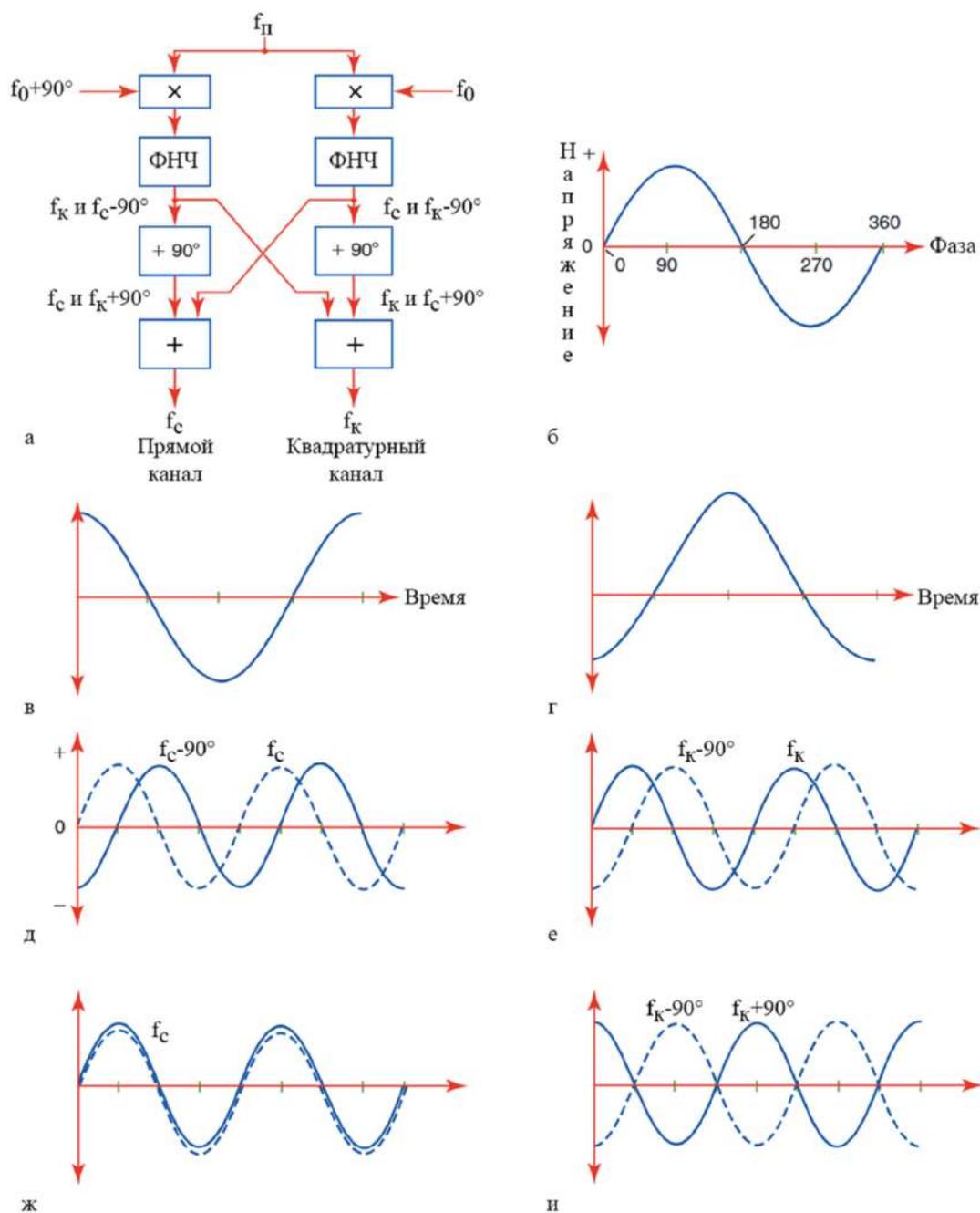


Рисунок 8 – Квадратурное детектирование: а – схема; б-и – сигналы на различных этапах обработки [7]

Дальнейшая обработка зависит от режима: в В-режиме выполняется расчет огибающей и ее логарифмическое сжатие для представления на экране, а подробности обработки в режиме ЦДК описаны в соответствующем подразделе. В спектральном доплеровском режиме рассчитывается оконное преобразование Фурье, причем длина окна обычно составляет 512 и более отсчетов [45].

### 1.1.3.5. Представление информации об эхогенности

В современных сканерах возможно представление данных об эхогенности в различных режимах (рис. 9): одномерный А-режим (от англ. *amplitude*), двумерный В-режим (*brightness*), трехмерный режим (3D). Одномерный режим используется со специальным одноэлементным датчиком, применяется, например, в офтальмологии в тех случаях, когда оптические методы неинформативны. В одномерном режиме, приложив датчик к телу пациента, можно получить информацию о слоях тканей в зоне визуализации по направлению излучения датчика, при этом изображение подобно наблюдаемому на экране осциллографа, т.е. по горизонтальной оси откладывается время или глубина, а по вертикальной – амплитуда принятого сигнала. Если такие кривые получить для различных направлений, записать их в двумерный массив с координатами, соответствующими глубине и углу, а амплитуду пересчитать в интенсивность и отображать яркостью, то упрощенно можно сказать, что получится сонограмма В-режима. Теперь, если получить несколько сонограмм для различных углов, сохранить их в трехмерный массив и определенным образом визуализировать, например, показать только точки, соответствующие одинаковой интенсивности принятого сигнала, то получится 3D-УЗИ. Сейчас 3D-режим применяется преимущественно при исследовании беременных женщин и в кардиологии.

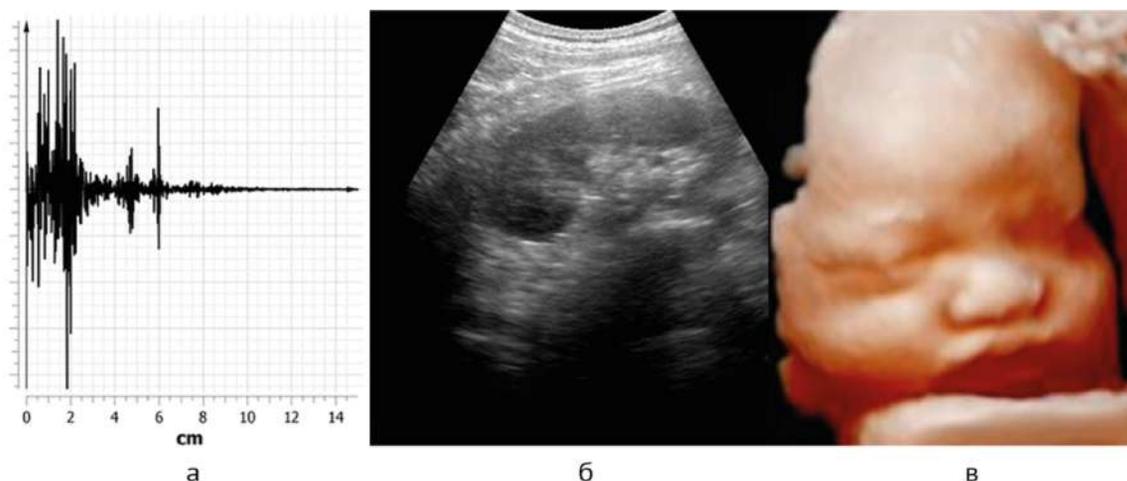


Рисунок 9 – Представление данных УЗИ в различных режимах: а – А; б – В; в – 3D [10]

### 1.1.3.6. Эффект Доплера

Основой доплеровских методов является эффект Доплера (рис. 10), который состоит в том, что частота колебаний звуковых волн, излучаемых источником (передатчиком) звука, и частота этих же звуковых волн, принимаемых приемни-

ком звука, отличаются, если приемник и передатчик движутся друг относительно друга. Тот же эффект наблюдается, если в приемник поступают сигналы источника звука после отражения от подвижного объекта [6]. Этот последний случай имеет место при отражении УЗ-сигналов от движущихся биологических структур (например, элементов крови, стенок сосуда, тканей миокарда).

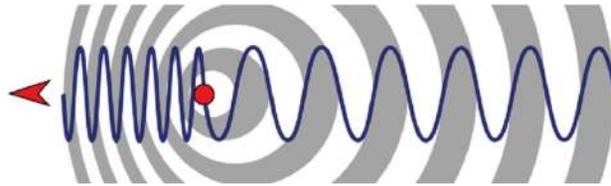


Рисунок 10 – Иллюстрация эффекта Доплера

Если излучаемый датчиком сигнал имеет частоту  $f_0$ , то частота принимаемого сигнала  $f_n$  не отличается от величины  $f_0$ , когда эхосигналы поступают от неподвижных отражателей. Однако, если эхосигналы поступают от движущихся отражателей, например, от эритроцитов крови, то частота  $f_n$  отличается от  $f_0$ . Разность между принятой и излученной частотами называют доплеровским сдвигом и вычисляют следующим образом:

$$f_d = f_n - f_0 = 2f_0 v \cdot \cos(\alpha/c), \quad (2)$$

где  $c$  – скорость звука,  $v$  – скорость кровотока,  $\alpha$  – угол между направлением кровотока и осью луча, формируемого датчиком.

Выражение для доплеровского сдвига частоты  $f_d$  получено в предположении, что  $v \ll c$ , т.е. скорость движения биологических структур существенно меньше скорости звука, что всегда выполняется на практике. На основании приведенного соотношения можно рассчитать скорость движения отражателей, т.к. нам известна величина  $f_0$ , величину  $c$  мы полагаем известной (для мягких тканей она принимается равной 1540 м/с), величину угла  $\alpha$  можно оценить, а доплеровский сдвиг частоты прибор может измерить.

Когда отражатель движется к датчику, доплеровский сдвиг частоты положителен. Если отражатель движется в противоположную от датчика сторону со скоростью, то доплеровский сдвиг частоты отрицателен. Угол  $\alpha$  называется доплеровским углом. Величина его влияет на величину измеряемой доплеровской частоты. Если кровоток направлен прямо к датчику, угол  $\alpha = 0^\circ$  и  $\cos \alpha = 1$ . Доплеровская частота будет в этом случае максимальной. Если ультразвуковой луч перпендикулярен по отношению к направлению кровотока, т.е.  $\alpha = 90^\circ$ , то  $\cos \alpha = 0$ . В этом случае величина доплеровского сдвига частоты равна нулю, и скорость кровотока определить невозможно.

В общем случае движение отражающих структур может происходить в произвольном направлении относительно датчика (рис. 11). Таким образом, измеряя доплеровский сдвиг частоты, мы определяем проекцию скорости  $v$  на линию, соединяющую отражатель с датчиком. На практике, для получения корректного результата ультразвуковой луч датчика обычно направляется под углом от  $30^\circ$  до  $60^\circ$  к направлению оси сосуда.

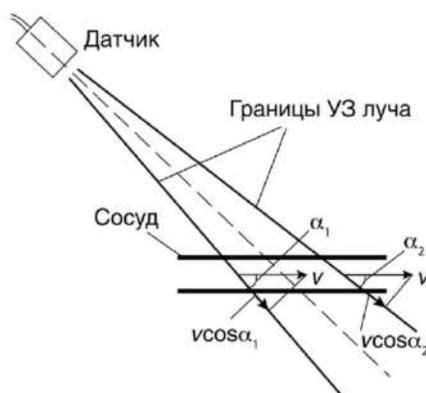


Рисунок 11 – Доплеровский угол  $\alpha$  между направлением движения отражателя и направлением на датчик (источник-приемник) [6]

Таким образом, доплеровский сдвиг частоты  $f_D$  однозначно связан с величиной оцениваемой скорости движения  $v$  при данном значении угла  $\alpha$ . Причем величина угла  $\alpha$ , вообще говоря, не известна, но во многих случаях может быть определена. Например, с помощью обычного УЗ-сканирования можно определить по В-эхограмме ориентацию сосуда и, следовательно, угол  $\alpha$  между направлением кровотока и направлением на доплеровский датчик.

На рис. 11 видно, что даже в пределах узкого луча доплеровский угол несколько различается в зависимости от того, где находится отражающая структура, что может вносить некоторую погрешность в измерение скорости. Но обычно врачу не требуется точно определять скорость  $v$ , а достаточно лишь приблизительно оценивать ее проекцию и изменение во времени.

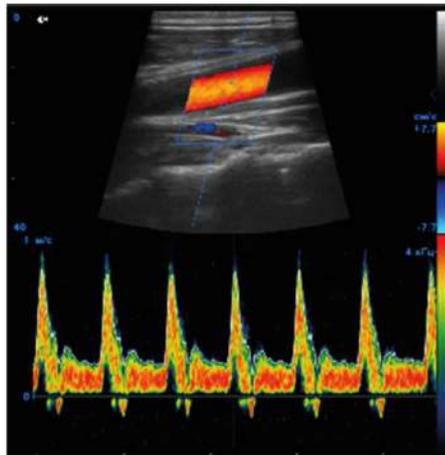
### 1.1.3.7. Непрерывно-волновой и импульсно-волновой доплеровские режимы

Непрерывно-волновая спектральная доплерография применяется для количественной оценки кровотока в сосудах с высокоскоростными потоками. Данный режим используется с секторно-фазированным датчиком. При постоянно-волновом исследовании один кристаллический элемент (или половина многоэлементного датчика) посылает без перерыва низковольтные сигналы, другой (другая половина) принимает их. Таким образом, исследуется кровоток вдоль всего ультразвукового луча. Главное достоинство этого метода в том, что с его

помощью может быть измерена любая скорость кровотока, а главным недостатком является то, что невозможно точно локализовать исследуемый кровоток.

Импульсная спектральная доплерография основана на периодическом излучении серии высоковольтных (~100 вольт) импульсов УЗ-волн, которые, отражаясь от клеток, последовательно принимаются тем же датчиком. При действии данного режима фиксируются сигналы, которые были отражены с определенного установленного расстояния от датчика. Таким образом, можно рассматривать различные точки кровотока.

На рис. 12 показана сонограмма, полученная при использовании импульсно-доплеровского режима. Синяя наклонная линия и строб в средней части изображения указывают расположение области, из которой была получена информация. По вертикали на нижнем графике откладывается скорость потока, по горизонтали – время. Все потоки, которые в исследуемой точке движутся к датчику, располагаются на графике выше оси абсцисс, в противном случае потоки отображаются ниже оси.



*Рисунок 12 – Изображение на экране сканера при использовании импульсного доплеровского режима для исследования артерии*

## 1.2. Особенности традиционной обработки сигналов в подканале цветового доплеровского картирования кровотока ультразвукового устройства

### 1.2.1. Введение

Монография посвящена мерцающему артефакту, возникающему именно в доплеровских режимах, которые, как как было показано выше, позволяют получить информацию о наличии, направлении, скорости и характере движения тканей и кровотока. Из них, пожалуй, наибольшее распространение получил режим цветового доплеровского картирования (ЦДК), поскольку он является незаменимым средством при диагностике заболеваний сердца и сосудов [46–50]. В режиме ЦДК формируется двумерная карта кровотока, которая накладывается на серошкальное анатомическое изображение в реальном времени. Она позволяет судить не только о временном, но и о пространственном распределении кровотока. Но в отличие от спектральных режимов, дающих информацию о мгновенных значениях кровотока, ЦДК информирует о средней скорости, мощности и турбулентности кровотока. Во многих клинических случаях, ориентируясь только на эти показатели, можно обнаружить болезнь, однако для более глубокого ее анализа ЦДК используют в совокупности со спектральным доплеровским режимом, позволяющим более точно оценить динамику кровотока [49].

В отличие от других доплеровских режимов, при реализации ЦДК критически важным является требование к скорости обработки данных в вычислительной системе ультразвукового медицинского диагностического устройства. Вследствие этого при реализации алгоритмов обработки приходится идти на компромиссы, приводящие к снижению показателей качества изображения в режиме ЦДК. К сожалению, вероятно, из-за коммерческих соображений в серийных УЗ-сканерах, использующих апробированные (классические) алгоритмы, обычно отсутствует возможность для исследователей экспериментировать с новыми алгоритмами [51]. Например, во многих случаях скорость движения ткани близка к скорости кровотока, здесь классические алгоритмы фильтрации неизбежно приводят к ошибке определения параметров кровотока, поэтому требуется совершенствование существующих алгоритмов обработки сигнала [52]. Известны гипотезы, в которых утверждается о возможности

разработки особого режима обработки эхосигналов на основе ЦДК, позволяющего обнаруживать микрокальцинаты, являющиеся предвестниками рака и других отклонений [53]. Но в других публикациях [54] отмечается, что мерцающий артефакт в стандартных доплеровских режимах при использовании современных сканеров плохо подходит для диагностики микрокальцинатов.

Для проверки этих противоречивых утверждений была разработана программа обработки доплеровских данных в режиме ЦДК, в которую вошли как стандартные алгоритмы обработки доплеровских сигналов, так и авторские. При этом в программе реализуются основные этапы обработки сигнала в режиме ЦДК: фильтрация, расчет параметров кровотока, маскирование, цветовое кодирование и наложение карты на В-изображение. Исходными данными для программы являлись первичные («сырые») данные, поступающие из тракта предварительной обработки прибора «Сономед-500».

В отличие от распространенной программы комплексного моделирования Field II [55, 56] программа, разработанная авторами, реализует только обработку сигнала в режиме ЦДК. Она написана на языке C++ и не содержит закрытого кода, что позволяет экспериментировать с различными алгоритмами на любом из этапов обработки сигнала, представленных на рис. 13. Далее рассмотрим назначение и суть каждого этапа.



Рисунок 13 – Схема подканала ЦДК и предварительной обработки

### 1.2.2. Традиционная модель входных данных

При формировании одного кадра в доплеровском режиме облучение объекта повторяется несколько раз. Количество повторов  $K$  меняется от 3–17 при ЦДК до нескольких сотен в спектральном режиме. 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  $\omega_0$ , следующих с интервалом  $T_{PRF}=2\pi/\omega_{PRF}$ . При поступлении в тракт приема соответствующие эхо-

сигналы усиливаются, оцифровываются и подвергаются преобразованию Гильберта для формирования аналитического сигнала. В результате, доплеровские данные могут быть представлены в виде четырехмерного массива комплексных чисел. Совокупность  $K$ -комплексных амплитуд в каждой точке исследуемой области представляет собой ансамбль  $\mathbf{x} = [x_0, x_1, \dots, x_{K-1}]^T$ .

Традиционно [20, 57] комплексный доплеровский сигнал описывается следующим выражением:

$$x_k = P_k e^{i\varphi_0} \left( (A_k e^{i\omega_A t_k} + B_k) e^{i\omega_B t_k} + E_k \right), \quad (3)$$

где  $k$  – номера импульса в доплеровской пачке  $P_k$ , – действительная амплитуда сканирующего импульса в моменты времени  $t_k$ . Этот импульс можно приближенно считать гауссовым, его длительность в доплеровском режиме равна нескольким периодам колебаний на частоте  $\omega_0$ ;

–  $A_k$  комплексная амплитуда сигналов, отраженных от кровотока;

–  $\omega_A = 2v_A/c \times \omega_0$  – доплеровский сдвиг частоты, обусловленный движением крови со скоростью  $v_A$ ,  $c$ , – скорость звука  $t_k = kT_{PRF}$ , – промежуток времени между нулевым и  $k$ -м импульсом в пачке,  $k = 0, 1, \dots, K-1$ ;

–  $B_k$  комплексная амплитуда сигналов от малоподвижных тканей, которая, как правило, на 20–30 дБ превосходит амплитуду сигналов от кровотока;

–  $\omega_B = 2v_B/c \times \omega_0$  – доплеровский сдвиг частоты, обусловленный движением тканей и колебаниями датчика. Предполагается, что скорость этого движения  $v_B \ll v_A$ ;

–  $E_k$  комплексная компонента, характеризующая тепловой шум и шумы квантования и дискретизации в тракте приема и первичной обработки сигнала. Ее амплитуда на 10–15 дБ меньше амплитуды сигнала от кровотока;

–  $\varphi_0$  начальная фаза последовательности, этот параметр не влияет на последующие рассуждения и в дальнейшем будет опускаться.

Таким образом, обрабатываемые данные канала ЦДК представимы в виде четырехмерной матрицы, одно из измерений которой соответствует номеру кадра, другое – номеру луча, третье – «быстрому» времени или глубине прихода сигнала, четвертое – «медленному» времени или номеру импульса в пачке. При обработке в режиме ЦДК рассматриваются ансамбли «медленного» времени, полагается, что они состоят из отсчетов, взятых из одной точки пространства с частотой повторения импульсов. Тогда сигнал представляет собой вектор из  $K$ -комплексных чисел:  $\mathbf{x} = [x_0, x_1, \dots, x_{K-1}]^T$ .

Ансамбль «медленного» времени в области кровотока содержит три компоненты: 1) отражения от эритроцитов; 2) отражения от тканей; 3) шум приемного устройства. Если же кровотока в рассматриваемой точке нет, то в ансамбль войдут только шум и сигнал от тканей. Тогда ансамбль «медленного»

времени можно представить в двух формах в зависимости от наличия кровотока:

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} x_0 \\ x_1 \\ \vdots \\ x_{K-1} \end{bmatrix} = \begin{cases} \mathbf{a} + \mathbf{b} + \mathbf{e} & (\text{кровоток}), \\ \mathbf{b} + \mathbf{e} & (\text{ткань}), \end{cases} \quad (4)$$

где  $\mathbf{a}$ ,  $\mathbf{b}$  и  $\mathbf{e}$  – векторы длиной  $K$ , именуемые в дальнейшем компонентами 1) отражения от эритроцитов; 2) отражения от тканей; 3) шума в тракте приема. Компоненты  $\mathbf{a}$  и  $\mathbf{b}$  происходят из разных источников, расположенных в разных точках пространства, но попавших в один отсчет из-за наличия боковых лепестков диаграммы направленности решетки пьезокерамических элементов, и поэтому являются статистически независимыми. Поскольку ширина шума в спектральной области на входе доплеровского канала обработки велика по отношению к частоте повторения импульсов, его модулируют как белый шум [57]. А плотность вероятности ансамбля «медленного» времени  $p_x(\mathbf{x})$  соответствует центрированному комплексному гауссову процессу:

$$p_x(\mathbf{x}) = \frac{1}{\pi^K \det \mathbf{R}_x} e^{-\mathbf{x}^* \mathbf{R}_x^{-1} \mathbf{x}} \quad (5)$$

где  $\det \mathbf{R}_x$  – определитель матрицы  $\mathbf{R}_x$ , а  $\mathbf{R}_x^{-1}$  – матрица, обратная  $\mathbf{R}_x$ .

Являясь гауссовым, ансамбль полностью статистически характеризуется моментом второго порядка, информация о котором содержится в корреляционной матрице:

$$\mathbf{R}_x = E\{\mathbf{x}\mathbf{x}^{*T}\}, \quad (6)$$

где  $E$  соответствует оператору математического ожидания размерностью  $K \times K$ .

С учетом предположения о статистической независимости это можно записать так:

$$\mathbf{R}_x = \begin{cases} \mathbf{R}_c + \mathbf{R}_b + \mathbf{R}_n \\ \mathbf{R}_c + \mathbf{R}_n \end{cases} = \begin{cases} \mathbf{R}_c + \mathbf{R}_b + \sigma_n^2 \mathbf{I}, \\ \mathbf{R}_c + \sigma_n^2 \mathbf{I}. \end{cases} \quad (7)$$

В формуле (7)  $R_c$  соответствует корреляционной матрице компоненты ткани,  $R_b$  – корреляционная матрица сигнала от эритроцитов,  $\sigma_n^2$  – дисперсия теплового шума, а  $I$  – единичная матрица размерностью  $K \times K$ .

При формировании карты очень важно определить наличие компоненты кровотока в анализируемом ансамбле. Для этого необходимо подавить компоненту отражения от тканей, мощность которой обычно более чем на 20 дБ превышает другие компоненты. В этом и состоит основная задача фильтрации, которая в случае малой относительной скорости кровотока осложняется наложением спектров компонент отражения от тканей и эритроцитов.

### 1.2.3. Фильтрация

Компонента отражения от тканей обычно на 20–60 дБ превышает мощность компоненты отражения от эритроцитов [51]. Для определения параметров кровотока компоненту отражения от тканей подавляют при помощи фильтра верхних частот:

$$\tilde{\mathbf{x}} = [\tilde{x}_0, \tilde{x}_1, \dots, \tilde{x}_{K-1}]^T = \mathbf{F}\mathbf{x}, \quad (8)$$

где  $\tilde{\mathbf{x}}$  – вектор результата фильтрации,  $\mathbf{F}$  – матрица фильтрации размером  $K \times K$ .

Поскольку основными малоподвижными отражателями при доплеровской визуализации являются стенки кровеносных сосудов, эта фильтрация получила название *Wall Filtering*. Соответствующая доплеровская частота  $\omega_B \gg \omega_A$ , поэтому ее влиянием тоже можно пренебречь. Обычно исключается из рассмотрения амплитудная составляющая сканирующего импульса  $P_k$ , хотя это и не совсем корректно. Таким образом, анализу подвергаются сигналы с комплексными амплитудами отсчетов вида:

$$\tilde{x}_k = A_k e^{i\omega_A t_k} + E_k \quad (9)$$

Фильтрация верхних частот в радиоэлектронике обычно реализуется с помощью фильтров с конечной (КИХ) и бесконечной импульсной характеристикой (БИХ). КИХ-фильтр реализуют в цифровой форме как нерекурсивный алгоритм, его выходной сигнал зависит только от входного, а импульсная характеристика конечна. БИХ-фильтр, напротив, рекурсивен:

$$\tilde{x}_n = \sum_{k=0}^{K-1} \alpha_k x_{n-k} - \sum_{k=1}^{K-2} \beta_k \tilde{x}_{n-k} \quad (10)$$

В уравнении (10)  $\alpha_k$  и  $\beta_k$  – весовые коэффициенты входных и выходных отсчетов. Разностное уравнение КИХ-фильтра совпадает по форме с уравнением (10), но весовые коэффициенты выходных отсчетов равны нулю.

Выбор порядка КИХ- и БИХ-фильтров является непростой задачей, так как для малого порядка характерна неприемлемо широкая переходная область на амплитудно-частотной характеристике, а при большом порядке возникает длинная переходная характеристика, приводящая к потере отсчетов обрабатываемого ансамбля «медленного» времени [57].

#### 1.2.4. Расчет параметров кровотока

Самый первый и наиболее распространенный метод определения параметров кровотока основан на корреляционной функции. Впервые он был применен японскими учеными Никанави и Касаи [51, 57] в середине восьмидесятых годов 20 века при демонстрации работающего в реальном времени режима ЦДК.

Корреляционный метод позволяет оценить основные спектральные моменты:

$$P = 10 \log R_{\tilde{x}}(0), \quad (11)$$

$$\overline{\Delta\varphi} = \arg R_{\tilde{x}}(1), \quad (12)$$

$$B = \sqrt{1 - \frac{|R_{\tilde{x}}(1)|}{R_{\tilde{x}}(0)}}, \quad (13)$$

$$R_{\tilde{x}}(l) = \sum_{k=l}^{K-1} \tilde{x}_k \tilde{x}_{k-l}^*, \quad (14)$$

где  $R_{\tilde{x}}(l)$  – корреляционная функция ансамбля «медленного» времени,  $P$  – мощность, используемая для определения наличия и интенсивности кровотока,  $B$  – величина, характеризующая турбулентность потока [52, 58],  $\overline{\Delta\varphi}$  – средний доплеровский сдвиг фазы ансамбля  $\tilde{x}$  после фильтрации верхних частот.

В общем случае автокорреляционная функция связана со спектральной плотностью мощности по теореме Винера-Хинчина:

$$R_{\tilde{x}}(\tau) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} G(\omega) e^{i\omega\tau} d\omega \quad (15)$$

при  $\tau = T_{PRF}$  связь примет вид:

$$R_{\tilde{x}}(1) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} G(\varphi) e^{i\varphi} d\varphi = \frac{e^{i\overline{\Delta\varphi}}}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} G(\varphi) e^{i(\varphi - \overline{\Delta\varphi})} d\varphi \quad (16)$$

Из уравнения (15) следует, что средний доплеровский сдвиг  $\overline{\Delta\varphi}$  равен фазе  $R_{\tilde{x}}(1)$ , если мнимая часть подынтегрального выражения равна нулю. Это справедливо для симметричного спектра.

Зная среднюю частоту, можно оценить среднюю скорость по уравнению Доплера [59]:

$$\overline{V}_d = \frac{c}{4\pi f_0} \overline{\omega}_d = \frac{c}{4\pi T_{PRF} f_0} \overline{\Delta\varphi}, \quad (17)$$

где  $f_0$  – частота зондирующего сигнала, а  $PRF$  – частота повторения импульсов.

### 1.2.5. Маскирование

На этапе фильтрации подавляется компонента отражения от тканей. Поэтому ансамбль «медленного» времени на выходе фильтра представим в одной из двух форм:

$$\tilde{\mathbf{x}} = \begin{bmatrix} \tilde{x}_0 \\ \tilde{x}_1 \\ \vdots \\ \tilde{x}_{K-1} \end{bmatrix} = \begin{cases} \mathbf{a} + \mathbf{e} & (\text{кровоток есть}), \\ \mathbf{e} & (\text{нет кровотока}). \end{cases} \quad (18)$$

Даже в отсутствии компоненты отражения от эритроцитов ансамбль может иметь ненулевые спектральные моменты (рис. 14 а). В режиме ЦДК цветом от-

мечается область кровотока. Цветовое окрашивание вне сосудов нежелательно. Его связывают с артефактами.

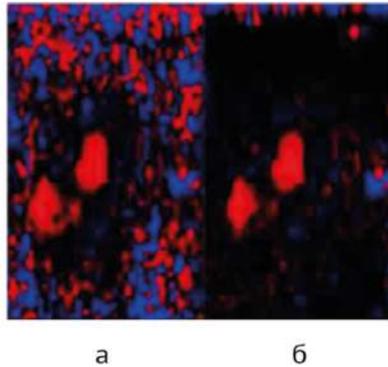


Рисунок 14 – Наложение маски на карту кровотока сонной артерии: а – без маски; б – маска по СКО

Маскирование – распространенный метод борьбы с цветовым окрашиванием вне сосудов. Часто применяют маску по среднеквадратичному отклонению (СКО). После фильтрации среднее значение ансамбля равно нулю.

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} |\tilde{x}_k|^2} \quad (19)$$

Обычно СКО в отсутствии кровотока мало [58] (рис. 14 б).

Но маска по СКО не способна бороться с мерцающим артефактом, наблюдаемым на объектах с высокой отражающей способностью [53].

Влияние шумовой компоненты на определение параметров кровотока носит стохастический характер [52, 58]. Для его уменьшения используется пространственно-временное усреднение. В созданной программе обработки доплеровских данных в режиме ЦДК его роль выполняет биэкспоненциальный фильтр. Подробно его работа рассмотрена в [24].

### 1.2.6. Цветовое кодирование

Визуализация параметров кровотока не обходится без цветового кодирования. По самой распространенной схеме кодируются только средняя скорость и направление кровотока (рис. 15, изображение слева) [47–50]. Красный соответствует движению к датчику, синий – от датчика. Средняя скорость кодируется интенсивностью цвета.

По другой схеме кодируется мощность доплеровского сигнала (рис. 15, изображение по центру). Используются оттенки оранжевого цвета. Дополненный высокой степенью временного усреднения такой режим называют энергетическим [57]. Он хорошо подходит для малых сосудов и слабого кровотока.

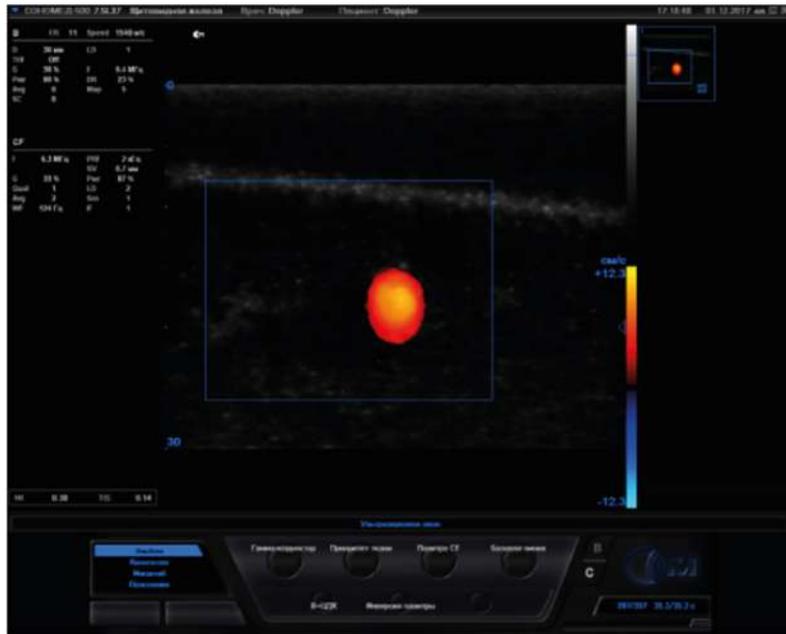
При визуализации сердечной деятельности очень важен характер кровотока. В таких случаях часто используют режим турбулентности (рис. 15, изображение справа) или его комбинацию с режимом направления и средней скорости кровотока. Турбулентность кодируют оттенками зеленого цвета.



*Рисунок 15 – Три карты кровотока сонной артерии: слева – по скорости; по центру – по мощности; справа – по турбулентности*

### 1.2.7. Наложение карты

На заключительном этапе данные ЦДК представляют собой трехмерную матрицу. Одно измерение соответствует номеру кадра, а два других – декартовым координатам пикселя изображения в кадре. Каждый пиксель является цветовым представлением параметра кровотока. В отсутствии кровотока параметры должны быть равны нулю. Наложение карты кровотока на серошкальное анатомическое изображение осуществляется простым сложением соответствующих пикселей с учетом расположения окна ЦДК и геометрии датчика (рис. 12 и рис. 16).



*Рисунок 16 – Наложение карты кровотока на серошкальное изображение при исследовании доплеровского фантома с сосудом диаметром 4,5 мм. Снимок сделан на приборе «Сономед-500»*

### 1.3. Ультразвуковые сканеры, используемые при исследовании мерцающего артефакта

В авторских исследованиях, приведенных в монографии, использовались два современных ультразвуковых прибора, представленных на рис. 3 и рис. 17: «Сономед-500» [38] производства фирмы «Спектрмед» (г. Москва) и Medison SonoAce 800 EX Prime (Республика Корея). В наших экспериментах прибор «Сономед-500» использовался с линейным (7.5L38) и конвексным (3.4C60) датчиками, а прибор Medison применялся с линейным датчиком L5–9EC и с конвексным C3–7ED.



*Рисунок 17 – Ультразвуковой сканер Medison SonoAce 800 EX Prime*

В большинстве проводимых авторами исследований главным элементом экспериментальной установки являлся УЗ-прибор «Сономед-500». Этот аппарат дает доступ к «сырым» данным, как из доплеровского канала, так и из тракта В-визуализации. «Сырые» данные содержат в себе больше информации, чем сонограммы на экране УЗИ-прибора, поскольку подверглись лишь минимальной обработке.

«Сырые» радиочастотные сигналы, используемые в экспериментах, получены следующим образом (рис. 18). Для формирования луча по каждому направлению сканирования используются 64 элемента фазированного датчика. Все выбранные элементы излучают импульс с задержками, обеспечивающими фиксированную фокусировку передатчика. Для В-режима излучается импульс длительностью  $\sim 1$  мкс, для доплеровского режима –  $\sim 4$  мкс. Эхосигналы принимаются отдельно каждым элементом решетки. В аналоговом приемном модуле они проходят усиление, после чего оцифровываются на частоте 50 МГц. Цифровые сигналы отдельных каналов суммируются в формирователе луча с задержками, обеспечивающими динамическую фокусировку. Сформированный сигнал одного луча подвергается децимации: частота оцифровки снижается до 10 МГц. Направление сканирования выбирается перекоммутацией активных элементов датчика.

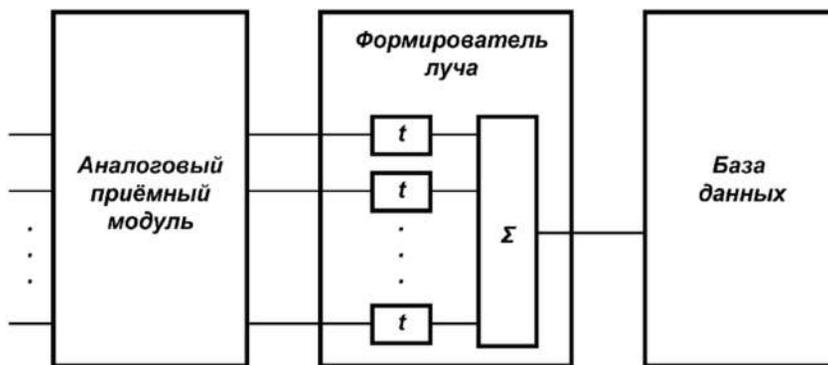


Рисунок 18 – Схема обработки данных

Данные из тракта предварительной обработки в режиме ЦДК представляют собой четырехмерный аналитический сигнал [20, 24], они экспортируются с выхода формирователя луча (рис. 18), а перед экспортом проходят предварительную обработку в тракте прибора, являющуюся единственным «черным ящиком» в авторских экспериментах: выполняется полосовая фильтрация и преобразование Гильберта, с помощью которого формируется полный аналитический сигнал.



## **Раздел II. ОСНОВНЫЕ СВЕДЕНИЯ О МЕРЦАЮЩЕМ АРТЕФАКТЕ**



Исследования А. И. Громова, С. Ю. Кубовой, В. Г. Лелюка, О. А. Сапожникова, М. Р. Байли, Л. А. Крам, В. Лу, М. С. Хирш, М. Ванг, М. Д. Соренсен, А. Джамзад, Э. Герцин, Ч. Сигал, А. Камая, С. К. Айтак, Х. Бехнам и др. [60–76] показали, что мерцающий артефакт может быть полезен при обнаружении твердых минеральных включений (ТМВ). Такими включениями являются, например, микрокальцинаты, кальцинаты, камни, возникающие при уролитиазе и некоторых других заболеваниях, связанных с отложением солей, пузырьки, титановые скрепки и пр. объекты, у которых способность сопротивляться деформации существенно отличается от окружающих тканей и жидкостей полых органов и каналов.

Их достоверное обнаружение актуально, поскольку именно ультразвуковая диагностика является методом первичного выявления камней в мочевых путях [71]. Кроме того, кальцинаты встречаются в любых органах и патологических образованиях и рассматриваются как один из признаков дифференциальной диагностики патологических образований [19].

Наиболее достоверное средство диагностики конкрементов и кальцинатов – компьютерная томография, однако она сопряжена с лучевой нагрузкой, что, естественно, является нежелательным [71]. Ультразвуковое исследование безвредно для больного и может стать подходящей альтернативой [15].

В В-режиме камни наблюдаются как гиперэхогенные объекты, за которыми часто видна акустическая тень. Но чувствительность УЗИ в этом случае уступает компьютерной томографии, однако существуют клинические исследования, которые говорят о возможности увеличения чувствительности выявления мочевых камней за счет использования мерцающего артефакта [19, 34, 62]. Впервые в отечественной литературе было упоминание эффекта цветового окрашивания позади кальцинатов предстательной железы в статье А. Ю. Васильева и А. И. Громова [1]. В публикации А. И. Громова и Б. И. Зыкина [3] впервые проанализированы клинические и экспериментальные данные об артефакте. Утверждается, что применение мерцающего артефакта может повысить вероятность обнаружения кальцинатов на 20–37% [19, 62, 66]. Помимо диагностики мочевых конкрементов, ультразвуковое исследование используется для навигации при литотрипсии, для поиска кальцинатов в других тканях – во всех этих случаях можно ожидать повышения эффективности этой процедуры.

Существует обширная литература (как отечественная, так и зарубежная) по данной теме [53, 60–71, 77]. Но, несмотря на то, что само явление известно уже более 20 лет, ясного объяснения его причин до недавнего времени не существовало.

Весьма характерным является название статьи «Color Doppler Twinkling Artifact: Misunderstood and Useful Sign» («Цветной доплеровский мерцающий артефакт: неправильно понятый и полезный признак» – пер. с англ.) [60], опубликованной в 2011 году чилийскими радиологами, – явление считается полезным для диагностики, но правильное понимание его на момент написания статьи признается затруднительным. Первоначальное изучение литературы по теме

показало: сложность проблемы во многом объясняется трудностями взаимопонимания, возникающими при взаимодействии медиков и физиков, работающих в разных учреждениях на принципиально различном оборудовании, часто не имеющих возможности для достаточно тесного взаимодействия.

С одной стороны, в клинических исследованиях использовались серийные медицинские приборы, которые не позволяют независимо анализировать многие важные настройки обработки и получения данных. Разработчики таких приборов не раскрывают особенности используемых алгоритмов, затрудняя полное понимание взаимосвязи между артефактом и особенностями обработки доплеровских сигналов.

Физические лаборатории, с другой стороны, используют специфическую аппаратуру, которая заметно отличается по своим характеристикам от медицинских аппаратов, применяемых в клинике. Значительные отличия имеются в используемых алгоритмах цифровой обработки сигналов. Это зачастую не позволяло в полной мере воспроизвести в условиях физической лаборатории наблюдения, опубликованные в медицинских работах.

Большинство известных исследований мерцающего артефакта построено на анализе изображений, наблюдаемых на экране сканера [60–66]. В исследованиях использованы не только изображения с экрана серийного прибора, но и данные с выхода тракта предварительной обработки сигналов. Это позволило объединить подходы медиков и физиков и, в частности, минимизировать влияние тех алгоритмов формирования изображений, которые до конца не известны исследователям артефакта, поскольку являются «ноу-хау» фирм-разработчиков.

Известно значительное количество эмпирических наблюдений [19, 60, 67, 71, 77, 78], из которых следует, что мерцающий артефакт может применяться для диагностики конкрементов и внутритканевых кальцинатов. Установлено [61, 77], что наилучшей визуализации артефакта можно добиться, если правильно настроить несколько параметров доплеровского режима.

Результаты опытов, описанных в литературе, порой расходятся. Поэтому в монографии приведены собственные результаты, которые демонстрируют возможность усиления мерцающего артефакта как за счет подбора параметров сканирования, так и посредством использования дополнительного источника возбуждения [53, 65].

## 2.1. Когда исследуемое явление было впервые обнаружено?

Впервые в мировой практике мерцающий артефакт описали в 1996 году [2]. В нашей стране, независимо от зарубежных исследователей, явление было открыто А. Ю. Васильевым и А. И. Громовым [1]. Обнаружение мерцания связывают с возникновением цифровых приборов, обеспечивающих заметно бóльшую точность обработки сигналов в доплеровских режимах, хотя это явление наблюдалось и при исследовании на аналоговых приборах. Есть свидетельства, что в экспериментах на цифровом сканере артефакт наблюдается в 96% случаев, а на аналоговом — только в 39% [78].

## 2.2. Наблюдения мерцающего артефакта в штатных доплеровских режимах

В цветовых режимах доплеровского картирования (ЦДК, ЭДК) мерцающий артефакт – это хаотическое окрашивание таких участков изображения, в которых можно с уверенностью исключить движение крови в сосудах. Несмотря на наличие окрашивания, получаемая картина обычно сильно отличается от нормальных изображений кровотока. Примеры представлены на рис. 19–25.

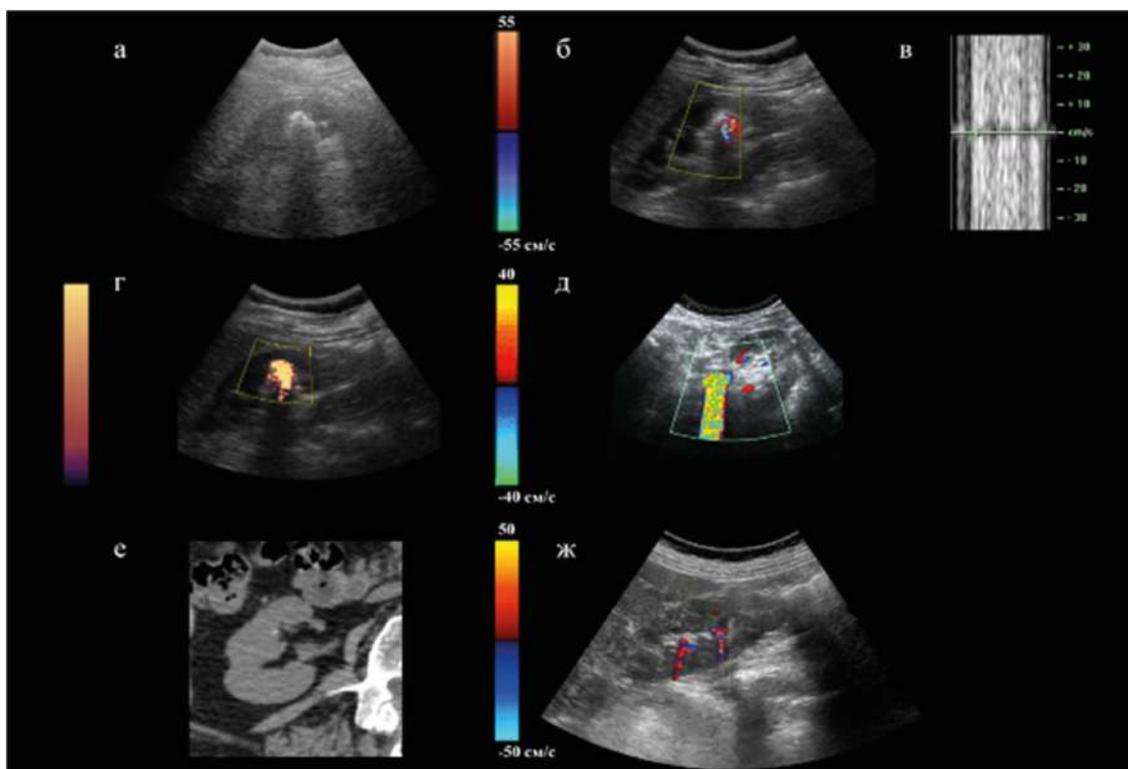


Рисунок 19 – Изображения почек: а – В-режим (камень создает тень); б – режим ЦДК (на камне есть мерцающий артефакт); в – доплеровский спектр эха от камня почки; г – мерцающий артефакт на камне в режиме ЭДК; д – мерцающий артефакт на крупном камне лоханки почки; е – компьютерная томограмма с камнем размером 1,5 мм; ж – мерцающий артефакт на камнях размером 1,5 мм

Характерные признаки мерцающего артефакта:

- всегда: быстрая беспорядочная смена цветов, охватывающая всю палитру кодируемых скоростей кровотока: можно видеть предельно большие «положительные» и «отрицательные» скорости;
- часто: наличие акустической тени непосредственно за зоной мерцания (рис. 19 б);
- часто: зона мерцания вытянута в направлении от датчика независимо от наличия акустической тени (рис. 19 г, д, ж);
- иногда: акустическая тень может быть заполнена мерцанием (рис. 19 д).

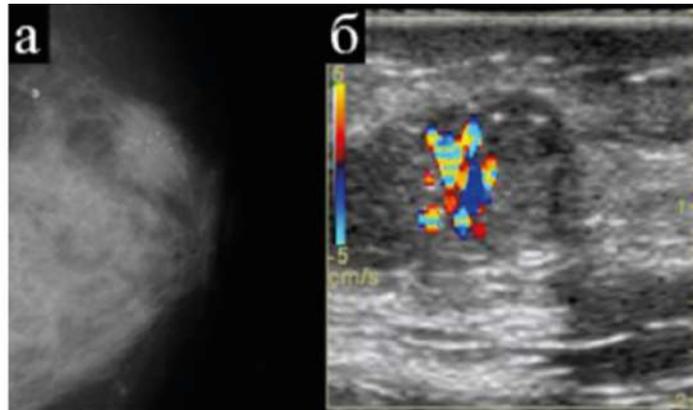


Рисунок 20 – Исследования молочной железы: а – рентгеновская маммограмма, выявляется образование с кальцинатами; б – режим ЦДК (мерцающий артефакт возник на скоплении микрокальцинатов)

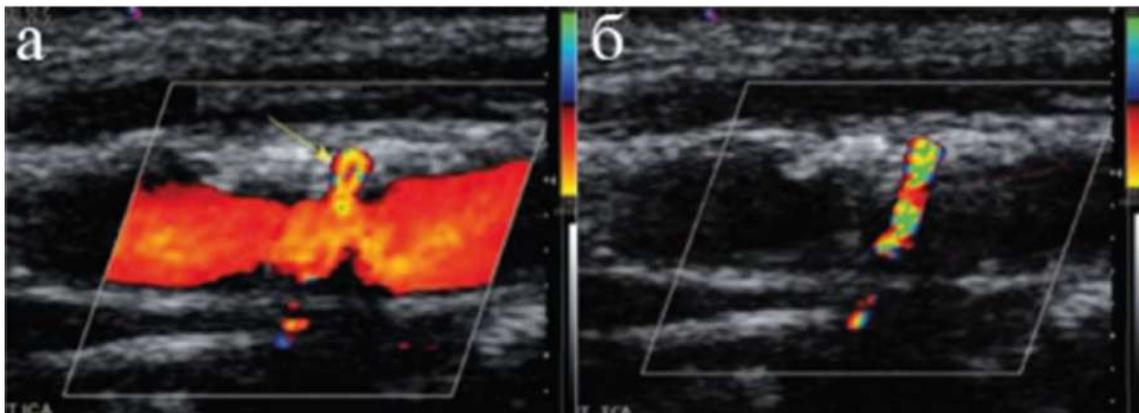
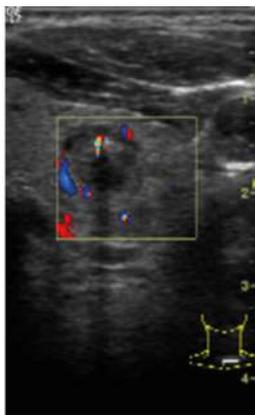


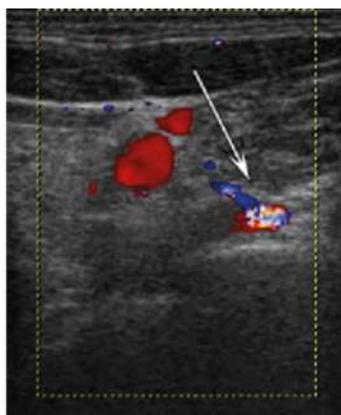
Рисунок 21 – Внутренняя сонная артерия: а – окрашивание потока в сосуде и мерцание а-области бляшки; б – при повышении PRF (ограничение скорости увеличено до 86 см/с) остался мерцающий артефакт на бляшке сосуда



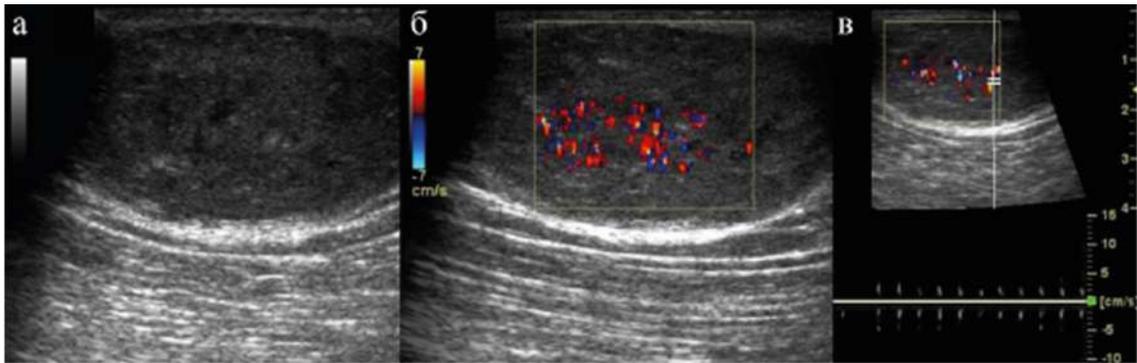
*Рисунок 22 – Эхограмма щитовидной железы, на которой виден мерцающий артефакт от кальцината*



*Рисунок 23 – Мерцающий артефакт на металлической проволоке в мягких тканях стопы*



*Рисунок 24 – Эхограмма мягких тканей шеи, содержащих кальцинат размером около 3 мм и сосуды шеи. Стрелка указывает на мерцание в области кальцината*

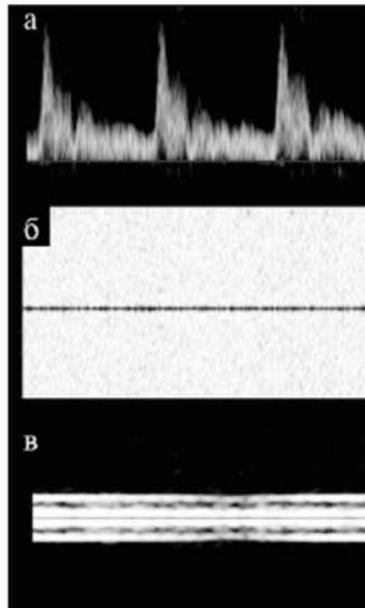


*Рисунок 25 – Эхограммы эпидермоидной кисты [22]: а – гетерогенная мягкотканная масса с отчетливыми границами в В-режиме; б – режим ЦДК (на роговых включениях появилось мерцание); в – доплеровский спектр эхосигналов от роговых включений, приведших к появлению мерцающего артефакта*

В спектральном доплеровском режиме чаще всего появляется широкий «шумовой» спектр, не позволяющий даже приблизительно выделить какую-либо скорость и направление «кровотока» (сравнительная картина представлена на рис. 26 а и б).

Реже можно наблюдать спектр, содержащий два максимума, расположенных симметрично от нулевой скорости (рис. 25 в и 26 в). Такой спектр можно ошибочно принять за два противоположно направленных потока, однако движение крови в области интереса обычно исключено, а в спектре отсутствуют характерные для кровотока пульсации.

В ходе эксперимента, проведенного авторами, подтвердилась положительная зависимость интенсивности мерцающего артефакта от мощности зондирующих импульсов. Она показана на рис. 27. Для ее построения использовался камень, извлеченный из почки пациента и помещенный в агаровое желе таким образом, чтобы избежать прикосновения к стенкам сосуда. Объект облучали в режиме ЦДК. Интенсивность мерцающего артефакта, наблюдаемого на камне, измерялась подсчетом окрашенных пикселей в окне ЦДК. Эксперимент проводился на двух УЗ-приборах, их сравнение показало различную интенсивность артефакта: на приборе Medison интенсивность при усреднении по 10 измерениям оказалась в 2,5 раза больше, чем на приборе «Сономед-500».



*Рисунок 26 – Изображения спектрального доплеровского режима для следующих объектов: а – пульсирующий поток в сосуде; б – широкополосный спектр мерцающего артефакта, наблюдаемый на извлеченном из почки камне, помещенном в контейнер с водой; в – узкополосный спектр мерцающего артефакта, наблюдаемый на нейлоновом ярком отражателе тканемитирующего фантома при частоте повторения импульсов 500 Гц*

Известно [63], что вероятность обнаружения мерцающего артефакта зависит от позиции фокуса передатчика. Результаты наблюдения автором монографии представлены на рис. 28. Размеры используемого в этом опыте камня не превышали 6 мм. Эксперимент проводился на сканере SonoAce 800 EX Prime. На камень наводили квадратное окно режима ЦДК со стороной 12 мм, при этом фокус устанавливался поочередно на глубину 9, 14, 20 и 28 мм от апертуры УЗ-датчика, а камень располагался на глубине от 10 до 16 мм. При попадании камня в фокус интенсивность была максимальна и использовалась как нормировочный коэффициент при последующих измерениях. На графике 28 видно, что при удалении фокуса от исследуемого объекта интенсивность артефакта значительно снижается.

На интенсивность мерцания влияет частота среза фильтра высоких частот, предназначенного для подавления колебаний стенок сердца и сосудов (wall-filter). Отметим, что результаты проведенных авторами исследований, представленные на рис. 29, отличаются от приведенных в статье М. Ван, Дж. Ли, Дж. Сяо и соавторов [61], в которых наблюдалась наибольшая интенсивность при наибольшей частоте среза. (Почему это происходит, будет подробно рассмотрено в разделах III и IV.)

Графики на рис. 30 показывают зависимость от изменения параметра Sensitivity ультразвукового прибора и частоты повторения импульсов. В режиме

ЦДК ультразвуковых приборов изменение параметра Sensitivity соответствует изменению числа зондирующих импульсов в пачке. Повышение чувствительности должно приводить к повышению энергии, попадающей на твердые минеральные включения (ТМВ) за время, равное длительности пачки. Это должно повысить интенсивность проявления артефакта.

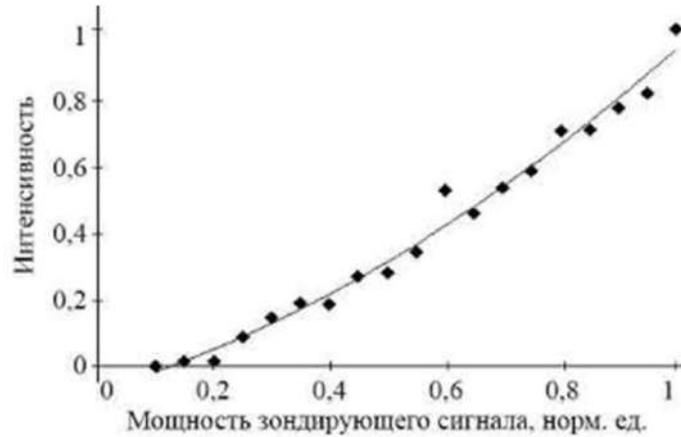


Рисунок 27 – Зависимость интенсивности мерцающего артефакта от мощности зондирующих импульсов

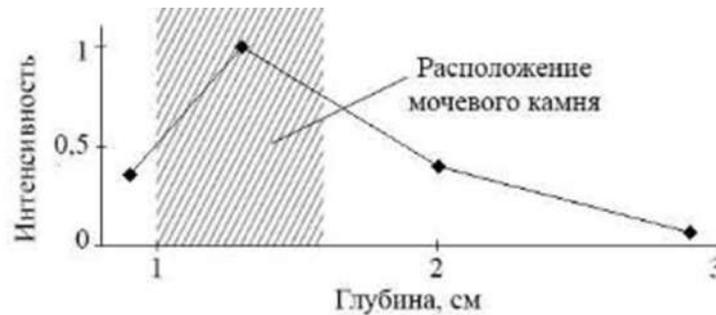


Рисунок 28 – Зависимость интенсивности мерцания от глубины фокуса

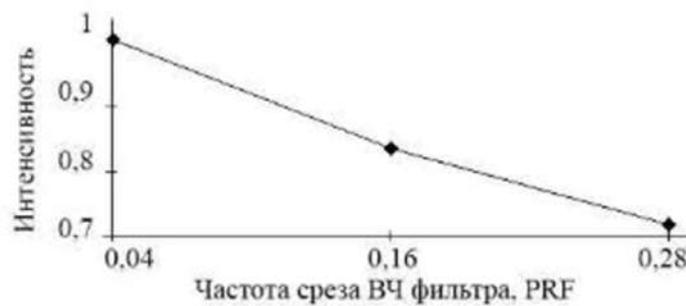


Рисунок 29 – Зависимость интенсивности мерцания от частоты среза фильтра

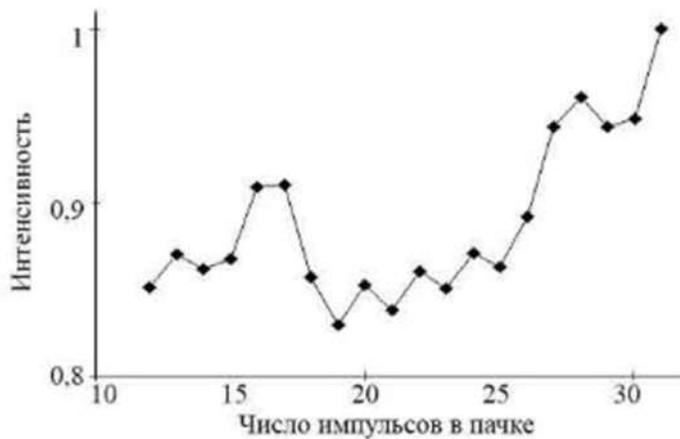


Рисунок 30 – Зависимость интенсивности мерцания от числа импульсов в пачке

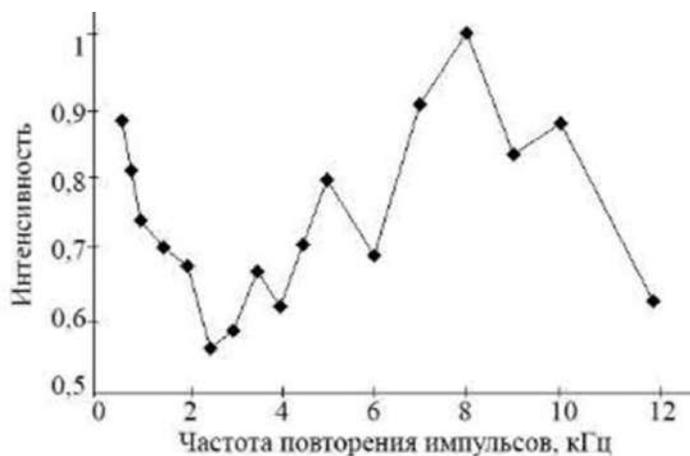


Рисунок 31 – Зависимость интенсивности от частоты повторения зондирующих импульсов

Как известно, с повышением частоты повторения импульсов растет частота среза фильтра, что должно привести к уменьшению мерцания. Однако наблюдаемая нами зависимость на рисунке оказалась неоднозначной. Изменения интенсивности очень значительны и могут быть связаны с резонансом. Полагаем, что экстремумы на рис. 31 могут свидетельствовать о наличии у системы, состоящей из камня, среды и пр. резонансных частот. Все исследования проводились на камне с фиксированным размером, в качестве одного из направлений дальнейших исследований представляет интерес изучение зависимости мерцания от размера камня.

## 2.3. Акустическая резонансная визуализация

Известен метод [53, 65], в котором для обнаружения кальцинатов используется акустический резонанс. Можно представить, что кальцинат и окружающие его упругие ткани образуют колебательную систему наподобие пружинного маятника. Резонансная частота этой системы зависит от размера кальцинатов и связывающей способности окружающей ткани. Эта технология, называемая акустической резонансной визуализацией (АРВ), впервые была предложена в работе С. Сегхал [65]. На наш взгляд, она тесно связана с одной из разновидностей мерцающего артефакта.

Авторы использовали мерцающий артефакт для поиска кальцинатов в фантоме, заполненном силиконом. Наблюдения показали, что мерцающий артефакт стабильно наблюдается только в том случае, если мощность передатчика выставлена на максимум. Но если приложить к исследуемому объекту источник звука (например, обыкновенный динамик) и подать колебания на определенной частоте, мерцающий артефакт хорошо наблюдается даже при самых малых мощностях. В этом и состоит суть АРВ.

Эффект наблюдается на частотах менее 1 кГц. На рис. 32 видно, что резонанс возникал на частотах 380 и 530 Гц. На рис. 33 отражена зависимость интенсивности мерцания от амплитуды возбуждающего сигнала на частоте 440 Гц. Как отмечалось выше, интенсивность артефакта оценивалась по относительной площади окрашенных пикселей на экране прибора. Она постепенно растет с увеличением амплитуды возбуждающего воздействия до определенного порога, потом приходит в насыщение.

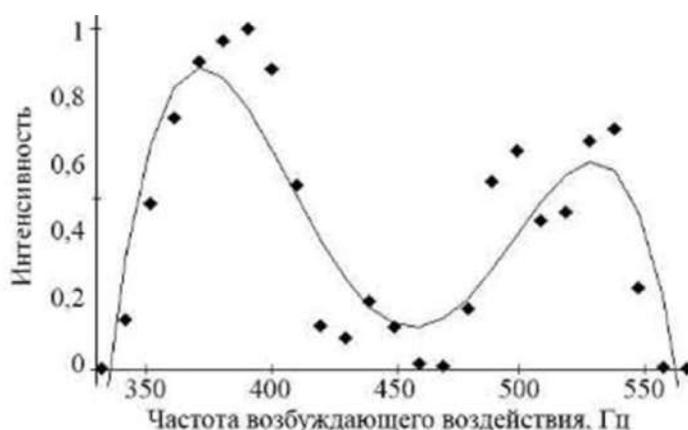
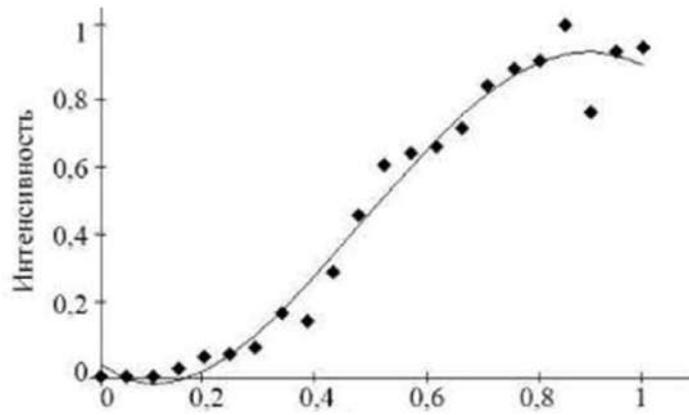


Рисунок 32 – Зависимость относительной интенсивности от частоты дополнительного возбуждающего сигнала при АРВ



Амплитуда сигналов дополнительного источника, условные единицы

*Рисунок 33 – Зависимость относительной интенсивности от амплитуды дополнительного возбуждающего сигнала при APB*

## 2.4. Обсуждение клинической применимости

Дальнейшее совершенствование экспериментальных методов изучения описанных явлений способно повысить ценность диагностики минеральных включений в различных органах и тканях. Областью применения результатов исследования мерцающего артефакта может служить система навигации для проведения минимально инвазивного вмешательства [53]. Подобная улучшенная навигация позволит увеличить точность и снизить число диагностических ошибок.

Описанные опыты имеют обзорный характер и дают представление о мерцающем артефакте с позиции врачей, однако многое остается неясным, поскольку опыты не раскрывают физической составляющей исследуемого явления. Более подробная информация о клинической применимости мерцающего артефакта приведена в четвертом разделе монографии.



**Раздел III. ФУНДАМЕНТАЛЬНЫЕ  
ИССЛЕДОВАНИЯ ПРИЧИН  
ВОЗНИКНОВЕНИЯ МЕРЦАЮЩЕГО  
АРТЕФАКТА В ДОПЛЕРОВСКИХ  
РЕЖИМАХ УЛЬТРАЗВУКОВОГО  
МЕДИЦИНСКОГО  
ДИАГНОСТИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА**



Применение мерцающего артефакта может повысить вероятность истинного обнаружения кальцинатов на 20–37% [19, 62, 66, 92]. Однако для полноценного использования мерцающего артефакта в диагностике необходимо выполнить ряд условий.

Во-первых, нужна достоверная гипотеза, объясняющая причины этого явления и закономерности его возникновения. В настоящее время выдвинуто несколько таких гипотез, но полного понимания явления известные нам литературные источники не дают. Зависимость артефакта от мощности, частоты повторения импульсов и других параметров сканирования [35, 37, 102] изучалась в проводимых исследованиях, однако речь шла о закономерностях возникновения эффекта, а не о его глубоких физических причинах. То же самое можно сказать о попытках уловить связь с размерами, химическим составом и характером поверхности включений [61, 63]. Надежно установлена связь артефакта с кавитационными микропузырьками, возникающими на границе жидкости и твердого тела под воздействием ультразвука [73–76, 103], однако нельзя говорить, что микропузырьки являются единственной причиной артефакта.

Во-вторых, нужно четко описать технические условия, при которых удастся наблюдать артефакт, включая точные характеристики используемых алгоритмов цифровой обработки сигналов. Но в большинстве описанных экспериментов применялись серийные медицинские приборы, которые не позволяют независимо исследовать многие важные настройки обработки и получения доплеровских сигналов. При этом разработчики таких приборов не раскрывают особенности своих алгоритмов, делая невозможным полное понимание взаимосвязи между артефактом и параметрами обработки сигналов.

В этом разделе проведен обзор основных гипотез. Описаны эксперименты, нацеленные на воспроизведение результатов предшественников и оригинальные наблюдения. Далее авторы излагают собственные предположения о природе артефакта, связывают их с ранее опубликованными гипотезами. Наконец, приводятся характерные признаки сигналов, по которым можно отличить различные виды артефакта от сигналов кровотока или случайного шума.

При проведении опытов соблюдались следующие условия. Во-первых, изначально отказались от попыток использовать материалы неопределенной формы и непредсказуемого химического состава (например, извлеченные у пациентов почечные камни [67, 35]). Артефакт наблюдался на образцах, физические свойства которых были изначально хорошо известны.

Во-вторых, при обработке сигналов старались по возможности избежать т.н. «черных ящиков» — алгоритмов с не до конца известным устройством. Вся последовательность цифровой обработки доплеровских сигналов была полностью реализована авторами [94].

## 3.1. Основные гипотезы возникновения мерцающего артефакта

В литературе опубликовано несколько предположений о причинах возникновения мерцающего артефакта, которые зачастую противоречат друг другу. Из противоречивых гипотез следуют сомнительные практические рекомендации, которые могут запутать исследователя.

Одно из первых наблюдений мерцающего артефакта опубликовали А. Рахмуни и соавторы [2]. Они предположили, что артефакт возникает вследствие многочисленных переотражений ультразвука от шероховатой поверхности, которые порождают сложный сигнал большой длительности. Морфологические характеристики этого сигнала очень чувствительны к траектории, т.о. даже самые незначительные изменения позиции датчика способны привести к изменению проявлений артефакта. Но очевидно, что сами по себе переотражения не могут вызвать значительных изменений доплеровского спектра, если оставаться в рамках линейной акустики.

Многие исследователи указывают на взаимосвязь между мерцающим артефактом, особенностями прибора и параметрами сканирования. Так, В. Г. Лелюк и соавторы [37] показали, что интенсивность артефакта наиболее явно зависит от мощности на передачу. Это наблюдение подтверждается и опытами, проводимыми авторами настоящей монографии [104]. С. К. Айтак и соавторы [78] показали зависимость от типа сканера: в экспериментах на цифровом сканере наблюдали артефакт в 96% случаев, а на аналоговом — только в 39%. А. Камая и соавторы [102] предположили, что причиной явления служит узкополосный фазовый шум в доплеровском тракте, а шероховатость гиперэхогенных объектов играет лишь вторичную роль, она служит для расширения спектра и увеличивает выраженность артефакта. Обе названные гипотезы невозможно полноценно проверить по существу, т.к. они построены только на умозрительных основаниях без анализа «сырых» данных, который невозможно провести на системах с закрытой архитектурой.

Еще одну гипотезу высказали С. П. Вайнштейн и соавторы [65, 53]. Серия их экспериментов на фантомах из желатина и грудки индейки с использованием дополнительного источника возбуждения показала возможность визуализации вынужденных колебаний микрокальцинатов молочной железы в режиме энергетического доплера. Частота источника возбуждения менялась от 50 до 500 Гц, а размеры микрокальцинатов составляли 400–800 мкм.

Х. Бехнам и соавторы [67] исследовали эту гипотезу на компьютерной моде-

ли и сделали вывод о возможности возникновения резонанса в микрокальцинах на частоте повторения импульсов. По его оценке, амплитуда собственных колебаний объекта составляет примерно 10 мкм.

О. А. Сапожников и соавторы посчитали, что одних резонансных колебаний для возникновения артефакта может быть недостаточно [103]. Согласно их гипотезе, важную роль в наблюдаемом явлении играют пузырьки воздуха, застрявшие в микротрещинах конкремента или возникающие из-за кавитации. С наличием пузырьков связывается зависимость интенсивности артефакта от шероховатости поверхности. В проводимых ими экспериментах интенсивность артефакта на камнях, помещенных в герметичный сосуд с повышенным давлением, была значительно ниже, чем при нормальном давлении.

Мы провели самостоятельное исследование с использованием большого числа искусственных объектов (фантомов), в ходе которых добивались появления мерцания. Благодаря использованию системы с открытой архитектурой авторы монографии записывали и анализировали «сырые» сигналы доплеровского тракта прибора и связывали их с возможными физическими явлениями в зоне артефакта [30, 105–108]. В результате проведенных экспериментов было установлено, что причины, названные в работах А. Рахмуни, Р. Бардж, А. Хермент и др. [2] и В. Лу, О. А. Сапожникова и соавторов [102] – переотражения и фазовый шум – не вызывают значительных изменений доплеровского спектра и не приводят к появлению мерцания. Эксперименты подтвердили наличие доплеровского сдвига, обусловленного двумя физическими причинами:

1) нелинейными эффектами взаимодействия ультразвука с микропузырьками на поверхности камня. Хаотическое влияние микропузырьков на доплеровский сигнал приведет к расширению спектра, как это видно на рис. 19 в, 26 б;

2) упругими микроколебаниями объекта под действием радиационной силы сканирующих ультразвуковых импульсов. Эти колебания придают доплеровскому спектру характерную симметрию относительно базовой линии (рис. 25 в, 26 в).

Обе эти гипотезы ранее были опубликованы другими исследователями [103, 109], авторам настоящей монографии удалось подтвердить их верность и провести обобщение. Учитывая существенное различие этих явлений, авторы монографии предлагают называть их мерцанием 1-го и 2-го рода соответственно.

На камнях почек в режиме ЦДК и ЭДК наблюдается мерцание 1-го рода, вызванное появлением микропузырьков на поверхности камня. Для него характерны сонограммы вида, представленного на рис. 19 б, г, д, ж, и спектр вида, показанного на рис. 19 в и 26 б. Этот вид мерцания практически не зависит от частоты повторения импульсов и параметров фильтра стенок сосудов (рис. 34 в–д), что позволяет надежно отличать его как от сигналов кровотока (рис. 34 а–б), так и от мерцания 2-го рода (рис. 34 е–з). Мерцание 1-го рода хорошо заметно в режиме ЭДК (рис. 19 г).

Сигналы микроколебаний, порождающих мерцание 2-го рода, значительно слабее сигналов, связанных с микропузырьками, поэтому часто теряются на их фоне, если происходят одновременно оба явления. Спектр этих сигналов показан на рис. 25 в и 26 в.

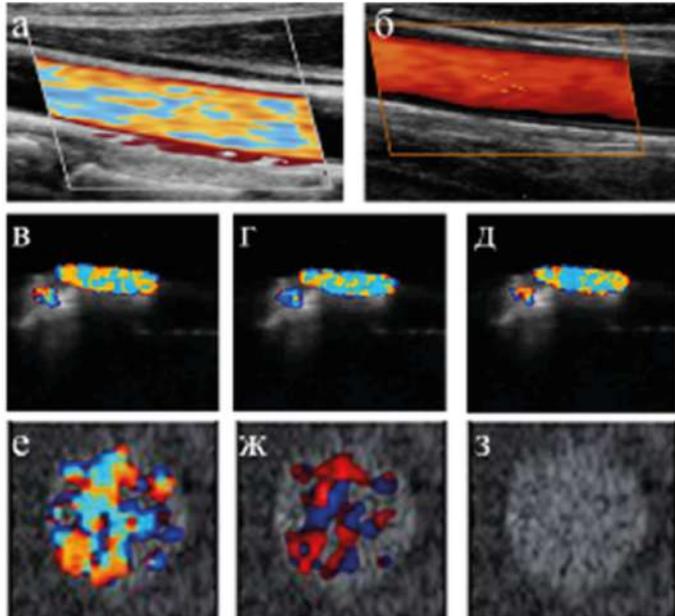


Рисунок 34 – Зависимость доплерографических изображений от частоты повторения импульсов (PRF): кровотока в сосуде (а – PRF=1,4 кГц; б – PRF=5 кГц); мерцающий артефакт 1-го рода на извлеченном из почки камне (в – PRF=1,5 кГц; г – PRF = 3 кГц; д – PRF = 4,5 кГц); мерцающий артефакт 2-го рода на объекте в фантоме (е – PRF=100 Гц; ж – PRF = 300 Гц; з – PRF = 600 Гц)

Как видно из рис. 34 е-з, интенсивность мерцания 2-го рода снижается с ростом частоты повторения импульсов, а цвет окрашивания при этом смещается в сторону понижения скорости. Поскольку сигналы микроколебаний слабы, для подробного изучения их свойств *in vitro* использовались искусственные объекты, для которых появление микропузырьков было бы невозможно [24]. В клинической практике этот подвид мерцающего артефакта встречается довольно редко. На рис. 25 дан его пример *in vivo* из статьи Ф. В. Кремкау [2] для роговых масс внутри эпидермальной кисты.

Важно иметь в виду, что в литературе не делается различия между подвидами мерцающего артефакта, поэтому можно встретить противоречивые руководства по настройке прибора для лучшей визуализации мерцания [31–37, 109]. Учет обеих физических причин и соответствующее разделение на мерцание 1-го и 2-го рода позволяют избежать противоречий. Наиболее полезным для врача будет умение использовать артефакт 1-го рода (рис. 19, 26 б и 34 в-д). Однако полагаем, что представление об обеих причинах мерцающего артефакта не будет лишним.

## 3.2. Модель доплеровских данных

Введем уточнение в традиционную модель (3) – уточненная модель впервые упомянута и опубликована в работе Д. В. Леонова, Н. С. Кульберга и соавторов [20]. Она учитывает влияние сигналов, отраженных как от кровотока, так и от конкрементов, приводящих к появлению мерцающего артефакта. В отличие от традиционной, в новой модели содержатся компоненты  $C_k$  и  $D_k$ :

$$x_k = P_k e^{i\varphi_0} \left( \left( A_k e^{i\omega_A t_k} + B_k + C_k e^{i\varphi_k} + D_k \right) e^{i\omega_B t_k} + E_k \right), \quad (20)$$

где  $C_k$  – амплитуда сигнала от конкремента, мощность которого на 0–10 дБ превосходит амплитуду сигналов от мягких тканей. Предполагается, что конкремент может совершать движение вместе с окружающими его малоподвижными тканями. Следовательно, ему соответствует доплеровский сдвиг частоты, равный  $\omega_B$ . Помимо этого, конкремент может совершать вынужденные колебания под действием акустической радиационной силы. Эти колебания, по мнению авторов, играют значительную роль в появлении артефакта, поэтому они будут подробно рассмотрены в разделе «Обсуждение гипотез». Они приводят к дополнительному изменению фазы сигнала, обозначенному здесь  $\varphi_k$ . Для оценки величины этого сдвига используется следующая формула:

$$\varphi_k = \frac{\omega_0 R}{c} \sin(\omega_c t_k), \quad (21)$$

где  $\lambda = 2\pi c / \omega_0$  – амплитуда вынужденных колебаний конкремента вдоль луча,  $\omega_c$  – частота этих колебаний;  $D_k$  – комплексное приращение амплитуды, вызванное влиянием кавитации. Амплитуда этого сигнала обычно несколько больше, чем компонента  $C_k$ , представляющая отражение от конкремента. Предполагается, что эти величины меняются от импульса к импульсу непредсказуемым образом.

Заглавные латинские буквы А–Е, использованные здесь для обозначения коэффициентов и индексов, будут применяться в главах «Классификация сигналов и признаки артефакта», «Эксперимент» и «Обсуждение гипотез» для описания характерных особенностей эмпирических сигналов, полученных в результате исследования. На рис. 37 и 38 в виде диаграмм на комплексной плоскости представлены пачки, в которых преобладают сигналы определенных типов.

На практике к доплеровским сигналам применяется процедура фильтрации, подавляющая компоненту  $B_k$ . Таким образом, анализу подвергаются сигналы с комплексными амплитудами отсчетов вида:

$$\tilde{x}_k = A_k e^{i\omega_d A_k} + C_k e^{i\varphi_k} + D_k + E_k \quad (22)$$

### 3.3. Условия проведения физических опытов

В настоящей работе использовались данные, полученные из цифрового тракта прибора «Сономед-500» (рис. 35), в процессе применения линейного датчика. Частота повторения импульсов во всех опытах составляла 1 кГц, доплеровская пачка состояла из 9 или 17 импульсов. В качестве вспомогательного (эталонного) прибора использовался Medison с линейным датчиком. В случае появления сомнительных результатов на первом приборе они проверялись проведением повторного эксперимента на вспомогательном. Рабочая частота датчиков на обоих приборах была установлена на 7,5 МГц.

Для наблюдения «обычной» доплеровской картины от движущейся жидкости использовался доплеровский фантом Gammex 1430 LE Mini-Doppler Flow System. На этом фантоме, в частности, были протестированы и откалиброваны все созданные процедуры обработки доплеровских сигналов.

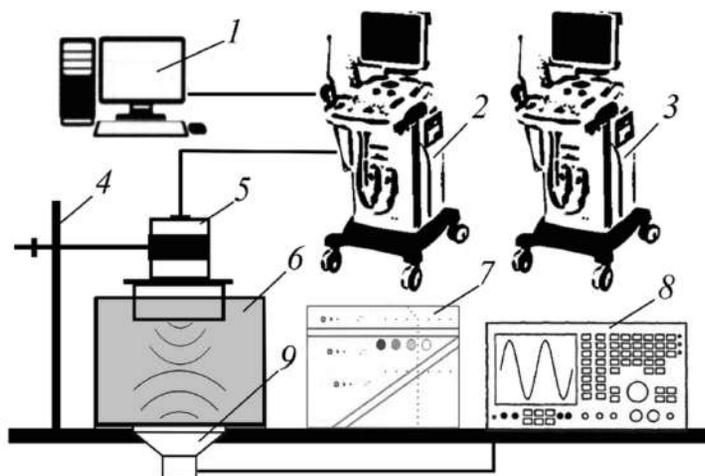


Рисунок 35 – Схема измерительного стенда: 1 – компьютер; 2 – «Сономед-500» с возможностью получения «сырых» данных; 3 – вспомогательный сканер Medison; 4 – штатив; 5 – УЗ-датчик; 6 – УЗ-фантом собственной разработки; 7 – доплеровский фантом Gammex 1430 LE; 8 – генератор сигналов; 9 – дополнительный источник возбуждения

В большинстве опытов датчик закреплялся на штативе, чтобы минимизировать влияние случайных вибраций. Артефакт исследовался с помощью специально изготовленного фантома с твердыми минеральными включениями (рис.

36). Корпус фантома был напечатан на 3D-принтере из SBS-пластика. В зависимости от условий опыта он заполнялся дегазированной водой, этиловым спиртом, агаровым желе с органическим звукоотражающим наполнителем. При использовании воды и агар-агара корпус и все детали перед заполнением обезжиривались спиртом. Затем они обрабатывались гигроскопичным поверхностно-активным агентом для уменьшения остаточных воздушных пузырьков на деталях. Во избежание переотражений на дне фантома закреплялся пористый звукопоглощающий материал толщиной 10 мм.

Отражающие объекты закреплялись внутри корпуса с помощью специально изготовленных кронштейнов в определенных фиксированных положениях. На начальной стадии исследования проводились эксперименты с большим количеством различных материалов. Однако затем было принято решение сосредоточить внимание на некотором минимальном наборе образцов, обладающих предсказуемыми физическими свойствами. Плотность «основного» материала должна быть близка к плотности мочевых камней и кальцинатов (равной приблизительно  $2,4 \text{ г/см}^3$ ). Использовались сплошные алюминиевые цилиндры диаметром 1,75 мм и длиной от 8 до 20 мм ( $\rho=2,7 \text{ г/см}^3$ ). Для имитации микрокальцинатов использовались микрокристаллы  $\text{CaSO}_4$  ( $\rho=2,4 \text{ г/см}^3$ ) размером порядка 0,1 мм, выращенные химическим способом в толще агарового желе.

Для исследования зависимости артефакта от гладкости поверхности часть алюминиевых цилиндров обрабатывалась наждачной бумагой.

Для определения зависимости артефакта от плотности объекта исследовались цилиндры таких же размеров различной плотности: железо ( $\rho=7,8 \text{ г/см}^3$ ), ударопрочный полистирол (*HIPS*) ( $\rho=1,06 \text{ г/см}^3$ ), влажная древесина ( $\rho=0,8 \text{ г/см}^3$ ).

О размещении объектов в фантоме можно судить по фото и чертежу на рис. 36. На внутренних гранях корпуса с шагом 10 мм расположены петли, за которые крепятся подвески с исследуемыми объектами. Цифрами 1–12 обозначены позиции УЗ-датчика, причем в позиции 1 исследуются расположенные горизонтально в ближней зоне алюминиевые цилиндры, 2 – полистирол, 3, 4 и 5 – вертикально расположенные цилиндры из древесины, алюминия и пластика, 6, 7 и 8 – расположенные горизонтально в дальней зоне цилиндры из дерева, пластика и алюминия, соответственно. В позициях 9, 10 и 11 в зону обзора одновременно попадают материалы разной плотности.

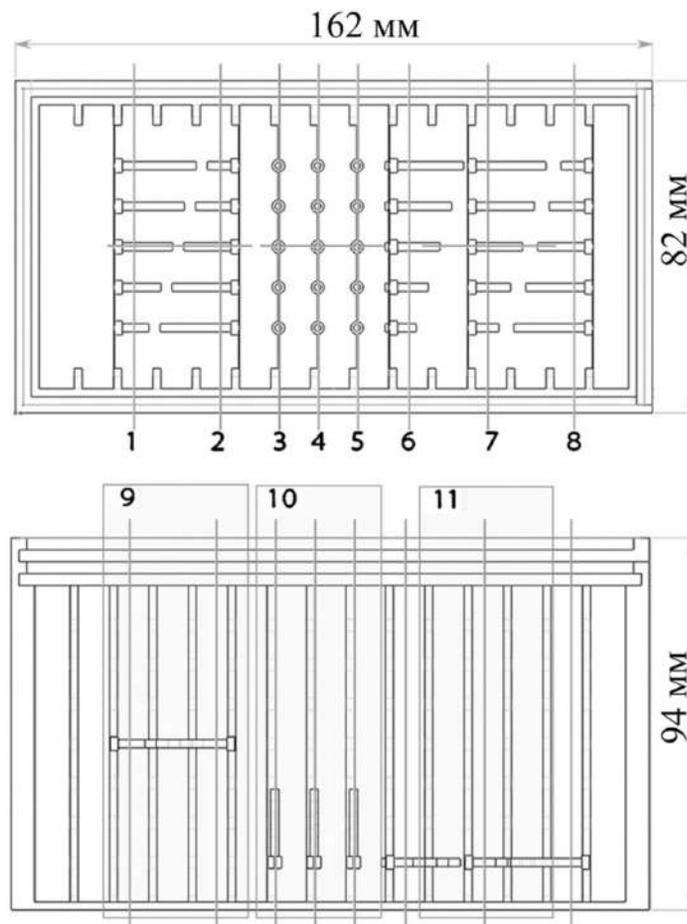
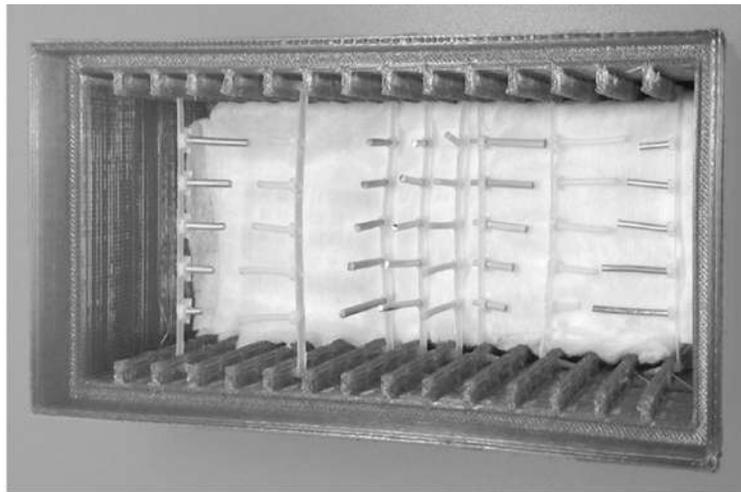


Рисунок 36 – Фото (сверху), а также вид сверху (по центру) и главный вид при фронтальном сечении (снизу) специально изготовленного ультразвукового фантома с подвесками с указанием исследуемых плоскостей и характерных размеров

### 3.4. Алгоритмы цифровой обработки сигналов

Для обработки доплеровских сигналов были созданы программные модули, включающие алгоритмы (ставшие уже стандартными) цветового доплеровского картирования. Существует обширная литература о применении этих методов [57, 58, 79–95], которая использовалась при написании алгоритмов обработки. Все программные модули были написаны на языке C++. Их можно использовать как для отображения на приборе в режиме «реального времени», так и на компьютере с целью детального анализа записанных сигналов.

Цифровая обработка включала в себя:

- подавление сигналов от малоподвижных отражателей (*wall filter, clutter filter*). Были протестированы несколько различных реализаций этой процедуры: частотная полосовая фильтрация; полиномиальная регрессия различных порядков; фильтрация по методу главных компонент; разложение по базису Карунена-Лоэва; эмпирическая модовая декомпозиция. Эта обработка выполняется внутри доплеровской пачки. В качестве основной использовалась схема фильтрации из раздела 2;

- накопление и сглаживание сигналов с целью шумоподавления. Применялись рекурсивные сглаживающие фильтры по двум пространственным координатам и межкадровое усреднение;

- анализ фаз доплеровских сигналов в пределах пачки (эти данные используются для ЦДК);

- анализ интенсивностей доплеровских сигналов (этот режим известен под названием энергетическое доплеровское картирование, ЭДК).

Алгоритмы тестировались в следующих условиях:

- наблюдение движущейся жидкости в канале доплеровского фантома, диапазон скоростей потока от 0 до 174 см/сек. Датчик закреплен на штативе;

- то же, датчик удерживается в руке. Оценка эффективности фильтра сигналов от малоподвижных объектов;

- наблюдение объектов, для которых стандартные процедуры доплеровской визуализации показывают мерцающий артефакт, в том числе на контрольном приборе.

Подбор параметров алгоритма, при которых артефакт визуализируется наилучшим образом.

Затем были проанализированы сигналы, принятые из мест возникновения артефакта, исследованы их отличия от сигналов, принятых от потока жидкости. Обнаруженные различия подробно описаны в следующей главе.

### 3.5. Классификация сигналов и признаки артефакта

Весьма информативным является представление данных одной доплеровской пачки в виде диаграммы на комплексной плоскости (рис. 37 и 38). При этом по оси абсцисс графика откладываются значения действительной части сигнала, т.е. исходный сигнал, а по оси ординат – значения мнимой части сигнала, т.е. результат преобразования Гильберта от исходного сигнала. В ряде случаев легко предсказать, как должны выглядеть в таком представлении сигналы.

Так, множество точек вида  $Ae^{i\omega_0 t_k}$  лежат на дуге окружности радиуса  $A$  с центром в начале координат. Длина дуги окружности пропорциональна частоте  $\omega_A$  и периоду повторения зондирующих импульсов  $T_{PRF}$ . Если  $\omega_A T_{PRF} = 2\pi/K$ , получается полная окружность. При малых значениях  $\omega_A T_{PRF}$  образуются короткие дуги, неотличимые от отрезков прямой.

Диаграмма сигнала вида  $B + Ae^{i\omega_0 t_k}$  представляет собой окружность радиусом  $A$ , центр которой лежит в комплексной точке  $B$ .

Наконец, диаграммы сигналов вида  $Be^{i\omega_0 t_k} + Ae^{i\omega_0 t_k}$  представляют собой разнообразные спирали. Нам интересен случай, когда  $B \gg A$  и  $\omega_B \ll \omega_A$ : диаграмма напоминает трохойду с движением, направленным вокруг начала координат.

Если учесть влияние амплитуды сканирующего импульса  $P_k$ , то форма диаграмм несколько изменится: окружности деформируются, в движении трохойды появляется радиальная составляющая.

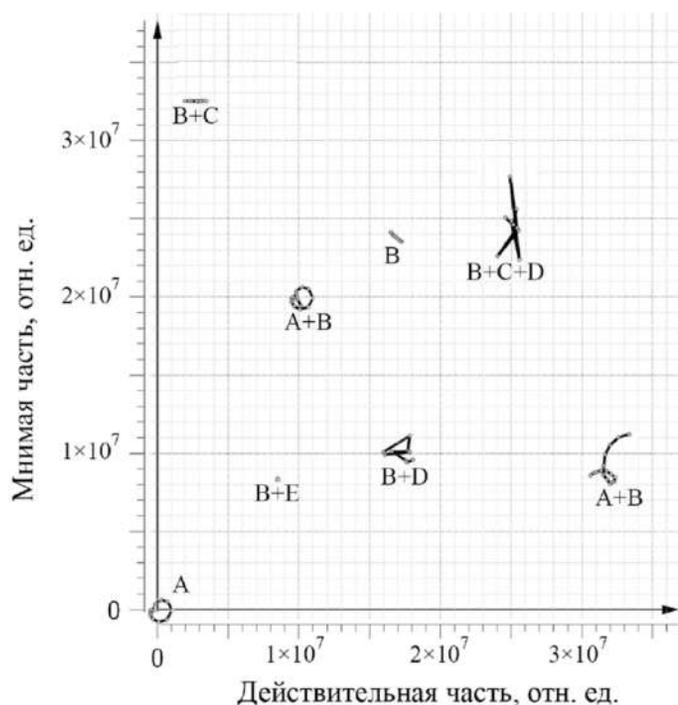


Рисунок 37 – Комплексное представление доплеровских пачек с указанием преобладающих компонент в соответствии с формулой (20). Двум основным типам мерцающего артефакта соответствуют данные «B+C», «B+D». Смешанный тип представлен диаграммой «B+C+D»

Ниже перечислим основные виды диаграмм, получаемых в опытах с реальными данными. Следующие пункты обозначены буквами, соответствующими компонентам формулы (20). Из модели (20) следует, что в сигнале могут одновременно присутствовать несколько компонент, некоторые такие случаи также будут описаны.

А. «Идеальный» сигнал при равномерном движении объекта (например, при ламинарном кровотоке в сосуде) будет выглядеть как окружность с центром в начале координат. Такая диаграмма показана на рис. 38 А. Здесь отклонение диаграммы от окружности вызвано влиянием амплитуды сканирующего импульса  $P_k$ . Согласно математической модели (20), такой сигнал наблюдается при преобладании компоненты А, соответствующей отражению от частиц в потоке жидкости. На рис. 39 А представлены графики действительной и мнимой частей такого сигнала в зависимости от номера импульса  $k$ , между ними имеется сдвиг по фазе, равный четверти периода.

В. Если скорость движения мала, можно получить незамкнутую окружность (рис. 38 В). Это случай преобладания компоненты В, характеризующий отражение от малоподвижных тканей.

Если к сигналу А добавляется помеха в виде захваченных «боковыми лепестками» сигналов от малоподвижных частей фантома, центр окружности оказыва-

ется вдалеке от начала координат и перемещается с каждым импульсом, так что окружность превращается в спираль (рис. 38 *F*). При этом длина радиус-вектора центра окружности равна амплитуде помехи, умноженной на амплитуду сканирующего импульса  $P_k$ . Если применить к такому сигналу фильтрацию верхних частот, центр окружности снова сместится в начало координат (рис. 38 *A*). Здесь по формуле (20) основную роль играют компоненты *A* и *B*, причем  $v_B \ll v_A$ .

*C*. Если объект совершает колебания вдоль луча, диаграмма будет колебаться относительно некоторого равновесного положения (рис. 38 *C*). В математической модели (20) такой сигнал характеризуется компонентой *C*. На рис. 39 *C* представлены графики действительной и мнимой частей этого сигнала в зависимости от  $k$ . Видно, что в отличие от 39 *A* здесь действительная и мнимая часть изменяются синфазно.

*D*. Шумоподобный сигнал большой мощности от кавитационных микропузырьков, который иногда наблюдается на ярких отражателях (рис. 38 *D*) и описывается компонентой *D* в математической модели (20). На рис. 39 *D* представлены графики действительной и мнимой частей такого сигнала в зависимости от  $k$ . Видно, что они никак не коррелированы.

*E*. Наконец, «чистый» шум в отсутствие движущихся отражателей (рис. 38 *E*), который характеризуется малой амплитудой колебаний. В математической модели поведение такого сигнала описывается компонентой *E*. Случаи *D* и *E* легко отличить один от другого по величине дисперсии сигналов.

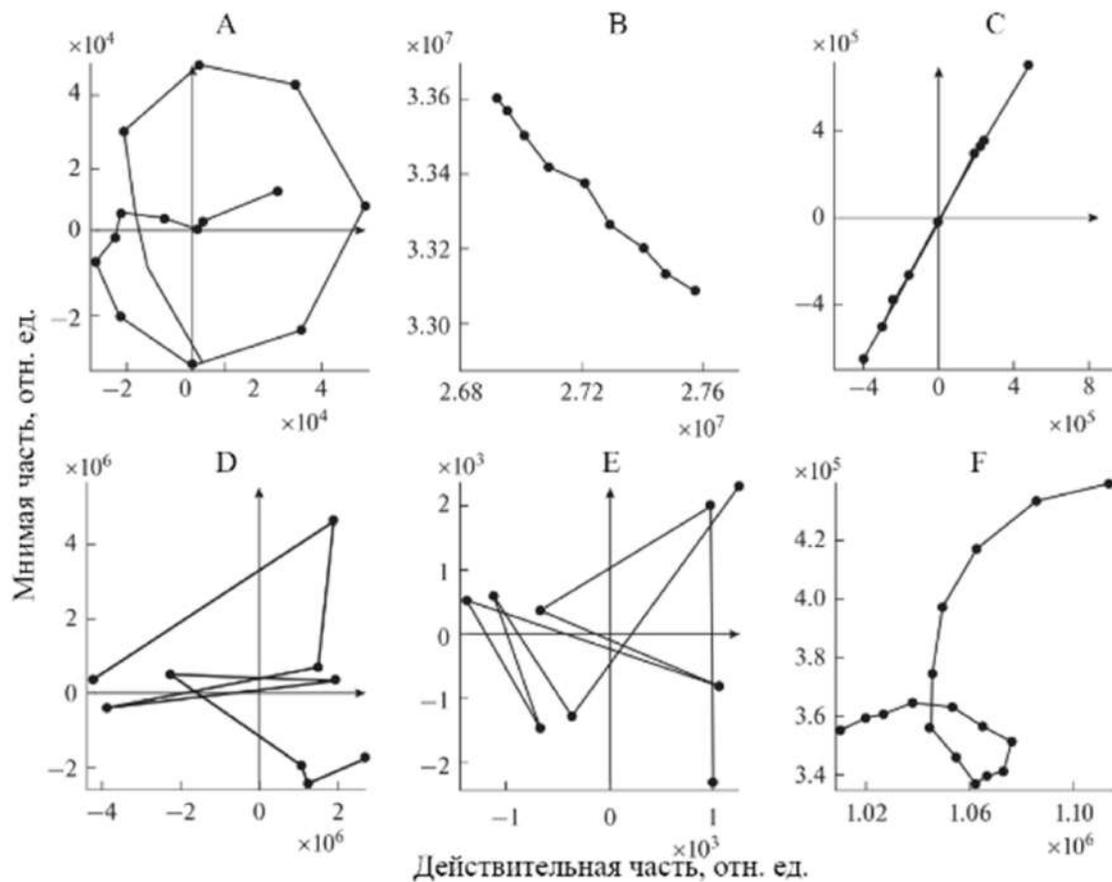


Рисунок 38 – Типичные сигналы в комплексной плоскости, полученные в экспериментах при использовании ультразвукового доплеровского и специализированного фантомов: А – отражение от движущихся частиц в потоке жидкости после фильтрации верхних частот; В – медленный тренд, вызванный движением тканей; С – 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 фильтрации верхних частот; F – нефильтрованный сигнал от кровотока. По осям – условные дискретные единицы на выходе формирователя луча

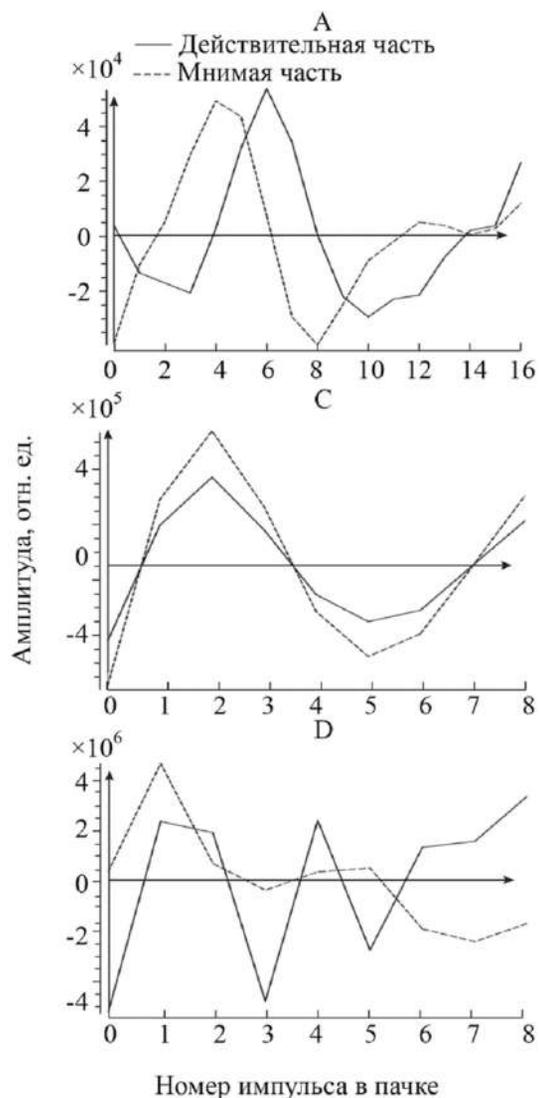


Рисунок 39 – Действительная и мнимая части полученных экспериментально типичных сигналов: А – отражение от движущихся частиц в потоке жидкости после фильтрации верхних частот; С – колебания кальцината в упругой среде под воздействием радиационной силы; D – кавитационная диаграмма, полученная при облучении вертикального алюминиевого стержня в агаровом желе. По оси ординат – условные дискретные единицы на выходе формирователя луча; по оси абсцисс – порядковый номер импульса в доплеровском ансамбле. Действительная часть – исходный сигнал; мнимая часть – преобразование Гильберта от исходного сигнала

## 3.6. Эксперимент

Из наблюдений авторов настоящей монографии, следует, что мерцающий артефакт наблюдается на диаграммах вида С и D. В ходе экспериментов была выдвинута рабочая гипотеза о причинах возникновения сигналов. Было сделано предположение, что причиной сигналов D служат спонтанно возникающие кавитационные микропузырьки, описанные в работе В. Лу, О. А. Сапожикова и соавторов [103]. А причина сигналов С – периодические колебания объектов под действием акустической радиационной силы. После описания опытов эта гипотеза будет рассмотрена подробно в отдельной главе.

В процессе исследования проведена серия экспериментов, цель которой – выявление условий возникновения сигналов обоих видов и их зависимости от заполнения фантома и характеристик исследуемых объектов.

1. Шероховатый алюминиевый цилиндр длиной 20 мм размещался горизонтально в фантоме с водой. На цилиндре наблюдался устойчивый артефакт, причем на диаграмме преобладала компонента D.

2. Вода в фантоме заменялась этиловым спиртом, объект прежний. Как и в предыдущем случае, присутствовал устойчивый мерцающий артефакт, но интенсивность артефакта в спирте была существенно меньше (опыт проводился как на основном приборе Сономед-500, так и на вспомогательном Medison). Это наблюдение отчасти противоречит результатам работы [103], где в спирте артефакт не наблюдался вовсе. Но данные разногласия легко объяснить различиями в использовавшихся алгоритмах фильтрации сигналов.

Подробный анализ показал, что при наблюдении в спирте преобладают сигналы вида С, в то время как в воде чаще наблюдаются сигналы вида D. Этим подтверждается вывод уже упомянутой работы [103], в которой говорится, что при мощностях ультразвука, используемых в диагностических приборах, в спирте кавитация не возникает.

На графике 39 С приведен пример сигнала, наблюдаемого на пластиковом цилиндре в спирте. Можно видеть, что одно колебание совершается за время порядка  $6T_{PRF}$ . Таким образом, частота вынужденных колебаний  $\omega_C$  составляет примерно  $1,5 f_{PRF}/K$ . При 9 импульсах в пачке  $f_S \sim 170$  Гц.

3. Цель следующего опыта состояла в исследовании вынужденных колебаний в упругой среде при отсутствии кавитации. Металлический цилиндр был залит эластичным силиконом. Анализ отраженного сигнала не содержал признаков колебаний объекта, сигнал был слабым, по мощности не превышал шум E.

Согласно схеме на рис. 35 к фантому через динамик, закрепленный под корпусом фантома и подключенный к генератору гармонических колебаний (элементы 8 и 9), было подведено дополнительное акустическое воздействие на частоте ~400 Гц. При включенном генераторе наблюдалась устойчивая диаграмма вида С. При плавном увеличении амплитуды сигнала генератора амплитуда колебаний диаграммы менялась пропорционально, при этом шумовой картины, характерной для кавитации, не возникло.

4. В четвертом опыте использовались два одинаковых алюминиевых цилиндра, один располагался горизонтально, второй – вертикально. Фантом был заполнен агар-агаром. На расположенном горизонтально цилиндре наблюдался сигнал вида С, в то время как на вертикальном – D. Можно предположить, что узкий конец цилиндра и острые кромки «разрезают» ультразвуковую волну подобно гребню лодочного винта, порождая кавитацию, приводящую к росту дисперсии сигнала. При этом площадь взаимодействия объекта с волной и сила, возбуждающая колебания объекта, относительно невелики. А широкая гладкая боковая поверхность, напротив, в меньшей степени способствует кавитации и в большей – появлению вынужденных колебаний.

5. Исследовалась зависимость артефакта от гладкости объекта. Часть металлических цилиндров была обработана наждачной бумагой. Наблюдения проводились в воде и агаровом желе. Гладкие и шероховатые цилиндры одинаковых размеров располагались горизонтально. Во всех случаях на шероховатых поверхностях артефакт проявлялся заметно сильнее. При этом в сигналах преобладали диаграммы вида D, в то время как на гладких объектах – С. Очевидно, неровности поверхности служат ядрами кавитации: именно этим следует объяснять наблюдавшуюся в исследованиях [2] и [102] зависимость мерцающего артефакта от гладкости объекта.

6. Изучался вопрос зависимости интенсивности мерцающего артефакта от плотности объекта. Для этого в фантоме с агар-агаром горизонтально размещались гладкие алюминиевый, деревянный и полистирольный цилиндры одинаковых размеров. На алюминиевом цилиндре артефакт выражался более явно и появлялся регулярнее, чем на прочих объектах. Аналогичные результаты были получены для искусственно выращенных в агаровом желе кальцинатов. На них преобладала компонента С.

В упругой среде (агар-агаре) характеристики колебаний зависят от разницы плотности материала объекта и окружающего его фона. Так, колебания алюминиевого цилиндра из-за большей плотности имеют бóльшую амплитуду, чем колебания деревянного и полистирольного цилиндров того же размера. Колебания железного цилиндра еще больше по амплитуде, чем алюминиевого, в то время как частота этих колебаний несколько ниже. Можно предположить, что этот эффект применим для нахождения конкрементов в биологических объектах.

7. В седьмом опыте, в фантоме с заполнением агар-агаром горизонтально размещались гладкие алюминиевые цилиндры различной длины. На более

длинных цилиндрах артефакт наблюдался интенсивнее. В сигнале преобладала компонента С. Можно предположить, что цилиндр, окруженный упругим агар-агаром, ведет себя подобно пружинному маятнику — чем больше его масса, тем ниже резонансная частота. Поскольку в спектре возбуждающей последовательности преобладают низкочастотные компоненты, это приводит к росту амплитуды вынужденных колебаний и к более выраженному артефакту.

Таким образом, получена картина зависимости условий возникновения мерцающего артефакта и характерных для него видов диаграммы от свойств исследуемых объектов и среды, в которой они могут находиться. Применительно к медицинской практике можно считать, что алюминиевые цилиндры, расположенные в агар-агаре, являются упрощенным эквивалентом петрификатов молочной, щитовидной или предстательной желез, а в воде — конкрементов в почках и мочеточниках.

### 3.7. Обсуждение гипотез

На основании вышеописанных опытов будет рациональным предположение о том, что диаграммы вида D вызваны влиянием кавитационных микропузырьков. Это хорошо соотносится с тем, что время возникновения и схлопывания такого пузырька является случайной величиной, что приводит к появлению некоррелированных по времени всплесков интенсивности отраженного сигнала. Экспериментальным подтверждением этой гипотезы является наблюдавшаяся в опытах 1, 4 и 5 зависимость от формы и гладкости объекта.

Предполагаем, что диаграммы вида С вызваны периодическими колебаниями объекта под действием акустической радиационной силы. Сами по себе колебания объектов в этих условиях не являются чем-то необычным. Действительно, радиационная сила всегда сопутствует акустическому полю, создаваемому зондирующими импульсами ультразвукового прибора. Закономерности ее возникновения и действие на объекты хорошо изучены [110–4]. В частности, колебания, возбуждаемые с помощью радиационной силы, используются в технологиях эластографии сдвиговой волны.

К сожалению, не удалось провести прямые наблюдения колебаний конкремента (например, с помощью микроскопа), поэтому высказанную авторами настоящей монографии точку зрения необходимо обосновать, исходя из косвенных данных. Очевидно, что существование ненулевого доплеровского сдвига после фильтрации верхних частот свидетельствует о наличии изменений в объекте в течение времени действия пачки  $KT_{PRF}$ . Эти изменения могут быть вызваны следующими причинами:

- движением объекта;
- изменением его формы и размеров (например, сжатие и расширение воздушных пузырьков под действием давления ультразвука);
- появлением/исчезновением отражателей (кавитация).

Чтобы исключить влияние кавитации, была проведена 2-я серия опытов в спирте, где, как показано в работе В. Лу, О. А. Сапожникова и др. [103], кавитация возникать не должна. В спирте практически исключена возможность существования остаточных воздушных пузырьков на поверхности объекта. В этих опытах устойчиво наблюдались диаграммы вида С. Стоит отметить, что при тех же условиях в воде и агар-агаре чаще наблюдались диаграммы D. Сопоставление этих наблюдений привело к выводу, что кавитацию следует связывать только с диаграммами D.

Таким образом, остается движение объекта, которое очень просто связать с доплеровским сдвигом с помощью формулы (21). В качестве дополнительной проверки этой гипотезы был проведен опыт 3 с дополнительным генератором низкочастотных колебаний, который гарантированно вызывал движение отражателя на заданной частоте. В этом опыте устойчиво наблюдалась диаграмма С. Таким образом, связь этого вида диаграммы с колебаниями объекта можно считать доказанной.

Движения конкрементов в опытах подобны колебаниям пружинного маятника. Упругой подвеской для него служат мягкие ткани, окружающие конкремент (такая ситуация возможна, например, при возникновении кальцинатов в молочной железе). Колебания могут возникнуть у объекта на упругой подложке, сформированной тканью полого органа (например, у почечного камня). Колебания камня связаны с нахождением его в устойчивом равновесии под действием силы тяжести. В опытах датчик всегда располагался выше конкремента, таким образом, направление радиационной силы совпадало с направлением силы тяжести и не должно было вывести объект из равновесия.

Радиационная сила действует на объект с определенной периодичностью, которая определяется интервалом повторения импульсов  $T_{PRF}$ , длительностью пачки  $KT_{PRF}$ , временем формирования кадра  $T_{FR}$  и последовательности кадров  $NT_{FR}$ . Время формирования кадра в несколько раз превышает  $KT_{PRF}$  и определяется размером области сканирования. Очевидно, что колебания объекта на частоте повторения импульсов не будут видны на диаграмме в комплексной плоскости, а длительность последовательности кадров  $NT_{FR}$  велика. Поэтому периодичность действия радиационной силы прежде всего связана с длительностью пачки  $KT_{PRF}$  и временем формирования кадра  $T_{FR}$ . Легко найти соответствующее Фурье-преобразование, определяющее возможные частоты возникновения колебаний:

$$S(\omega) \sim \text{sinc}\left(\frac{\omega KT_{PRF}}{2}\right) \sum_j \delta\left(\omega \pm \frac{2\pi}{T_{FR}} j\right) \quad (23)$$

где  $S(\omega)$  – спектральная плотность зондирующей последовательности в частотном интервале  $\omega \in (0; \pi/T_{PRF})$  с опущенным амплитудным множителем;  $K$  – число импульсов в доплеровской пачке;  $j$  – целое число, определяющее порядковый номер гармоники;  $\delta$  – функция Дирака  $\text{sinc } x = \sin x/x$ . Таким образом, колебания могут возникнуть вблизи максимумов функции  $\text{sinc}$  на частотах  $(k + 0,5) / (KT_{PRF})$ . Колебательная система «конкремент + упругая подвеска», очевидно, имеет свою резонансную частоту, поэтому будут усиливаться прежде всего гармоники вблизи резонанса, что отчасти подтверждается результатами опытов 6 и 7.

Удавалось экспериментально наблюдать признаки колебаний на частотах от  $1,5/KT_{PRF}$  до  $3,5/KT_{PRF}$ , что соответствует примерно 170–380 Гц; при этом ча-

стота повторения импульсов составляла 1 кГц, количество импульсов в пачке равно 9. По диаграммам легко оценить амплитуду этих колебаний согласно формуле (21): она составляла примерно 10–40 мкм.



## **Раздел IV. ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕРЦАЮЩЕГО АРТЕФАКТА**



## 4.1. Для чего может понадобиться анализ мерцания?

Достоверно обнаружить при УЗИ твердые включения (прежде всего, камни почек и кальцинаты мягких тканей) – не всегда простая задача. Хотя крупные камни обычно проявляются на В-изображении как гиперэхогенные объекты с четкой акустической тенью, значительное множество небольших камней не создает позади себя тени и не выделяется по эхогенности на фоне почечного синуса, жировых или иных тканей, вследствие чего обнаружить их гораздо труднее. Согласно недавним исследованиям [124], конкременты почек размером менее 5 мм имеют вероятность обнаружения при УЗИ не выше 32%. В настоящее время «золотым стандартом» для обнаружения мочевых камней является компьютерная томография, которая, однако, связана с лучевой нагрузкой и из-за этого применяется с определенными ограничениями. В литературе имеются указания, что использование мерцающего артефакта позволяет повысить на 37% вероятность обнаружения камней размером до 4 мм при ультразвуковом исследовании [125].

Сходные проблемы возникают при визуализации кальцинатов молочной железы. Лучше всего они видны при рентгеновской маммографии. На УЗИ крупные кальцинаты или значительные скопления мелких дают акустическую тень, позволяющую их обнаружить, однако это происходит далеко не всегда. В отдельных публикациях утверждается, что применение мерцающего артефакта способно повысить чувствительность системы к диагностике микрокальцинатов молочной железы с 30% до 89% [126].

С помощью анализа мерцания удастся выявить бляшки кровеносных сосудов, труднодиагностируемые камни желчного пузыря, кальцинаты щитовидной железы, роговые массы в эпидермальной кисте и т. д. [22, 127].

## 4.2. С чем можно перепутать?

Существуют явления, которые внешне похожи на мерцающий артефакт и могут быть ошибочно приняты за него [128]. Для каждого из них есть специфический тест, который позволяет достоверно отличить конкретное явление.

### 4.2.1. Артефакт наложения частот (aliasing artifact)

Эффект, похожий на мерцание, можно получить, если выбрать неоправданно низкую частоту повторения импульсов в режиме ЦДК для сосудов с быстрым кровотоком. В зависимости от модели прибора соответствующая настройка может называться *PRF*, *speed range* или *scale*. Для ЭДК данный эффект не характерен, поскольку здесь не учитывается направление кровотока.

На рис. 40 а и б приведены изображения крупных сосудов в режиме ЦДК, полученные при различных значениях частоты повторения импульса. Если выбрать слишком низкую частоту повторения, как это сделано на иллюстрации 40 а, то возникнет эффект aliasing, и изображение будет похоже на мерцающий артефакт, который, таким образом, можно ошибочно принять за картину кровотока. Но истинное мерцание легко отличить любым из способов:

- проанализировать зону «мерцания» в спектральном режиме. Для спектра кровотока характерно наличие ясно выделяемого диапазона скоростей в каждый момент времени, как это показано на рис. 26 а и 40 в. Для спектра мерцающего артефакта характерна либо шумовая картина с неопределенной скоростью (рис. 26 б), либо симметричная диаграмма, на которой одновременно присутствуют положительная и равная ей отрицательная «скорости» (рис. 25 в, 26 в);

- повысить PRF. В сосуде это приведет к смене шумового окрашивания, характерного для артефакта aliasing, на равномерное окрашивание, характерное для быстрого кровотока (сравните иллюстрации 40 а и б). На мерцающем артефакте повышение PRF либо не скажется вовсе, либо приведет к снижению его интенсивности и, возможно, исчезновению.

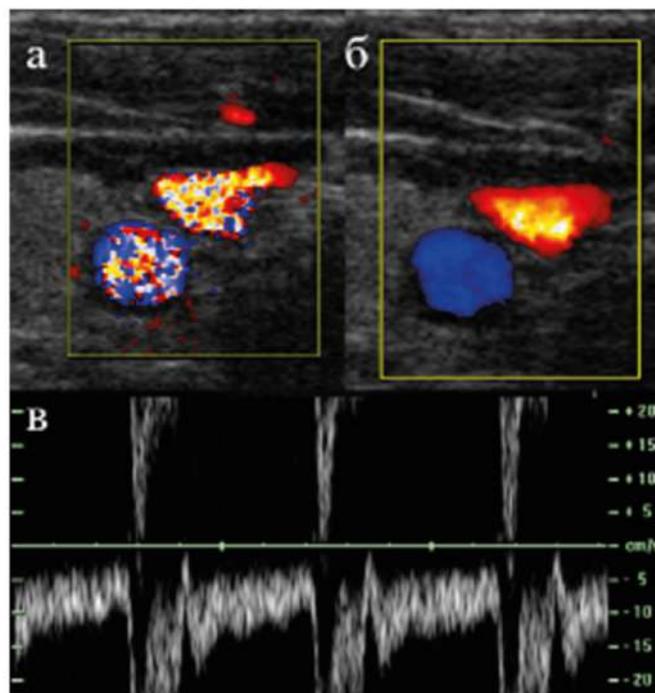


Рисунок 40 – Эхограмма сонной артерии: а – ЦДК заниженная PRF (1,4 кГц) демонстрирует aliasing; б – режим ЦДК с правильно настроенной PRF (5 кГц); в – доплеровский спектр эха с эффектом aliasing

#### 4.2.2. Артефакт вспышки (flash artifact)

Это артефакт, вызванный вибрацией и движением тканей. Он характеризуется цветовым окрашиванием внесосудистых зон. Цветовое и энергетическое картирование призвано передавать цветом движущиеся отражатели и оттенками серого – неподвижные структуры. Однако движение мягких тканей тоже может выделяться как цветовое окрашивание вне сосуда, что и является артефактом вспышки [19]. Движения и вибрации тканей обусловлены дыханием, пульсацией сосудов, вибрацией голосовых связок, перистальтикой кишечника и т. д. При дыхательных движениях или пульсации сосудов возникновение цветового окрашивания вызвано перемещением тканей к датчику или от него, в результате чего регистрируется окрашивание в цветовую гамму верхней или нижней шкалы, но не смешение цветов.

При вибрациях голосовых связок или перистальтических сокращениях кишечника появляется смешанное окрашивание тканей вне кровеносных сосудов, как показано на рис. 41. Оно не связано с сердечным циклом. При этом в спектральном режиме возникает характерный симметричный спектр без пульсации.

При проведении ряда УЗИ, в частности, при поиске конкремента в мочеточнике, надо уметь отличить артефакт вспышки, вызванный перистальтическими

сокращениями, от мерцающего артефакта. Для первого характерно не постоянное и равномерное цветовое окрашивание, а всплеск непосредственно после движения, его вызвавшего. Для уменьшения интенсивности артефакта вспышки можно попробовать увеличить значения *PRF* и *sensitivity*.

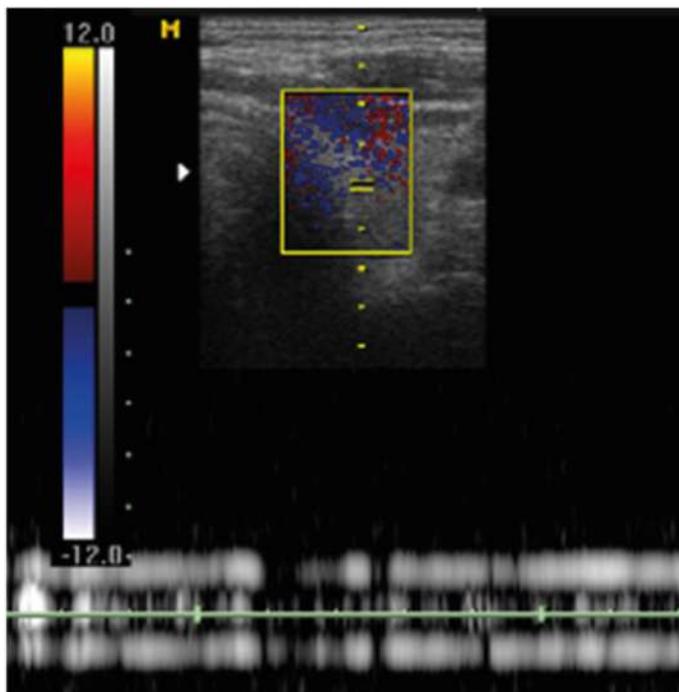


Рисунок 41 – Ультразвуковое исследование щитовидной железы в режиме ЦДК. Цветовое окрашивание обусловлено ларингеальными вибрациями. В режиме спектрального доплера наблюдается характерный «двунаправленный» спектр

Разновидностью вспышки является артефакт дрожания. Причиной артефакта обычно являются произвольные движения руки врача, которая вызывает окрашивание внесосудистых областей в окнах ЦДК или ЭДК, оттенок окрашивания соответствует наличию медленного движения. Избавиться от артефакта позволяет повышение *PRF* и частоты среза *wall filter*.

### 4.2.3. Турбулентный поток крови (turbulent flow)

Этот тип кровотока, возникающий при наличии в сосуде препятствий, проиллюстрирован на рис. 42. При ЦДК выявляется мозаичность окрашивания, а в спектральном режиме – расширение спектра, что вызвано разнонаправленным движением частиц в потоке, при сохранении в спектре пульсаций, вызванных сердцебиением. Окрашивание исчезнет с цветовой карты при повышении *PRF*.

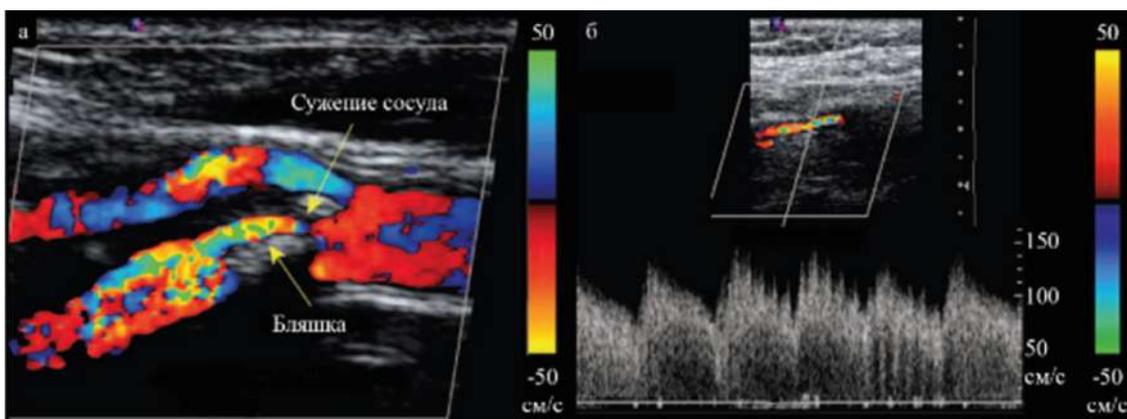


Рисунок 42 – Турбулентный поток в сонной артерии: а – вызванный сужением из-за бляшки в области бифуркации; б – характерное расширение спектра [127]

#### 4.2.4. Артефакт «хвост кометы» (comet-tail или ring-down artifact)

Такой артефакт нередко наблюдается за гиперэхогенными объектами, такими как: кальцинаты, камни, воздушные пузырьки и пр. Он проявляется в В-режиме, в режимах ЦДК и ЭДК в виде протяженной светлой или окрашенной в палитру соответствующего режима области позади объекта (рис. 19 д и ж). Формирование хвоста кометы может быть вызвано множественными отражениями луча от внутренних стенок объекта или затухающим микрокавитационным процессом. При этом в самих гиперэхогенных областях обычно наблюдается мерцающий артефакт. Артефакт «хвост кометы» служит дополнительным диагностическим признаком твердых включений. Поскольку в режимах ЦДК и ЭДК «хвост кометы» наблюдают позади мерцающего артефакта, в литературе иногда встречается отождествление этих двух явлений [22].

#### 4.2.5. Смешение с изображением кровотока

Возможны ситуации, при которых истинный мерцающий артефакт может быть ошибочно принят за кровоток в крупном сосуде, например, когда мерцание возникает на бляшке, расположенной в стенке этого же сосуда. Выделить мерцающий объект позволит повышение *PRF* и частоты среза *wall filter* (рис. 21).

## 4.3. Настройка УЗ-сканера для наилучшего проявления мерцающего артефакта

### 4.3.1. Мощность передатчика (power)

Зависимость мерцания от мощности излучаемого ультразвукового поля наиболее очевидна. Действительно, вероятность нелинейных эффектов в микропузырьках и кавитации возрастает с амплитудой звуковых колебаний (мерцание 1-го рода). С мощностью излучения растет и акустическая радиационная сила, вызывающая микроколебания (мерцание 2-го рода). По этой причине рекомендуется установить максимальную допустимую прибором мощность излучения.

### 4.3.2. Фокусное расстояние (focus)

Локальная интенсивность ультразвука зависит не только от мощности излучателя, но и от положения фокуса, где она достигает максимума. Поэтому фокусная зона излучателя должна быть установлена вблизи от предполагаемого нахождения интересующего объекта.

### 4.3.3. Усиление ЦДК (C-gain)

Задачей этого параметра является отделение эхосигналов кровотока от шумов. При помощи данного параметра исследователь подбирает такой уровень доплеровского сигнала, меньше которого его следует считать шумовым. При мерцании 1-го рода интенсивность эхосигнала значительна, и объект виден отчетливо при любой настройке.

При мерцании 2-го рода сигнал может оказаться ниже порога и не отобразиться на экране прибора [21]. Для лучшей визуализации этого вида мерцания нужно увеличить настройку *C-gain*. В доплеровском окне при этом может возникнуть цветовой шум, который легко отличим от искомого явления, поскольку шумовые всплески возникают каждый раз в разных местах, в то время как положение мерцающего объекта относительно анатомических ориентиров остается постоянным.

#### 4.3.4. Межкадровое усреднение и сглаживание (frame averaging и smoothing)

Оба эти параметра можно с осторожностью применять вместе с увеличением настройки *C-gain*. Они способны снизить проявление цветового шума, не подавляя мерцающего артефакта [21]. Но при больших значениях они подавляют и мерцание. Рекомендуется уменьшить величины этих параметров.

#### 4.3.5. Приоритет тканей (color-write priority)

Эта настройка позволяет не строить цветовую карту в режимах ЦДК и ЭДК там, где находятся гиперэхогенные объекты. Доплеровский сигнал не наносится на карту при яркости сонограммы выше заданного порога, что удобно при анализе кровотока, так как сосуды гипоехогенны. Но объекты, вызывающие мерцание, практически всегда гиперэхогенны. Таким образом, понижение порога приоритета тканей может служить средством подавления мерцания, когда оно препятствует картированию сосудов [129].

Напротив, для успешной визуализации мерцания рекомендуем повысить значение порога *color-write priority*. Следует иметь в виду, что такая настройка может породить артефакт *blooming*, который усложняет определение границ сосудов.

#### 4.3.6. Усиление в В-режиме (B-gain)

На многих приборах нет доступной пользователю настройки приоритета тканей. В таком случае может помочь изменение параметра *B-gain*. Это позволит снизить яркость В-изображения относительно порога, благодаря чему цветовая картина мерцания не будет подавлена.

#### 4.3.7. Частота повторения импульсов (PRF)

Многие источники рекомендуют устанавливать значение этой настройки на максимум. Но это полезно только для артефакта, вызванного наличием микропузырьков (мерцание 1-го рода) [21]. Если повысить этот параметр, доплеровский сигнал, связанный с кровотоком, уменьшится, и кровеносные сосуды

на изображении исчезнут, а шумовой сигнал значительной интенсивности пройдет все фильтры, поэтому артефакт будет виден хорошо (рис. 21 и 34).

Для мерцания 2-го рода имеют место иные, более сложные зависимости. Система, в которой твердое включение окружено эластичными тканями или покоится на упругой стенке полого органа, представима как пружинный маятник. Каждый такой «маятник» имеет свою полосу резонансных частот, за пределами которой колебания почти не возбуждаются. Измерения, проведенные в различных условиях, показали, что резонанс возникает на частотах от 150 до 1000 Гц [29]. Более точные рекомендации здесь дать нельзя, однако нужно осознавать, что при *PRF* более 1 кГц, вероятнее всего, мерцание 2-го рода получить будет нельзя.

#### 4.3.8. Фильтр колебаний стенок сосудов (*wall filter*)

Данная настройка позволяет снизить такие нежелательные явления, как артефакт вспышки, дрожание и *blooming*. В литературе рекомендовано задать максимальное значение этого параметра [23]. Как и в случае с *PRF*, эта рекомендация будет полезна лишь для мерцающего артефакта 1-го рода, связанного с микропузырьками.

Для мерцания 2-го рода интенсивность артефакта понижается с повышением частоты среза фильтра. При значениях частоты среза более 1 кГц изображение артефакта получить не удастся (технические причины совпадают с описанными в предыдущем пункте). Таким образом, при поиске мерцания 2-го рода *wall filter* следует устанавливать низким настолько, насколько позволяют шумы.

#### 4.3.9. Чувствительность (*sensitivity*)

В доплеровских режимах есть возможность изменять число импульсов зондирования в доплеровской пачке, за это отвечает параметр *sensitivity* или *SEN*. Повышение чувствительности вызывает снижение частоты кадров, а интенсивность мерцающего артефакта растет. Это вызвано двумя причинами:

1) излучается большее число импульсов за кадр, в связи с чем исследуемый твердый объект поглощает большую энергию, что благоприятствует появлению обоих видов артефакта;

2) увеличивается объем выборки, а это, в свою очередь, повышает надежность работы алгоритмов обработки сигналов.

Для лучшей визуализации мерцания рекомендуем увеличить указанный параметр, причем эта рекомендация относится к обоим разновидностям артефакта.

#### **4.3.10. Размер цветового окна (color box)**

Существует определенная зависимость между размерами окна ЦДК и интенсивностью мерцания: расширение окна ее ослабляет, в то время как высота окна никак на нее не влияет.

Как и в случае чувствительности, эффект связан с величиной энергии, поглощаемой объектом исследования. Для расширения окна ЦДК прибору приходится выполнять сканирование по большему числу лучей. Из-за этого снижаются частота кадров и поглощаемая объектом в единицу времени энергия. Как следствие, уменьшается интенсивность мерцания. Изменение высоты окна не влияет на частоту кадров или выраженность артефакта. Таким образом, рекомендуем не слишком расширять окно ЦДК или ЭДК.

#### **4.3.11. Рабочая частота датчика (carrier frequency)**

В некоторых источниках [23] отмечено, что интенсивность мерцающего артефакта понижалась с ростом рабочей частоты датчика. Полагаем, это связано с тем, что затухание растет вместе с частотой. Поэтому энергия высокочастотных сигналов поглощается мягкими тканями еще на пути к объекту интереса, что ослабляет мерцание. Рекомендуем устанавливать наиболее низкую из доступных рабочих частот излучателя.

#### **4.3.12. Рекомендации по настройке ультразвукового прибора**

Рекомендации по настройке цветовых доплеровских режимов сведены в таблицу 1, на рис. 43 дан пример их использования. Для спектрального режима никаких специальных настроек не требуется.

Таблица 1 – Настройка параметров для наилучшей визуализации мерцания\*

Power	Focus	C-gain	Frame averaging	Smoothing	Color-write priority	B-gain	PRF	Wall filter	Sensitivity	Color box	Carrier frequency
Мерцающий артефакт, вызванный микропузырьками (мерцание 1-го рода)											
↑	☉	↑	↓	↓	↑	↓	↑	↓	↑	↓	↓
Мерцающий артефакт, порожденный микроколебаниями (мерцание 2-го рода)											
↑	☉	↑	↓	↓	↑	↓	↓	↓	↑	↓	↓

\*В таблице: ↓ – мерцание уменьшается с повышением значения параметра; ↑ – мерцание увеличивается с повышением значения параметра; ☉ – фокус наводится на твердое включение [18].

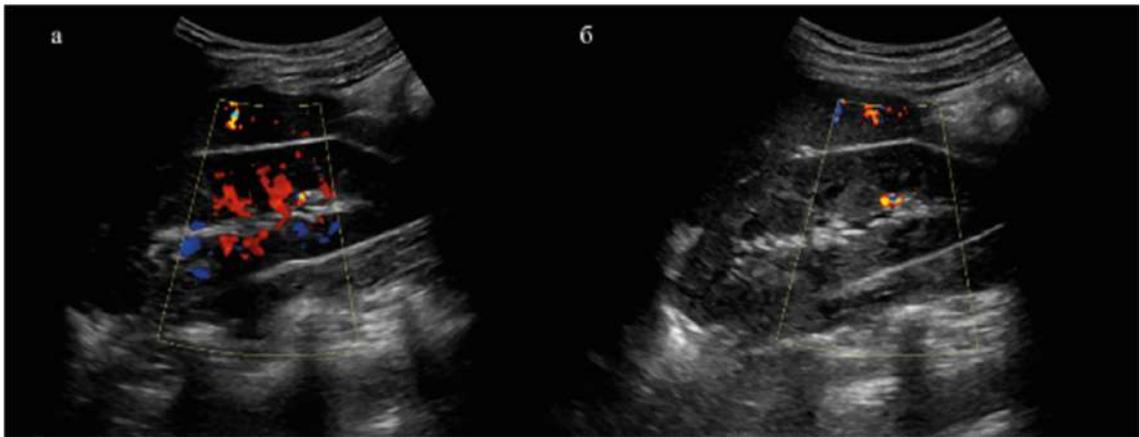
### 4.3.13. Использование предустановленных режимов (presets)

Некоторые приборы выпускаются с набором предустановок для работы с мерцанием 1-го рода. В ходе работы над данными рекомендациями авторы тестировали режим «Мерцание», встроенный в один из тестируемых нами приборов. При включении данного пресета из режима «Почка» на абдоминальном датчике меняются следующие параметры ЦДК:

- несущая частота датчика – понижается с 2,5 МГц до 1,9 МГц;
- межкадровое усреднение – снижается с 6 до 0;
- *PRF* – повышается с 1 до 4 кГц;
- *wall filter* – повышается с 140 до 423 Гц.

Такие изменения вполне соответствуют приведенным нами рекомендациям для выявления мерцающего артефакта 1-го рода.

Если в приборе нет подобного готового режима, то приведенные авторами рекомендации позволят его создать. Это стоит сделать, поскольку умелое использование мерцающего артефакта в клинической практике повышает надежность обнаружения почечных камней и других твердых включений при УЗИ.



*Рисунок 43 – Сонограммы почки в режиме ЦДК: а – при стандартных настройках для исследования почки (окрашиваются различные области); б – при рекомендованных настройках (в почке окрашивается только камень)*

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Книга посвящена проблеме выявления твердых включений при ультразвуковой визуализации с помощью доплеровского мерцающего артефакта. Описаны два подвида мерцания: один связан с появлением микропузырьков на поверхности твердого объекта (мерцание 1-го рода), другой — с микроколебаниями этого объекта (мерцание 2-го рода). Оба явления создают сходную картину в режимах ЦДК и ЭДК, но наблюдать их лучше при различных настройках прибора.

Приведенная информация дает возможность лучше осознать суть мерцающего артефакта и научиться применять его на практике. Понимание условий возникновения артефакта — прежде всего, связи между физическими причинами и настройками прибора — поможет врачу повысить качество ультразвуковой диагностики заболеваний, связанных с появлением в организме твердых включений, например, при мочекаменной болезни.

Приведенное руководство не претендует на универсальность, поскольку каждая модель ультразвукового аппарата имеет индивидуальные особенности. Однако знание физической основы происходящего поможет подобрать правильное сочетание параметров для наилучшего выявления эффекта мерцания на любом приборе.

## БЛАГОДАРНОСТИ

Выражаем благодарность сотрудникам кафедры основ радиотехники Московского энергетического института, принимавшим активное участие в обсуждении работы, предоставившим полезные замечания и комментарии, а также студентам, сыгравшим не последнюю роль в наших исследованиях. Хотелось бы поблагодарить исследователей, работающих в области акустики, а именно: Олега Анатольевича Сапожникова, Веру Александровну Хохлову, Игоря Юрьевича Демина, Виктора Дарьевича Света, Льва Васильевича Осипова, Сергея Вадимовича Скосырева, без участия которых работа вряд ли бы состоялась.

Авторы выражают признательность докторам наук, профессорам Виктору Юрьевичу Босину, Елене Полиектовне Фисенко, Юлию Рафаэльевичу Камалову, Елене Борисовне Ольховой, Владимиру Ивановичу Жулеву и Сергею Николаевичу Кириллову за ценные замечания, позволившие улучшить работу.

Отдельную благодарность выражаем Марии Романовне Коденко за помощь в работе над текстом рукописи и Дарье Дмитриевне Дюжевой за иллюстрирование.

## СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Васильев А. Ю., Громов А. И. Цветовое доплеровское картирование с использованием энергетического доплера в оценке патологии предстательной железы // Военно-медицинский журнал. 1997. Т. 318, №4. С. 33–37.
2. Rahmouni A., Bargoin R., Herment A. et al. Color Doppler Twinkling artifact in hyperechoic regions // Radiology. 1996. Vol. 199. P. 269–271. DOI: <https://doi.org/10.1148/radiology.199.1.8633158><sup>1</sup>.
3. Громов А. И., Зыкин Б. И. Тканевая доплерография. Регистрация с помощью цветовой доплерографии эффекта резонанса микроконкрементов, возникающего под воздействием ультразвуковой волны // Эхография. 2002. Т. 3, №4. С. 348–353.
4. Sapozhnikov O. A., Owen N. R., Bailey M. R. et al. Use of scattering of ultrasound pulses and shock waves on kidney stones for imaging lithotripsy // Proceedings of the 14th International Congress on Sound and Vibration, ICSV14. Cairns, Australia, 2007. P. 1–8.
5. Harvey E. N., Barnes D. K., McElroy W. D. et al. (1944) Bubble formation in animals. // Cell. Comp. Physiol. 1944. №24, P. 1–40.
6. Осипов Л. В. Ультразвуковые диагностические приборы. Режимы, методы и технологии. М.: ИзоМед, 2011. 316 с.
7. Kremkau F.W. Diagnostic Ultrasound: Principles and Instruments. Seventh Editions. Saunders Elsevier, 2006. 292 p.
8. Hedrick W. R., Hykes D. L., Starchman D. L. Ultrasound Physics and Instrumentation. Fourth Edition. Elsevier Mosby, 2005. 464 p.
9. Применение ультразвука в медицине. Физические основы / под ред. Э. Миллера, К. Хилла, Дж. Бэмбера [и др.]. М.: Физматлит, 1989. 568 с.
10. Osipov L.V., Kulberg N. S., Leonov D. V. et al. 3D Ultrasound: Current State, Emerging Trends and Technologies // Biomedical Engineering. 2018. Vol. 52, №3. P. 199–203. DOI: 10.1007/s10527-018-9813-0.
11. Леонов Д. В. Введение в предэскизное проектирование ультразвуковых медицинских диагностических устройств // Медицина и высокие технологии. 2016. №1. С. 63–65.
12. Гукасов В. М., Леонов Д. В., Фин В. А. Используемые информационные технологии и принципы построения ультразвуковых медицинских диагностических устройств (УЗМДУ) // Медицина и высокие технологии. 2015. №4. С. 29–36.

---

<sup>1</sup> [https://ridero.ru/link/xb\\_x1RpTCJ1LOsXfINPw0](https://ridero.ru/link/xb_x1RpTCJ1LOsXfINPw0)

13. Леонов Д. В., Фин В. А. Информационные технологии в ультразвуковых медицинских диагностических устройствах (УЗМДУ) // Информационные технологии в медицине и фармакологии: сборник научных трудов по итогам Международной научно-практической конференции, 10 августа 2015 г. Выпуск II. Ростов-на-Дону, 2015. С. 27–28.
14. 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.
15. Леонов Д. В., Фин В. А., Гукасов В. М. Современное состояние и тенденции развития ультразвуковых медицинских диагностических устройств (УЗМДУ) // Медицина и высокие технологии. 2014. №3. С. 7–12.
16. 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.
17. Фин В. А., Леонов Д. В. Локационно-ориентированная быстродействующая специализированная вычислительная система // Вестник МЭИ. 2014. №2. С. 82–85.
18. 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.
19. Громов А. И., Кубова С. Ю. Ультразвуковые артефакты. М.: Видар, 2007. 64 с., ил.
20. Леонов Д. В., Кульберг Н. С., Громов А. И. [и др.]. Исследование причин возникновения мерцающего артефакта в доплеровских режимах ультразвукового медицинского диагностического устройства // Акустический журнал. 2018. Т. 64, №1. С. 100–111.
21. Кульберг Н. С., Громов А. И., Леонов Д. В. [и др.]. Диагностический режим обнаружения кальцинатов и конкрементов при ультразвуковом исследовании // Радиология-практика. 2018. №1. С. 37–49.
22. Ozan E., Atac G. K., Gundogdu S. Twinkling artifact on color Doppler ultrasound: an advantage or a pitfall? // J Med Ultrasonics. 2016. Vol. 43. P. 361–371. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10396-016-0715-z><sup>1</sup>.
23. Leonov D. V., Kulberg N. S., Gromov A. et al. Discovery of two types of twinkling can explain contradictory observations among twinkling artifact investigators in ultrasound imaging // Статья в открытом архиве. №1912.02490. Дата депонирования: 05.12.2019.

---

<sup>1</sup> <https://ridero.ru/link/lpl0-1wufvnLpG1K-D6ql>

24. Леонов Д. В. Ультразвуковая медицинская диагностическая система на основе доплеровского мерцающего артефакта: автореф. дис. ... канд. техн. наук. М., 2018. 16 с.

25. Sen V., Imamoglu C., Kucukturkmen I. et al. Can Doppler ultrasonography Twinkling artifact be used as an alternative imaging modality to non-contrast-enhanced computed tomography in patients with ureteral stones? A prospective clinical study // Urolithiasis. 2017. Vol. 45. P. 215–219. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00240-016-0891-8><sup>1</sup>.

26. Yavuz A., Ceken K., Alimoglu E. et al. The reliability of color Doppler «twinkling» artifact for diagnosing millimetrical nephrolithiasis: comparison with B-Mode US and CT scanning results // J Med Ultrasonics. 2015. Vol. 42. P. 215–222. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10396-014-0599-8><sup>2</sup>

27. Tian J., Xu L. Color Doppler Twinkling artifact in diagnosis of tuberculous pleuritis: A comparison with gray-scale ultrasonography and computed tomography // Ultrasound Med Biol. 2018. Vol. 44. P. 1291–1295. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2018.01.003><sup>3</sup>.

28. Relea A., Alonso J. A., González M. et al. Usefulness of the twinkling artifact on Doppler ultrasound for the detection of breast microcalcifications // Radiología. 2018. Vol. 60, №5. P. 413–423. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rx.2018.04.004><sup>4</sup>.

29. Leonov D. V., Kulberg N. S., Gromov A.I. et al. Diagnostic mode detecting solid mineral inclusions in medical ultrasound imaging // Acoust. Phys. 2018. Vol. 64, №5. P. 624–636. DOI: <https://doi.org/10.1134/S1063771018050068><sup>5</sup>.

30. Leonov D. V., Kulberg N. S., Gromov A. I. et al. Causes of Ultrasound Doppler Twinkling Artifact // Acoust. Phys. 2018. Vol. 64. P. 105–114. DOI: <https://doi.org/10.1134/S1063771018010128><sup>6</sup>.

31. Masch W. R., Cohan R. H., Ellis J. H. et al. Clinical Effectiveness of Prospectively Reported Sonographic Twinkling Artifact for the Diagnosis of Renal Calculus in Patients Without Known Urolithiasis // Am J Roentgenol. 2016. Vol. 206. P. 326–331. DOI: <https://doi.org/10.2214/ajr.15.14998><sup>7</sup>.

32. Fujimoto Y., Shimono C., Shimoyama N. et al. Twinkling Artifact of Microcalcifications in Breast Ultrasound // Ultrasound Med Biol. 2017. Vol. 43. Suppl. 1. P. S21. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2017.08.1010><sup>8</sup>.

33. Bennett J. M., Estrada J. C., Shoemaker M.B. et al. Twinkling Artifact

---

<sup>1</sup> <https://ridero.ru/link/9hkGPKwElPuPOsqlLTGlp>

<sup>2</sup> <https://ridero.ru/link/lvvcNkQleE8uAeTfXWjdf>

<sup>3</sup> <https://ridero.ru/link/X-B8h7fqE1-1qNbDpRwtR>

<sup>4</sup> <https://ridero.ru/link/dpVe8yGNTgJqkaVe4SCcP>

<sup>5</sup> [https://ridero.ru/link/L-b9\\_vqOgLwpgjqab597j](https://ridero.ru/link/L-b9_vqOgLwpgjqab597j)

<sup>6</sup> <https://ridero.ru/link/LmVjkSo9PbDhNueXW0XRP>

<sup>7</sup> <https://ridero.ru/link/ugpBaAKTuIU5P9wws4b8l>

<sup>8</sup> [https://ridero.ru/link/AiukVZ28XN5Ve\\_bw2p7wt](https://ridero.ru/link/AiukVZ28XN5Ve_bw2p7wt)

Associated with Guidewire Placement // *Anesth Analg.* 2015. Vol. 121. P. 69–71. DOI: <https://doi.org/10.1213/ane.0000000000000683><sup>1</sup>.

34. Кубова С. Ю. Значение доплеровского «мерцающего артефакта» для диагностики конкрементов и внутритканевых кальцинатов: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.19 / Мед. радиол. науч. центр РАМН. М., 2004. 22 с.: ил.

35. Lu W. Ultrasonic Detection and Expulsion of Kidney Stones [dissertation]. Seattle: Department of Bioengineering. University of Washington, 2012.

36. Winkel R. R., Kalhauge A., Fredfeldt K. E. The usefulness of ultrasound colour-Doppler twinkling artefact for detecting urolithiasis compared with low dose nonenhanced computerized tomography // *Ultrasound Med Biol.* 2012. Vol. 38. P.1180–1187. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2012.03.003><sup>2</sup>.

37. Лелюк В. Г., Гусев И. А., Лелюк В. Г. [и др.]. Доплеровский «twinkling» -артефакт в эксперименте и практике // *Эхография.* 2003. Т. 4, №1. С. 74–83.

38. Сономед 500. Цифровой УЗИ-сканер с большим набором датчиков. ЗАО «Спектрмед» [Электронный ресурс]. URL: <http://spectromed.com/ru/ultrazvukovye-skanery/16-sonomed-500.html><sup>3</sup> (дата обращения: 03.12.2021).

39. Леонов Д. В., Гречихин В. А., Фин В. А. Расчет параметров приемо-передающего модуля ультразвукового медицинского диагностического устройства // *Радиоэлектроника, электротехника и энергетика: XXII Международная науч.-техн. конф.* Т. 1. М.: Издательский дом МЭИ, 2016. С. 9.

40. Ali M., Magee D., Dasgupta U. Signal Processing Overview of Ultrasound Systems for Medical Imaging. Texas Instruments White Paper: SPRAB12 – November, 2008.

41. Леонов Д. В. Вопросы формирования и анализа пространственно-временного сигнала в тракте УЗМДУ // *Машиностроитель.* 2015. Т. 84, вып. 7. С. 38–43.

42. Леонов Д. В. О формировании и анализе ультразвуковых полей // *Труды LXX Международной конференции «Радиоэлектронные устройства и системы для инфокоммуникационных технологий – РЭУС-2015» РНТО РЭС им. А. С. Попова, посвященной Дню радио.* М., 2015. С. 54–58.

43. Odom B. Ultrasound Analog Electronics Primer // *Analog Dialogue.* 1999. Vol. 33, №5. P. 1–3.

44. Brunner. E. How Ultrasound System Considerations Influence Front-End Component Choice // *Analog Dialogue.* 2002. Vol. 36, №3.

45. Понкратова Е. М., Леонов Д. В., Фин В. А. [и др.]. Вопросы выбора ФВЧ для режима непрерывно-волнового доплера // *Радиоэлектроника, электротехника и энергетика: XXI Международная науч.-техн. конф.* Т. 1. М.: Издательский дом МЭИ, 2015. С. 230.

46. Goldberg B. B., Gramiak R., Freimanis A. K. Early history of diagnostic Ultrasound: The role of American radiologists // *AJR.* 1993. №160. P. 189–194.

---

<sup>1</sup> <https://ridero.ru/link/Gx02xGfYYOa139MunbOAl>

<sup>2</sup> <https://ridero.ru/link/6HRldwL9pKBBhdMuEbyV->

<sup>3</sup> [https://ridero.ru/link/B5XF\\_atjEI3TYnv0OW7mg](https://ridero.ru/link/B5XF_atjEI3TYnv0OW7mg)

47. Kremkau F. W. Doppler ultrasound: principles and instruments. 2nd ed. Saunders, 1995.
48. Hedric W. R. Technology for diagnostic sonography. 1st ed. Elsevier, 2012.
49. Miele F. R. Ultrasound Physics and Instruments. 4th ed. Pegasus Lectures, 2006.
50. Kisslo J. A., Adams D. B. Doppler Color Flow Imaging. [Электронный ресурс]. URL: <http://cardioland.org/Echo/doppler04.pdf><sup>1</sup>.
51. Kargel Ch., Hoebenreich G., Plevnik G. et al. Velocity Estimation and Adaptive Clutter Filtering for Color Flow Imaging // WSEAS. 2002. P. 1711–1716.
52. Yu A. C. H., Johnston K. W., Cobbold R. S. C. Frequency-based signal processing for ultrasound color flow imaging // Canadian Acoustics. 2007. №2. P. 11–23.
53. Weinstein S. P., Seghal C., Conant E.F. et al. Microcalcifications in Breast Tissue Phantoms Visualized with Acoustic Resonance Coupled with Power Doppler US: Initial Observations // Radiology. July 2002. P. 265–269.
54. Громов А. И., Комин Ю. А., Мозеров С. А. [и др.]. Ультразвуковой мерцающий артефакт в дифференциальной диагностике кальцинатов молочных желез // Медицинская визуализация. 2021. Т. 25, №3. С. 157–166.
55. Jensen J. A. Field: A Program for Simulating Ultrasound Systems // Medical & Biological Engineering & Computing. 1996. Vol. 34, suppl. 1. Part 1. P. 351–353.
56. Schlaikjer M., Torp-Pedersen S., Jensen J. A. Simulation of RF data with tissue motion for optimizing stationary echo canceling filters // Ultrasonics. 2003. Vol. 41. P. 415–419.
57. Løvstakken L. Signal Processing in Diagnostic Ultrasound: Algorithms for Real-time Estimation and Visualization of Blood Flow Velocity // Doctoral Thesis. Norwegian University of Science and Technology, 2007.
58. Torp H., Kristoffersen K., Angelsen B.A. J. Autocorrelation Techniques in Color Flow Imaging: Signal Model and Statistical Properties of the Autocorrelation Estimates // IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. 1994. Vol. 41, №5. P. 604–612.
59. Doppler C. A. Über das farbige Licht der Doppelsterne und einiger anderer Gestirne des Himmels. Abhandlungen der k. böhm. Gesellschaft der Wissenschaften. 1842. V. Folge, Bd. 2. S. 465–482.
60. Hirsch M. S., Palavencino T. B., Leon B. R. Color Doppler Twinkling Artifact: A Misunderstood and Useful Sign // Revista Chilena de Radiología. 2011. Vol. 17, №2. P. 82–84.
61. Wang M., Li J., Xiao J. et al. Systematic Analysis of Factors Related to Display of the Twinkling Artifact by a Phantom // Ultrasound Med. 2011. Vol. 30. P. 1449–1457.

---

<sup>1</sup> <https://ridero.ru/link/hd0z07mdxiuWfb-4mHE5T>

62. Sorensen M. D., Harper J. D., Hsi R. S. et al. B-mode Ultrasound Versus Color Doppler Twinkling Artifact in Detecting Kidney Stones // *Journal of Endourology*. 2013. Vol. 27, №2. P. 149–153.
63. Jamzad A., Setarehdan S. K. A Novel Approach for Quantification and Analysis of the Color Doppler Twinkling Artifact with Application in Noninvasive Surface Roughness Characterization. An *In Vitro* Phantom Study // *Ultrasound Med*. 2014. Vol. 33. P. 597–610.
64. Gherin E., Soundack M. Twinkling Artifact in Gallbladder Adenomyomatosis // *Ultrasound Med*. 2003. Vol. 22. P. 229–231.
65. Seghal C. Apparatus for imaging an element within a tissue and method therefor // *United States Patent*. 1999. №5. P. 997, 477.
66. Ahmad S. K., Abdallah M. M. The diagnostic value of the twinkle sign in color Doppler imaging of urinary stones // *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*. Feb. 2014. P. 569–574.
67. Behnam H., Hakkam A., Rakhshan H. Modeling Twinkling Artifact in Sonography / 4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. IEEE. 2010. DOI: 10.1109/ICBBE.2010.5515795.
68. Jamzad A., Setarehdan S. K. Simulation of the twinkling artifact in color flow Doppler sonography: A phase noise hypothesis validation / *IEEE International Conference on Signal and Image Processing Applications (ICSIPA)*. 2011. P. 22–27.
69. Мустафин Ч. Н., Троханова О. В. Современные методы диагностики заболеваний молочных желез в практике акушера-гинеколога // *Лечащий врач*. 2013. №1. URL: <http://www.lvrach.ru/2013/01/15435606/>.
70. Кабин Ю. В. Новые технологии ультразвукового исследования в диагностике рака молочной и щитовидной желез: дисс. канд. ... мед. наук. МГМСУ, 2012.
71. Denstedt J., Rosette J. International Consultation on Urological Diseases. Stone Diseases // *The Société Internationale d'Urologie*. Glasgow, Scotland. 2014.
72. Simon J. C., Holm J. R., Thiel J. et al. Evidence of Microbubbles on Kidney Stones in Humans // *Ultrasound Med Biol*. 2020. Vol. 46, №7. P. 1802–1807. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2020.02.010.
73. Li T., Khokhlova T. D., Sapozhnikov O. A. et al. A new active cavitation mapping technique for pulsed HIFU applications-bubble Doppler // *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2014. Vol. 61, №10. P. 1698–708. DOI: 10.1109/TUFFC.2014.006502. PMID: 25265178; PMCID: PMC4454370.
74. Holland C. K., Deng C. X., Apfel R. E. et al. Direct Evidence of Cavitation *in vivo* from Diagnostic Ultrasound // *Ultrasound Med. Biol*. 1996. Vol. 22, №7. P. 917–925.
75. Simon J.C., Wang Y. N., Cunitz B. W. et al. Effect of Carbon Dioxide on the Twinkling Artifact in Ultrasound Imaging of Kidney Stones: a Pilot Study // *Ultrasound Med. Biol*. 2017. Vol. 43, №5. P. 877–883.
76. Simon J. C., Sapozhnikov O. A., Kreider W. et al. The role of trapped bubbles in kidney stone detection with the color Doppler ultrasound twinkling

artifact // *Phys Med Biol.* Vol. 63, №2. P. 025011. DOI:10.1088/1361–6560/aa9a2f.

77. Gao J., Hentel K., Rubin J. M. Correlation between twinkling artifact and color Doppler carrier frequency: preliminary observations in renal calculi // *Ultrasound Med. Biol.* 2012. Sep. P. 1534–1539. DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2012.04.011.

78. Aytac S. K., Ozcan H. Effect of color Doppler system on the «twinkling» sign associated with urinary tract calculi // *J. Clin. Ultrasound.* 1999. Vol. 27, №8. P. 433–439. DOI: [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-0096\(199910\)27:8%3C433::aid-jcu4%3E3.0.co;2-1](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-0096(199910)27:8%3C433::aid-jcu4%3E3.0.co;2-1)<sup>1</sup>.

79. Yu A. C. H., Løvstakken L. Eigen-Based Clutter Filter Design for Ultrasound Color Flow Imaging: A Review // *IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control.* 2010. Vol. 5. P. 1096–1111.

80. Yu A. C. H., Cobbold R. S. C. Single-Ensemble-Based Eigen-Processing Methods for Color Flow Imaging. Part I. The Hankel-SVD Filter // *IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control.* 2008. Vol. 3. P. 559–572.

81. Shen Z., Feng N., Shen Y., Lee C. H. An Improved Parametric Relaxation Approach to Blood Flow Signal Estimation with Single-Ensemble in Color Flow Imaging // *Journal of Medical and Biomedical Engineering.* Vol. 33, №3. P. 309–318.

82. Yoo Y. M., Managuli R., Kim Y. Adaptive Clutter Filtering for Ultrasound Color Flow Imaging // *Ultrasound in medicine and biology.* 2003. Vol. 29, №9. P. 1311–1320. DOI: 10.1016/S0301–5629 (03) 01014–7.

83. Torp H. Clutter Rejection Filters in Color Flow Imaging: A Theoretical Approach // *IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control.* 1997. Vol. 44, №2. P. 417–424. DOI: 10.1109/58.585126.

84. Wang P. D., Shen Y., Feng N. Z. A novel clutter rejection scheme in color flow imaging // *Ultrasonics.* 2006. Vol. 44, №1. P. e303–305. DOI: 10.1016/j.ultras.2006.06.017.

85. Bjærum S., Torp H. Statistical evaluation of clutter filters in color flow imaging // *Ultrasonics.* 2000. Vol. 38. P. 376–380.

86. Kargel C., Höbenreich G., Trummer B. et al. Adaptive Clutter Rejection Filtering in Ultrasonic Strain-Flow Imaging // *IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control.* 2003. Vol. 50, №7. P. 824–835.

87. Lo M. T., Hu K., Peng C. K. et al. Multimodal Pressure Flow Analysis: Application of Hilbert Huang Transform in Cerebral Blood Flow Regulation // *EURASIP J. Adv. Signal Process.* 2008. May 8.

88. Garlands J. J. On the relationships between SVD, KLT and PCA // *Pattern Recognition.* 1981. Vol. 14. P. 375–381.

89. Khan I. A., Hamid E., Nikkei T. Systolic Phase Detection from Pulsed Doppler Ultrasound Signal using EMD-DHT based Approach // *Int. Journal*

---

<sup>1</sup> <https://ridero.ru/link/VpsCqr0LmXusgl4vJc093>

of Signal Proc., Image Proc. and Pattern Recognition. 2014. Vol. 7, №5. P. 207–2016.

90. Бороноев В. В., Омников В. Д. Эмпирическая модовая декомпозиция пульсовых сигналов. Зондирование земных покровов радарными и радиометрами с синтезированной апертурой / Сб. материалов Международной науч.-техн. конф. 24–29 июня 2013, г. Улан-Удэ. С. 40–43.

91. Давыдов А. В. Преобразование Гильберта-Хуанга. [Электронный ресурс]. URL: <http://geoin.org/hht>.

92. Анисимов С. Ю. Цифровые фильтры в SCADA. 2014. [Электронный ресурс]. URL: [http://pmg.org.ru/asutp/scada\\_filter.pdf](http://pmg.org.ru/asutp/scada_filter.pdf).

93. Hei C. K. Adaptive Clutter Filter Design for Micro-Ultrasound Flow Imaging of Small Blood Vessels / Master of Philosophy Thesis. University of Hong Kong, 2010.

94. Кульберг Н. С., Леонов Д. В. Программа обработки и анализа сигналов ультразвуковой визуализации в режиме цветового доплеровского картирования кровотока: свидетельство о регистрации программы для ЭВМ RU 2018617330, 21.06.2018.

95. Torres S. Ground Clutter Cancelling with a Regression Filter: National Severe Storms Lab. Interim Report. Oklahoma, 1998.

96. Leonov D. V., Kulberg N. S., Fin V. A. et al. Clutter filtering for diagnostic ultrasound color flow imaging // Biomedical Engineering. 2019. Vol. 53, №3. P. 217–221. DOI: 10.1007/s10527-019-09912-1.

97. Leonov D. V., Kulberg N. S., Fin V. A. et al. Comparison of filtering techniques in ultrasound color flow imaging // Biomedical Engineering. 2019. Vol. 53, №2. P. 97–101. DOI: 10.1007/s10527-019-09885-1.

98. Song P., Manduca A., Trzasko J. D. et al. Ultrasound small vessel imaging with block-wise adaptive local clutter filtering // IEEE Trans Med Imaging. 2017. Vol. 36, №1. P. 251–262. DOI: 10.1109/TMI.2016.2605819.

99. Li Y. L., Hyun D., Abou-Elkacem L. et al. Visualization of small-diameter vessels by reduction of incoherent reverberation with coherent flow power doppler // IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control. 2016. Vol. 63, №11. P. 1878–1889. DOI: 10.1109/TUFFC.2016.2616112.

100. Chee A. J., Alfred C. H. Receiver operating characteristic analysis of eigen-based clutter filters for ultrasound color flow imaging // IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control. 2017. Vol. 65, №3. P. 390–399. DOI: 10.1109/TUFFC.2017.2784183.

101. Chee A. J., Yiu B. Y., Alfred C. H. A GPU-Parallelized eigen-based clutter filter framework for ultrasound color flow imaging // IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control. 2017. Vol. 64, №1. P. 150–163. DOI: 10.1109/TUFFC.2016.2606598.

102. Kamaya A., Tuthill T., Rubin J. M. Twinkling Artifact on Color Doppler Sonography: Dependence on Machine Parameters and Underlying Cause // American Roentgen Ray Society. January 2003. P. 215–222. DOI: <https://doi.org/10.2214/ajr.180.1.1800215><sup>1</sup>.

103. Lu W., Sapozhnikov O. A., Bailey M.R. et al. Evidence for trapped surface bubbles as the cause for the twinkling artifact in ultrasound imaging // *Ultrasound Med Biol.* 2013. Vol. 39, №6. P. 1026–1038. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2013.01.011><sup>2</sup>.

104. Леонов Д. В., Кульберг Н. С., Фин В. А. Исследование мерцающего артефакта на фантоме в режиме цветового доплеровского картирования // Информатика, управление и системный анализ: труды IV Всероссийской научной конференции молодых ученых с международным участием. Т. II. Тверь: Тверской государственный технический университет, 2016. С. 44–51.

105. Leonov D., Kulberg N., Gromov A. et al. Ultrasound Stone Detection: Discovery and Analysis of Two Stone-Related Components in Reflected Signal and Their Role in Etiology of Twinkling Artifact // *Int J CARS.* 2018. Vol. 13 (Suppl 1). P. 10–11. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11548-018-1766-y><sup>3</sup>.

106. Патент №RU 2 665 223 С1. Способ выявления аномалий физической плотности при акустической визуализации: опубл. 28.08.2018 / Леонов Д. В., Кульберг Н. С., Фин В. А., Громов А. И. // Бюл. №25.

107. Патент на полезную модель №RU 184 396 U1. Ультразвуковое устройство для диагностики аномалий физической плотности: опубл. 24.10.2018 / Кульберг Н. С., Леонов Д. В.

108. Ультразвуковой детектор минеральных включений: свидетельство о государственной регистрации в Реестре программ для ЭВМ / Кульберг Н. С., Леонов Д. В.; заявитель ГБУЗ «НПЦМР ДЗМ». №2018610936 от 19.01.2018.

109. Liu L., Funamoto K., Tanabe M. et al. Microscopic observation of glass bead movement in soft tissue-mimicking phantom under ultrasound PW mode scanning // *J Med Ultrasonics.* 2015. Vol. 42. P. 59–63. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10396-014-0565-5><sup>4</sup>.

110. Николаева А. В., Цысарь С. А., Сапожников О. А. Измерение радиационной силы мегагерцового ультразвука, действующей на твердотельный сферический рассеиватель // *Акустический журнал.* 2016. №62. С. 29–37.

111. Каневский И. Н. Постоянные силы, возникающие в звуковом поле. Обзор // *Акустический журнал.* 1961. Т. 7, №1. С. 3–17.

112. Денисов Г. Г. Импульс, радиационное давление и другие величины второго порядка в идеальном газе (жидкости) в некоторых краевых задачах // *Акустический журнал.* 2000. Т. 46, №3. С. 340–347.

113. Sapozhnikov O. A., Trusov L. A., Gromov A.I. et al. Radiation force imparted on a kidney stone by a Doppler-mode diagnostic pulse // *J. Acoust. Soc. Am.* 2006. Vol. 120, №5. P. 3109.

---

<sup>1</sup> <https://ridero.ru/link/clqD3ooR-f0ESey8EGr61>

<sup>2</sup> <https://ridero.ru/link/eW0NsyKSmYUWtWtWmpn0>

<sup>3</sup> <https://ridero.ru/link/uuXHj0YCfjWVXEHL-blmr>

<sup>4</sup> <https://ridero.ru/link/AGXJzKDsuCtnmXS4PkDwn>

114. Brisbane W., Bailey M. R., Sorensen M. D. An Overview of Kidney Stone Imaging Techniques // Nature Reviews Urology. 2016. Vol. 13. P. 654–662.
115. Weinstein S. P., Seghal C., Conant E.F. et al. Microcalcifications in breast tissue phantoms visualized with acoustic resonance coupled with power doppler US: initial observations // Radiology. 2002. Vol. 4, №1. P. 265–269. DOI: 10.1148/radiol.2241010511.
116. Seghal C. Apparatus for imaging an element within a tissue and method therefor // United States Patent. 1999. Vol. 477, №5. P. 997.
117. Li T., Khokhlova T. D., Sapozhnikov O. A. et al. A new active cavitation mapping technique for pulsed HIFU applications–bubble Doppler // IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control. 2014. Vol. 61, №10. P. 1698–708. DOI: [10.1109/TUFFC.2014.006502](https://doi.org/10.1109/TUFFC.2014.006502)<sup>1</sup>.
118. Simon J. C., Sapozhnikov O. A., Kreider W. et al. The role of trapped bubbles in kidney stone detection with the color Doppler ultrasound twinkling artifact // Phys Med Biol. 2018. Vol. 63, №2. P. 025011. DOI: [10.1088/1361-6560/aa9a2f](https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa9a2f)<sup>2</sup>.
119. Mari J. M., Cachard C. Acquire real-time RF digital ultrasound data from a commercial scanner // Electronic J Technical Acoustics. 2007. Vol. 3. P. 28–43.
120. Kargel C., Hoebenreich G., Plevnik G. et al. Velocity estimation and adaptive clutter filtering for color flow imaging // WSEAS. 2002. P. 1711–1716.
121. XRAD C++ software library. Режим доступа: URL: <https://github.com/Center-of-Diagnostics-and-Telemedicine/xrad.git><sup>3</sup> (дата обращения: 14.08.2021).
122. Leonov D. V., Kulberg N. S., Gromov A.I. et al. Detection of microcalcifications using the ultrasound Doppler twinkling artifact // Biomedical Engineering. 2020. Vol. 54, №3. P. 174–178. DOI: 10.1007/s10527-020-09998-y.
123. Leonov D. V., Reshetnikov R. V., Kulberg N. S. et al. Doppler twinkling artifact observations: an open-access database of raw ultrasonic signals // Digital Diagnostics. 2021. Vol. 2, №3. P. 261–276. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD76511><sup>4</sup>.
124. Salmaslıoğlu A., Bulakçı M., Bakır B. et al. The usefulness of agent emission imaging – high mechanical index ultrasound mode in the diagnosis of urolithiasis: A prospective preliminary study // Diagn Interv Radiol. 2018. Vol. 24, №3. P. 169–174. DOI: <https://www.doi.org/10.5152/dir.2018.18005><sup>5</sup>.
125. Mitterberger M., Aigner F., Pallwein L. et al. Sonographic Detection of Renal and Ureteral Stones. Value of the Twinkling Sign // Int Braz J Urol. 2009. Vol. 35, №5. P. 532–541. DOI: <https://doi.org/10.1590/S1677-55382009000500004><sup>6</sup>.

---

<sup>1</sup> <https://ridero.ru/link/OBJ7Vtd-ep5wMelGqP3AW>

<sup>2</sup> <https://ridero.ru/link/POLs0JGqc27FeuXq-JutF>

<sup>3</sup> <https://ridero.ru/link/16VpfZXVAjOjshBtcWslg>

<sup>4</sup> <https://ridero.ru/link/qQ3Tl6Kt726uhko7357eM>

<sup>5</sup> <https://ridero.ru/link/gmUArp4MRVq25m4-r1dYv>

126. Relea A., Alonso J. A., González M. et al. Usefulness of the twinkling artifact on Doppler ultrasound for the detection of breast microcalcifications // Radiologia. 2018. Vol. 60, №5. P. 413–423. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rx.2018.04.004><sup>7</sup>.

127. Tahmasebpour H. R., Buckley A. R., Cooperberg P. L. et al. Sonographic examination of the carotid arteries // RadioGraphics. 2005. Vol. 25, №6. P. 1561–1575. DOI: <https://doi.org/10.1148/rg.256045013><sup>8</sup>.

128. Использование мерцающего артефакта для выявления твердых включений в ультразвуковой диагностике: методические рекомендации / Сер. «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». Вып. 96. М., 2021.

129. Tsao T. F., Kang R. J., Gueng M. K. et al. Color Doppler twinkling artifact and clinical use // J Med Ultrasound. 2009. Vol. 17, №3. P. 157–166. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0929-6441\(09\)60122-3](https://doi.org/10.1016/S0929-6441(09)60122-3)<sup>9</sup>.

130. Гукасов В. М., Кульберг Н. С., Леонов Д. В. [и др.]. Вопросы разработки отечественных ультразвуковых медицинских диагностических устройств в современных экономических условиях // Медицина и высокие технологии. 2016. №3. С. 23–34.

131. 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.

132. Белоконева О. Ультразвуковой «рентген» мозга // Наука и жизнь. 2005, №10. С. 24–28.

133. SmartScan. Портативный ультразвуковой сканер [Электронный ресурс]. URL: <https://www.smartscan.club><sup>10</sup> (дата обращения: 10.12.2021).

---

<sup>6</sup> <https://ridero.ru/link/a72xBds8be0A4FYsa8hn0>

<sup>7</sup> <https://ridero.ru/link/dpVe8yGNTgJqkaVe4SCcP>

<sup>8</sup> [https://ridero.ru/link/drPM6DcKLLNJPuX\\_1InI](https://ridero.ru/link/drPM6DcKLLNJPuX_1InI)

<sup>9</sup> <https://ridero.ru/link/xKRh4pcTFH-bKIYbFx6gb>

<sup>10</sup> <https://ridero.ru/link/0brdDQvvWVz07vhJlVlZN>

## Приложение А. АНАЛИЗ ПУБЛИКАЦИЙ

В единой библиографической и реферативной базе данных рецензируемой научной литературы Scopus был проведен поиск по заголовкам, аннотациям и ключевым словам публикаций в следующих областях исследований:

- 1) ультразвуковая визуализация (ultrasound AND imaging);
- 2) медицинская техника (medical and (diagnostic or imaging) and (equipment OR device OR machine));
- 3) ультразвуковые диагностические приборы (ultrasound and medical and (diagnostic OR imaging) and (equipment OR device OR machine));
- 4) артефакты ультразвуковой диагностики (ultrasound and artifact);
- 5) портативные ультразвуковые диагностические приборы (portable and ultrasound and medical and (diagnostic or imaging) and (equipment or device or machine)).

Результаты представлены на рис. А.1–А.3.

Значительный рост количества публикаций за период с 1981 по 2020 гг. наблюдался по медицинской технике в целом, с 74 до 6207 (увеличение почти в 84 раза), большой относительный рост с 12 до 502 (в 42 раза) – по ультразвуковым диагностическим приборам, с 10 до 325 (в 32 раза) – по артефактам ультразвуковой диагностики, также возрос интерес (в 22 раза) к портативным ультразвуковым диагностическим приборам (рис. А.1 и А.2).

Анализ количества публикаций по странам показывает неоспоримое лидерство в ультразвуковом направлении США (49 955), Китая (15 813), Великобритании (13 032), Германии (12 252), Италии (11 423), Франции (8 458), Канады (8 067) и Нидерландов (5 474), тогда как за последние 40 лет в России количество публикаций по данному направлению составило только 1 129 документов. Справедливости ради необходимо отметить, что это связано, как с трудностями публикации в иностранных журналах отечественных авторов, так и с закрытостью некоторых исследований (рис. А.3).

Достаточно быстро развивающийся сегмент рынка – портативные сканеры [15, 130, 131]. Первые портативные УЗ-приборы создавались на базе ноутбука. В 2010 г. фирма GE вывела на рынок свой первый миниатюрный сканер GE VScan на базе сверхбольшой интегральной схемы, который можно носить на шее подобно стетоскопам. Сегмент рынка миниатюрных УЗ-приборов очень быстро развивается.

В настоящее время объем рынка УЗ-сканеров составляет примерно 40–45% от всех медицинских диагностических устройств. Необходимое количество та-

ких устройств для гражданских и военных медицинских учреждений Российской Федерации составляет несколько десятков тысяч штук.

В зависимости от их технического уровня УЗ-приборы принято разбивать на четыре класса: 1) простые, 2) среднего класса, 3) высокого класса и 4) экспертного класса (англ. *High End*) [6, 7]. Полный перечень медико-технических параметров приборов экспертного класса «золотой стандарт», включающий более 110 параметров, приведен в работе Д. В. Леонова и соавторов [15]. Врачи лучевой диагностики предпочитают приборы экспертного класса. Но они очень дорогие, поэтому доступны, в основном, только медицинским учреждениям федерального уровня.

Парк существующих УЗ-сканеров быстро устаревает морально и физически. Задача разработки отечественных УЗ-сканеров высокого и экспертного классов становится все более актуальной.

Основными разработчиками и производителями зарубежных УЗ-приборов экспертного класса уже давно являются крупные транснациональные корпорации (GE, Philips, Siemens, Toshiba, Samsung). Последние десятилетия были характерны тем, что с целью увеличения своих ресурсов (в первую очередь, штата отделов алгоритмистов-программистов), ускорения своих разработок и усиления позиций на рынке эти корпорации поглотили большие специализированные УЗ-фирмы (Siemens (ФРГ) поглотила Acuson (США) и создала отдел разработки математического обеспечения численностью в 300 человек, Samsung – Medison (Республика Корея) и пр.). В начале 21 века в число крупных разработчиков вошли фирмы Mindray и SonoScape (обе – КНР). На разработку практически с нуля современных УЗ-сканеров фирме Mindray потребовалось 11 лет; сумма первоначальных инвестиций составила 110 млн долл. Фирме была оказана помощь правительством КНР и американскими учеными китайского происхождения.

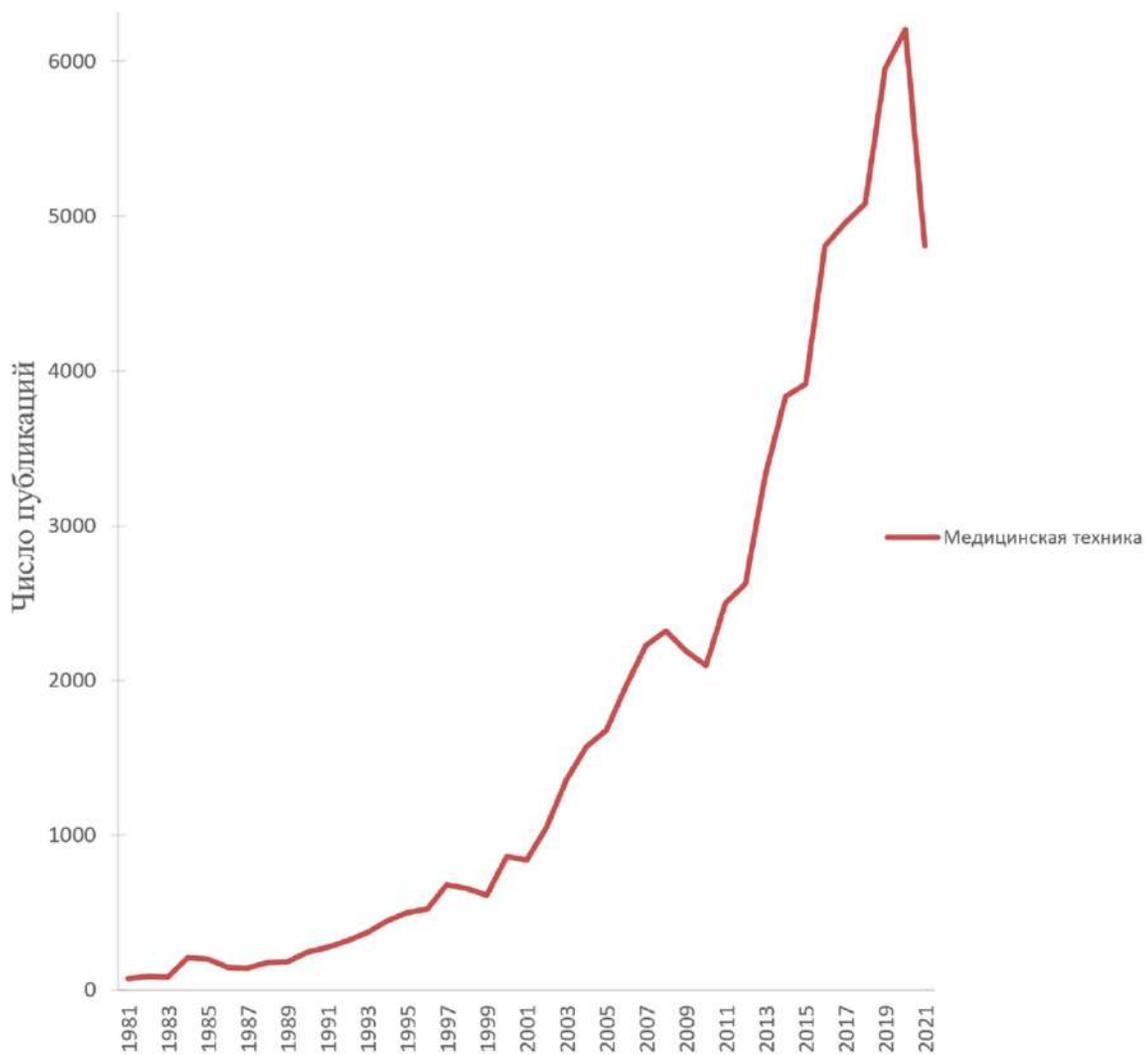


Рисунок А.1 – Динамика публикационной активности по ключевым словам «медицинская техника» (база Scopus, ноябрь 2021 г.)

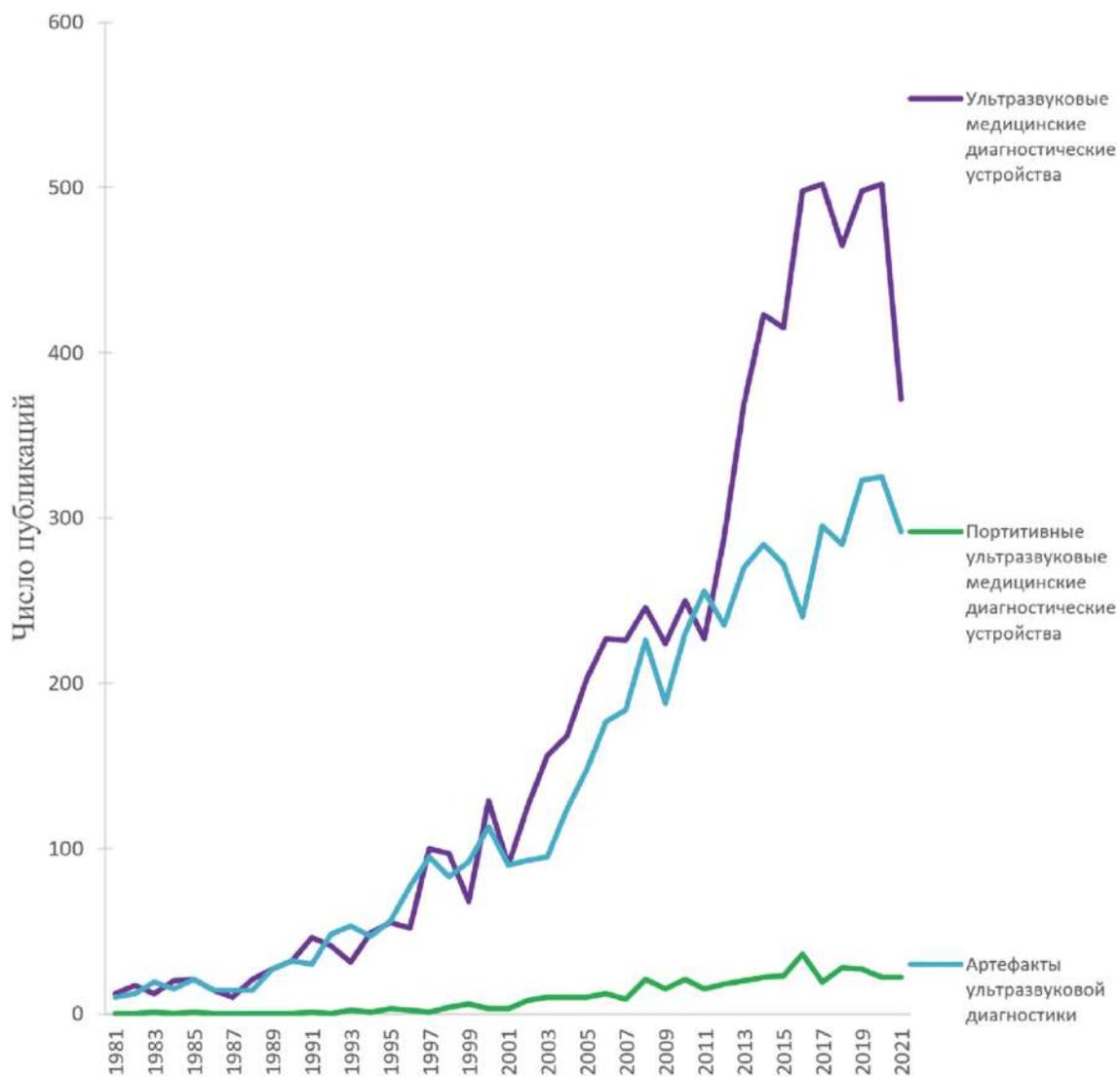


Рисунок А.2 – Динамика патентной активности по ключевым словам «ультразвуковые медицинские диагностические устройства», «портативные ультразвуковые медицинские диагностические устройства» и «артефакты ультразвуковой диагностики» (база Scopus, ноябрь 2021 г.)

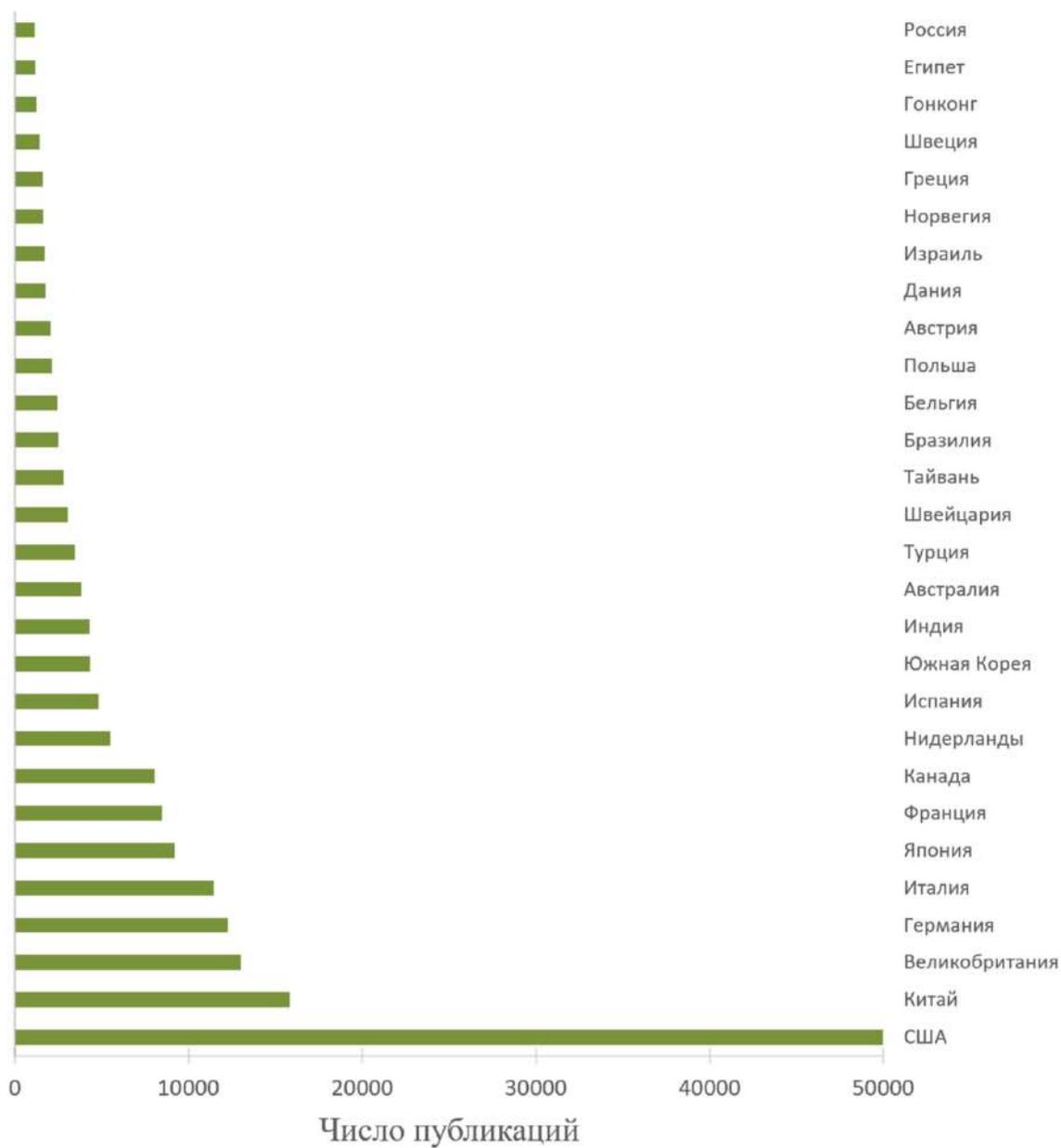


Рисунок А.3 – Анализ распределения публикационной активности по странам для ключевых слов «ультразвуковая визуализация» (база Scopus, ноябрь 2021 г.)

## Приложение Б. СОСТОЯНИЕ ОТЕЧЕСТВЕННЫХ РАЗРАБОТОК

В СССР разработкой УЗ-сканеров начали активно заниматься с конца 80-х гг. 20 века. Одним из пионеров этих разработок являлся инженер Л. В. Осипов (сейчас профессор, доктор технических наук), работавший во Всесоюзном научно-исследовательском институте медицинского приборостроения (ВНИИМП) Министерства медицинской промышленности СССР.

В 1992 г. на базе данного института была организована специализированная фирма «Изомед», которая разработала многофункциональные сканеры нескольких поколений, передовые по отечественным меркам на момент их создания. В настоящее время, наряду с разработкой современных многофункциональных сканеров высокого класса, фирма «Изомед» занимается сервисным ремонтом и обслуживанием УЗ-сканеров, продажей зарубежных приборов, обучением специалистов и пр. Монография Л. В. Осипова [6] уже много лет является основным и единственным отечественным изданием, используемым разработчиками УЗ-сканеров, сервисными инженерами, техниками, студентами и врачами лучевой диагностики в качестве основного источника информации.

Примерно одновременно с созданием фирмы «Изомед» на базе Московского физико-технического института (МФТИ), ВНИИ медицинского приборостроения и научно-производственного объединения (НПО) «Алмаз» под руководством Н. Е. Нагулина была создана фирма «Спектрмед». Эта фирма специализировалась на разработке многофункциональных УЗ-диагностических приборов, фетальных мониторов и доплеровских измерителей скорости кровотока. «Спектрмед» разработала несколько поколений многофункциональных УЗ-сканеров и других УЗ-аппаратов, современных, по отечественным меркам, на момент их создания.

В 1992 году сотрудниками кафедры радиоэлектроники Московского института электронной техники под руководством И. М. Цыбина была создана научно-производственная фирма «БИОСС». На сегодняшний день она является одним из ведущих российских производителей медицинского оборудования. Приоритетное направление деятельности фирмы – разработка и производство медицинского ультразвукового диагностического оборудования. Основное производство фирмы «БИОСС» расположено в г. Зеленограде.

В настоящее время продукция фирмы «БИОСС» представлена на рынке различным оборудованием для проведения медицинских исследований. Это ультразвуковые сканеры; ультразвуковые спектральные доплеровские приборы для

оценки мозгового и периферического кровотока; одномерные ультразвуковые сканеры для экспресс-диагностики (эхоэнцефалографы, синусканы); фетальные мониторы для диагностики состояния плода на основе кардиотокографии; комплекс для эффективного лечения геморроя методом дезартеризации геморроидальных узлов под контролем ультразвуковой доплерографии и др.

С 1994 г. по программе конверсии разработкой УЗ-диагностических приборов стали заниматься в НИИ точных приборов Российского космического агентства. По мере появления новой элементной базы для аналоговых и цифровых устройств было создано несколько поколений многофункциональных УЗ-сканеров. Последним (в 2010 г.) было разработано 128-канальное цифровое УЗ-диагностическое устройство с синтезированием апертуры. Синтезирование осуществлялось посредством последовательной работы отдельных пьезоэлементов УЗ-решетки.

К достижениям НИИ точных приборов относится:

- разработка опытного образца УЗ-сканера с возможностью визуализации мягких тканей мозга через кости черепа [132];
- разработка пакета программ для 3D-визуализации.

С 1994 г. началась разработка сканера в Институте электронных управляющих машин (ИНЭУМ) им. И. С. Брука, руководителем направления стал заместитель директора Г. Г. Знайко. Здесь акцент был сделан на диагностику заболеваний сосудов головного мозга, в связи с чем большое внимание уделялось измерению скорости кровотока в сонной артерии. В настоящее время в ИНЭУМ продолжается работа по развитию этого направления.

На опытном заводе НИИ автоматического приборостроения Роскосмоса было освоено серийное производство сканеров фирмы Philips. Работа финансировалась Министерством здравоохранения Российской Федерации. Попытка локализации зарубежных УЗ-приборов была предпринята и фирмой «Гелпик». Но ввиду того, что были взяты не самые новые модели сканеров, локализованные приборы не пользовались спросом и не удержались на рынке.

Недавно на рынке появился портативный ультразвуковой сканер SmartScan производства фирмы «Заслон» (г. Санкт-Петербург), поддерживающий все основные режимы диагностики [133]. Уникальность его – в совместимости с облачными технологиями, позволяющей создавать виртуальные архивы изображений и проводить дистанционные телемедицинские консультации.

## **Приложение В. БАЗА ДАННЫХ РАДИОЧАСТОТНЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СИГНАЛОВ**

Исследователям мерцающего артефакта недостает анализа радиочастотных данных, несущих больше информации, чем сонограммы, на экране сканера. Для получения таких данных необходимы труднодоступные исследовательские приборы, обеспечивающие доступ к «сырым» радиочастотным сигналам. Важно, что до сих пор нет наборов данных, содержащих ультразвуковые доплеровские сигналы с признаками мерцающего артефакта.

В этом приложении представлена открытая база радиочастотных сигналов, полученных с выхода формирователя луча из тракта предварительной обработки исследовательского ультразвукового прибора, а также инструмента для ее просмотра и анализа.

### **Критерии соответствия**

В базу включены цифровые записи наблюдений искусственных объектов (фантомов), содержащие признаки мерцающего артефакта. Для этого авторы монографии проводили исследование на двух различных ультразвуковых приборах, добиваясь на обоих появления стабильной картины мерцания. В базу включены также сигналы, полученные при исследовании потока имитирующей кровь жидкости в канале доплеровского фантома и имитирующие нормальный кровоток в сосуде. Исследование проводилось в период с июля 2016 по июль 2021 гг.

### **Ультразвуковое оборудование**

Данные получены из трактов цветового доплеровского картирования и В-визуализации ультразвукового прибора «Сономед-500» при использовании линейного и конвексного датчиков. Контролировать достоверность наблюдений помогал прибор Medison, который не обеспечивает доступ к «сырым» данным. На нем получали доплеровские изображения тестовых объектов и добивались появления мерцающего артефакта, как на основном приборе, при этом применялись линейный и конвексный датчики. Использование контрольной машины позволяло убедиться, что артефакт вызван объективными физическими процес-

сами, происходящими на исследуемом объекте. Это снижает вероятность ситуаций, при которых мерцание вызвано не свойствами объекта, а какими-либо особенностями одного из приборов.

### **Особенности получения и хранения данных в режиме цветового доплеровского картирования**

Размер области цветового доплеровского картирования (ЦДК) определяется интерактивно специалистом, проводящим исследование. Каждое направление (луч) в выделенной области облучается  $N$  раз. Группа из  $N$  сигналов, полученных при облучении одного и того же участка тканей, называется доплеровской пачкой. Время для одной локализации в пределах пачки называется «медленным» временем, в отличие от «быстрого» времени, которое измеряется при получении одного луча и прямо пропорционально глубине прихода сигнала. Кровоток и прочие эффекты отслеживаются по изменениям сигналов «медленного» времени в пределах одной пачки. Если в исследуемом объекте изменений нет, эти сигналы тождественны с точностью до шумов.

В случае, если для получения пачки последовательно облучать одно и то же направление, можно получить частоту повторения импульсов около 5 кГц, что неприменимо для большинства медицинских приложений. С целью снизить частоту повторения импульсов исследуемая область разбивается на  $S$  подобластей сканирования (*sweeps*), каждая из которых состоит из  $M$  лучей (рис. В.1). При получении пачки последовательно облучают лучи одной подобласти с 1-го до  $M$ -го. Таким образом, доплеровские пачки формируются параллельно для  $M$ -лучей одной подобласти. Далее процесс повторяется для остальных подобластей. Частота повторения импульсов при этом снижается в  $M$  раз.

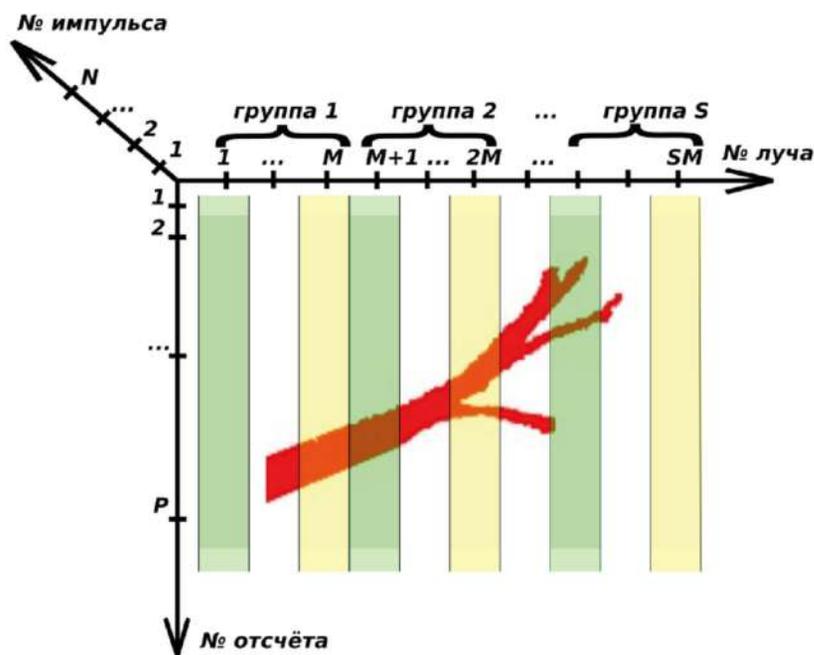


Рисунок В.1 – Пояснение схемы сканирования в режиме цветного доплеровского картирования. Цветовая кодировка у вертикальных полос соответствует номеру луча в группе лучей (sweep). Красным цветом показан исследуемый сосуд

Общий размер области интереса определяет число лучей ( $S \times M$ ). Один луч состоит из  $P$  комплексных отсчетов. Для увеличения частоты кадров иногда изменяют плотность лучей  $Q$ . Так, если  $Q=2$ , окно ЦДК обновляется вдвое быстрее, но информация о каждом втором луче теряется.

Все вышеперечисленные действия повторяются  $F$  раз, и таким образом формируется кинопетля, состоящая из  $F$  кадров. Полученные сигналы записываются в двоичный файл, а параметры сканирования помещаются в одноименный текстовый файл (таблица В.1).

Таблица В.1 – Основные параметры сканирования, отображаемые в файле.par

Параметр	Описание	Обозначение
Number of frames	Число кадров	F
Raw frame size	Объем памяти в байтах, занимаемый радиочастотными данными, необходимыми для построения одного кадра в дуплексном режиме В+ЦДК	-
Header size	Объем памяти в байтах, зарезервированный перед каждым лучом	-
Number of B-beams	Число лучей, используемое при получении серошкального изображения	B
Size of B-beam in samples	Число отсчетов, используемое при получении серошкального изображения и зависящее от глубины сканирования	G
Number of CF shots	Число импульсов в доплеровской пачке	N
Number of sweeps	Число групп лучей в режиме ЦДК. Группу лучей называют sweeper, кадр ЦДК состоит из нескольких групп лучей	S
Beams in sweep	Число лучей в каждой группе	M
Size of CFM beam in samples	Число отсчетов в режиме ЦДК	P
First scan CFM beam	Позиция окна ЦДК по ширине В-изображения	-
CFM density	Плотность лучей в режиме ЦДК определяется по формуле $(b-a)/c$ , где а и b – номера В-лучей, определяющих левую и правую границы окна ЦДК, с – количество ЦДК-лучей	Q
Number of CFM beams	Число лучей в режиме ЦДК	S×M
Number of first CFM sample	Позиция окна ЦДК по глубине относительно В-изображения	-

### Исследуемые объекты и условия наблюдения

Большая часть базы данных содержит сигналы, отраженные от объектов, на которых в доплеровских режимах наблюдается мерцающий артефакт, в том числе на контрольном приборе. Это искусственные объекты: шероховатая и гладкая проволока из низкоуглеродистой, термически необработанной стали, стержни из пластика (ABS), алюминия и дерева. Объекты размещаются на фиксированных позициях в корпусе специально разработанного фантома. Корпус заполняют агар-агаром, водой, этиловым спиртом. В базу данных не включены наблюдения от почечных камней *in vitro*. Для записи сигналов от движущейся жидкости использовали доплеровский фантом Gammex 1430 LE Mini-Doppler Flow System (США).

Доплеровская пачка состояла из 5, 9 или 17 импульсов. Исследования с линейным датчиком проводились на несущей частоте 7,5 МГц для В-режима; для

режима ЦДК несущая частота составляла 6,3 МГц, мощность – 97%, частота повторения импульсов – 750 Гц. Исследования с конвексным датчиком проводились на несущей частоте 3,3 МГц, мощности – 95% в В-режиме и на несущей частоте 3,3 МГц, мощности – 98%, частоте повторения импульсов – 1 кГц. Частота дискретизации во всех случаях равна 10 МГц. Иные настройки, такие как межкадровое усреднение, настройки фильтра подавления колебаний стенок сосудов (*wall filter*) и прочие, не влияли на данные, поскольку данные получены из тракта предварительной обработки.

## Содержимое базы данных

### *Резюме содержимого базы данных*

Собраны и размещены в открытом доступе (по адресу [https://mosmed.ai/datasets/ultrasound\\_doppler\\_twinkling\\_artifact](https://mosmed.ai/datasets/ultrasound_doppler_twinkling_artifact)<sup>1</sup>) записи цифровых радиочастотных сигналов, содержащих признаки мерцающего артефакта. В базе также содержатся сигналы, полученные из областей с сосудами в фантоме Gammex, специализированных фантомов собственной разработки, отражения от тканеимитирующего материала. База данных будет полезна исследователям, изучающим алгоритмы обработки сигналов В-режима и ЦДК.

База данных включает 5 наборов исследований, различающихся по объекту исследования (рис. В.2). Каждое исследование представляет собой пару файлов с одинаковым именем и расширениями .dat и .par. К записям «сырых» данных приложены изображения и видеофрагменты, иллюстрирующие возникновение мерцающего артефакта. Исследуемые объекты и среды указаны в названиях каталогов базы данных. В названии каталога слово *linear* указывает на использование линейного датчика 7.5 L38, слово *convex* – на использование конвексного датчика 3.4 C60.

---

<sup>1</sup> [https://ridero.ru/link/sFfoqOGlaADIX\\_qiFITBq](https://ridero.ru/link/sFfoqOGlaADIX_qiFITBq)



Рисунок В.2 – Состав базы данных

### Формат файлов базы данных

Радиочастотные сигналы записаны в бинарной форме в файл с расширением. dat (рис. В.3). В нем содержатся комплексные данные для построения кадра в В-режиме (*B-frame*) и ЦДК (*CFM-frame*). Действительная и мнимая часть каждого отсчета записана в формате «32 bit little-endian (LE) signed integer». Запись проводится таким образом, что вначале записывается 20-битный заголовок, обозначенный на рис. В.3 символом *H*, потом идут отсчеты первого луча В-изображения, обозначенные *B-sample*, потом заголовок и отсчеты второго и последующих лучей В-изображения.

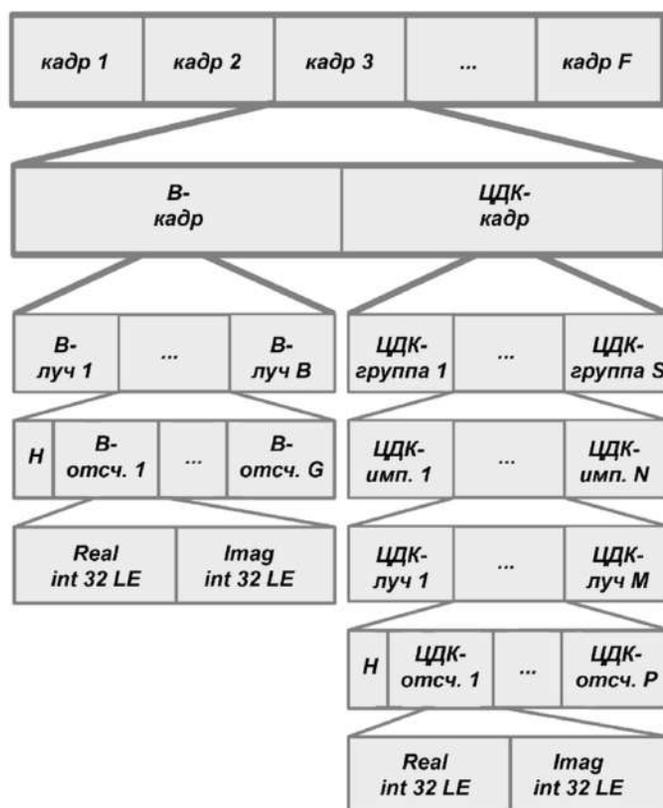


Рисунок В.3 – Схема хранения «сырых» радиочастотных данных в файле \*.dat

Далее записываются отсчеты для построения ЦДК, обозначенные *CFI-sample*, причем сначала записывается заголовок *H*, потом пишутся все отсчеты по глубине, полученные для первого импульса в пачке и первого луча из первой группы (*sweep*). Так получаем первую строку данных ЦДК; каждая последующая строка отделена заголовком.

Далее таким же образом записаны второй и последующие кадры. Каждому файлу .dat соответствует одноименный текстовый файл с расширением .par, содержащий информацию о параметрах сканирования (см. таблицу В.1). В нем находятся конкретные значения величин  $F$ ;  $G$ ;  $B$ ;  $F$ ;  $S$ ;  $N$ ;  $M$ ;  $P$ ;  $Q$ .

### Программа просмотра базы данных

Для просмотра и анализа предлагаемой базы данных разработана программа *TwinklingDatasetDisplay*. Она предназначена лишь для просмотра радиочастотных сигналов и не включает каких-либо алгоритмов обработки сигналов для ЦДК [29, 57–88, 120]. Все программные модули написаны на языке C++ с использованием библиотеки *XRAD* [121]. Программа находится в открытом доступе (<https://github.com/Center-of-Diagnostics-and-Telemedicine/TwinklingDatasetDisplay.git><sup>1</sup>). Исполняемые файлы под ОС Windows включены

в состав базы данных.

Программа `TwinklingDatasetDisplay` позволяет:

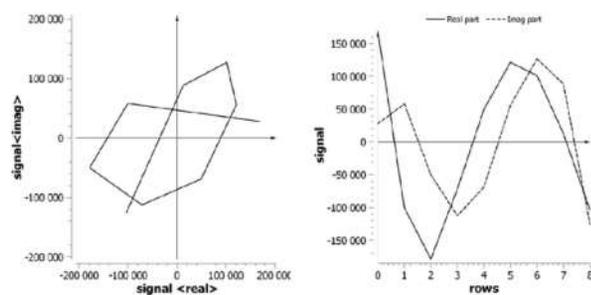
- открывать файлы формата `.dat`, используя информацию из сопровождающих файлов `.rag`;
- формировать из данных обычное серошкальное изображение В-режима;
- отображать комплексные сигналы в виде графиков в зависимости как от «быстрого», так и «медленного» времени режима ЦДК;
- применять к ним элементы спектрального анализа.

Примеры сигналов «медленного» времени, которые и определяют доплеровскую картину, представлены на рис. В.4. Здесь показаны характерные графики сигналов из разных областей:

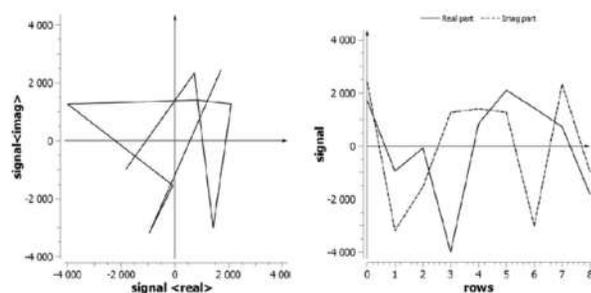
- область движения кровеимитирующей жидкости по каналу доплеровского фантома `Gammex 1430 LE Mini-Doppler Flow System` (видно, что действительная и мнимая части сигнала изменяются в квадратуре, что характерно для движущихся объектов; см. рис. В. 4 а);
- область мягких тканей в отсутствии движения (после фильтрации сигнала от тканей остался лишь шум; см. рис. В. 4 б);
- область наблюдения мерцающего артефакта на стальной проволоке (наблюдается случайный сигнал, который отличается от шума на рис. В. 4 б большей дисперсией; см. рис. В. 4 в);
- область наблюдения мерцающего артефакта на гладком объекте (в сигнале заметна периодичность, вызванная микроколебаниями наблюдаемого объекта; см. рис. В.4 г).

---

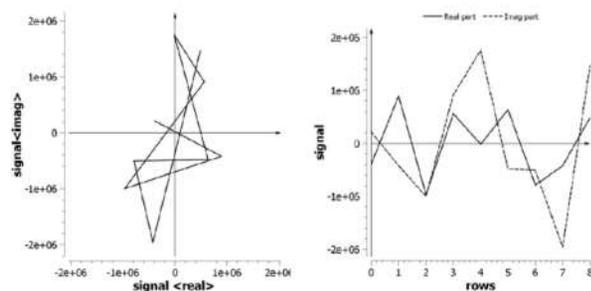
<sup>1</sup> [https://ridero.ru/link/m5p4o9iP8\\_w1IDEOkjntp](https://ridero.ru/link/m5p4o9iP8_w1IDEOkjntp)



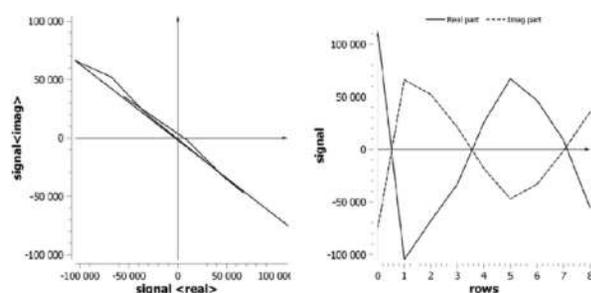
a



b



c



d

Рисунок В.4 – Примеры визуализации радиочастотных сигналов с помощью программы *TwinklingDatasetDisplay*: а – поток жидкости в фантоме *Gammex*; б – область мягких тканей в отсутствие движения; в – сигнал мерцающего артефакта на шероховатом объекте; г – сигнал мерцающего артефакта на гладком объекте. В левом столбце комплексные сигналы представлены в виде параметрической линии в полярных координатах (действительная часть отображается по оси абсцисс, мнимая – по оси ординат). В правом столбце показана зависимость от «медленного» времени в пределах пачки

## Состав базы данных

Набор исследований доплеровского фантома Gammex 1430 LE Mini-Doppler Flow System.

На рис. В.5 представлены внешний вид и схема фантома; на рис. В.6 приведены примеры сонограмм. При поперечном сканировании линейный датчик установлен под углом  $60^\circ$  к сосуду, скорость потока равна  $30\text{ см/с}$ , данные получены при 5; 9 и 17 зондирующих импульсах в последовательности, частота повторения импульсов равна  $2,5\text{ кГц}$ . При этом наблюдалась типичная сонограмма, которую можно видеть при исследовании сонной артерии.

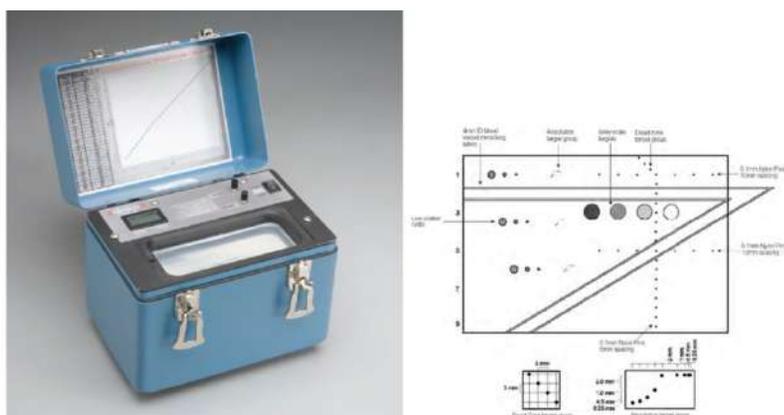


Рисунок В.5 – Внешний вид и схема фантома Gammex 1430 LE Mini-Doppler

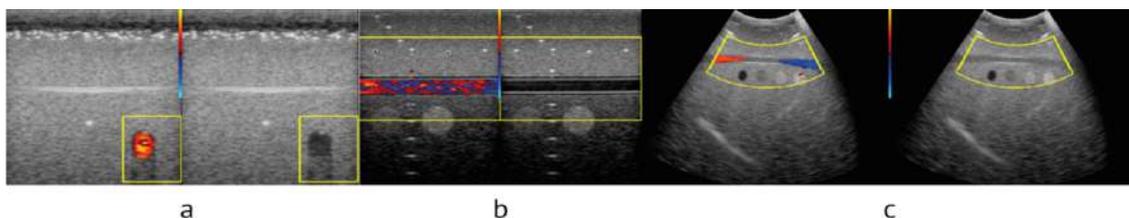


Рисунок В.6 – Сонограммы фантома Gammex: а – при исследовании линейным датчиком под углом  $60^\circ$  к потоку; б – параллельно потоку; в – при исследовании конвексным датчиком

При продольном сканировании линейным датчиком скорость потока устанавливалась равной  $50\text{ см/с}$ , исследование проведено при 17 зондирующих импульсах и частоте  $1\text{ кГц}$ . Проекция скорости, отображаемая в доплеровском режиме, была близка к нулю. Такое исследование может быть полезно для отладки алгоритмов картирования.

Продольное сканирование проводилось конвексным датчиком, при этом выполнено 3 исследования при различной скорости потока ( $30\text{ см/с}$ ;  $65\text{ см/с}$ ;

100 см/с) при частоте повторения импульсов 2 кГц. Для этих исследований использовали конвексный датчик. При этом оцениваемая величина проекции скорости потока по горизонтальному сосуду менялась от отрицательного значения, проходя через ноль, до положительного значения, сосуд окрашивался всей палитрой режима ЦДК кровотока.

На рис. В.5 и всех последующих сонограммах помещаются рядом как В-изображение с наложенной на него доплерограммой, так и В-изображение без доплерографии. Последующие исследования проводились с использованием линейного датчика, поскольку его применение является общепринятым при исследовании небольших глубин. Предпочтение отдавалось малым величинам частоты повторения импульса, поскольку на них есть возможность зарегистрировать оба типа сигналов мерцающего артефакта [30].

Ранее уже описывались исследования специального фантома, изготовленного для изучения мерцающего артефакта; подробное описание фантома доступно в работе Д. В. Леонова, Н. С. Кульберга и соавторов [30]. При изучении фантома линейный датчик прикладывался в фиксированных пронумерованных положениях. Исследовались цилиндры диаметром 1,75 мм из металла (позиции 1; 4; 8), пластика (позиции 2; 5; 7), деревянные стержни (позиции 3; 6) в различных средах (вода, спирт, агар-агар). Исследования проводились с использованием линейного датчика при 9 зондирующих импульсах и частоте повторения импульса 1 кГц. Характерные сонограммы приведены на рис. В.7.

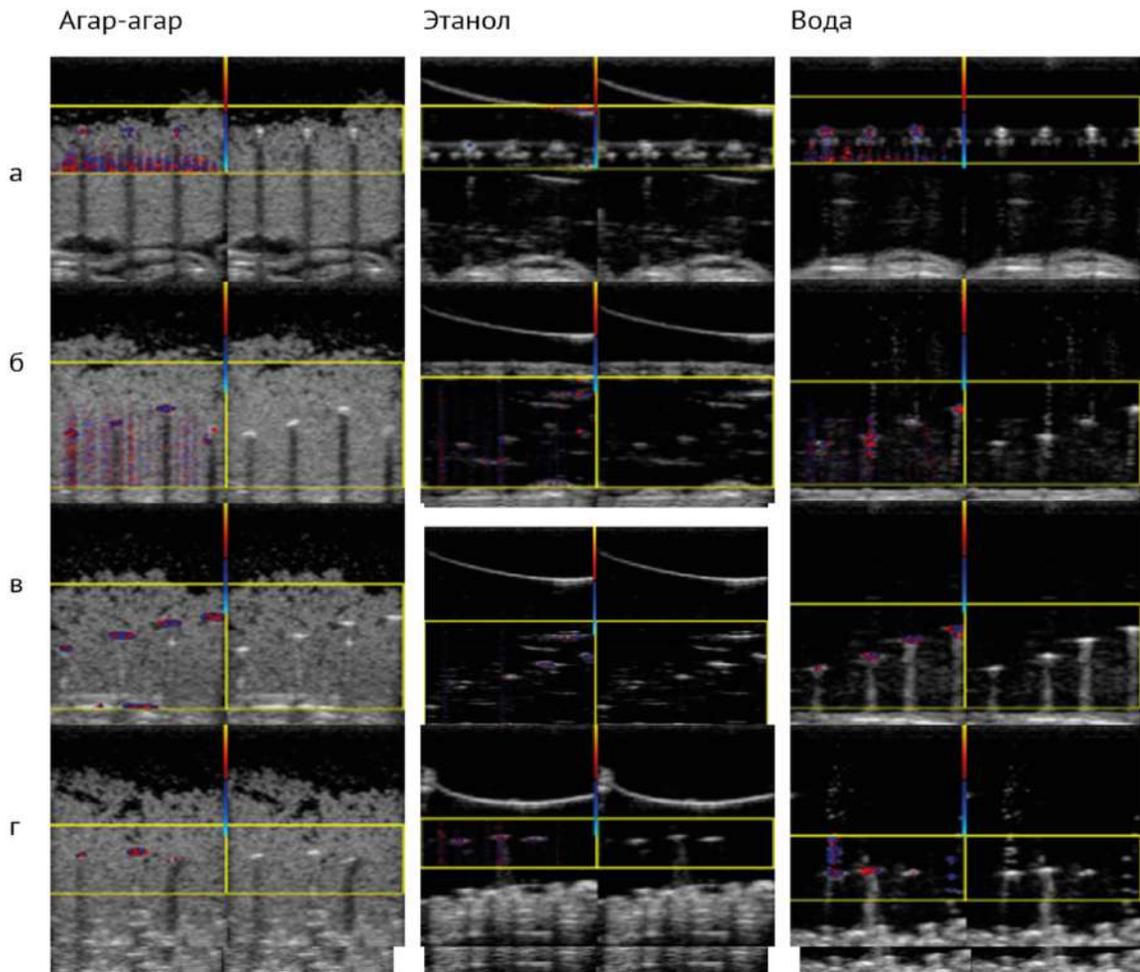
Можно видеть, что при заполнении фантома этанолом мерцающий артефакт проявляется значительно реже, чем при использовании иных сред. В воде заметно проявление артефакта на воздушных пузырьках, поднимающихся от деревянного стержня. Можно заметить, что интенсивность мерцания на алюминиевых стержнях заметно больше, чем на пластиковых и деревянных.

Кроме того, имеется исследование эластографического фантома молочной железы Blue Phantom, содержащее данные, снятые линейным датчиком при 5; 9 и 17 зондирующих импульсах в последовательности для частоты повторения импульса 150 Гц, а также при 17 зондирующих импульсах и частоте повторения 300 Гц; 500 Гц; 750 Гц; 1 кГц.

Фантом, фотография и схема которого приведены на рис. В.8 а и б, содержит включения, моделирующие микрокальцинаты; на рис. В.8 в они указаны стрелкой на срезе компьютерной томограммы. На этих включениях в режиме ЦДК (рис. В.8 г) наблюдался мерцающий артефакт при низкой частоте повторения импульса. С ростом частоты интенсивность артефакта снижалась до полного исчезновения на частотах более 1 кГц.

Набор исследований микрокальцинатов размером ~200 мкм, искусственно выращенных в желе из агар-агара. Два образца исследовали линейным датчиком на частоте повторения 500 Гц при 9 импульсах в пачке. Характерные сонограммы представлены на рис. В.9.

Исследование стальной шероховатой проволоки и деревянного стержня в желе из агар-агара. Исследование проводилось линейным датчиком при 9 зондирующих импульсах. В отличие от опыта, представленного на рис. В.7, древесина подверглась длительному предварительному увлажнению и дегазации. Как видно из рис. В.10, оба объекта порождают акустическую тень и на В-изображении имеют одинаковую эхогенность. Однако на металле мерцающий артефакт возникает, а на дереве – нет. Разница наблюдений позволяет связать один из видов мерцания с воздушными микропузырьками в структуре древесины.



*Рисунок В.7 – Примеры сонограмм специализированного фантома с указанием позиций и среды заполнения: а – позиция 2 (4 стержня из пластика, расположенных параллельно плоскости датчика); б – позиция 3 (4 стержня из древесины, расположенных торцом к датчику); в – позиция 4 (4 алюминиевых стержня, расположенных торцом к датчику); г – позиция 10 (стержни из древесины, алюминия и пластика, расположенные торцом к датчику)*

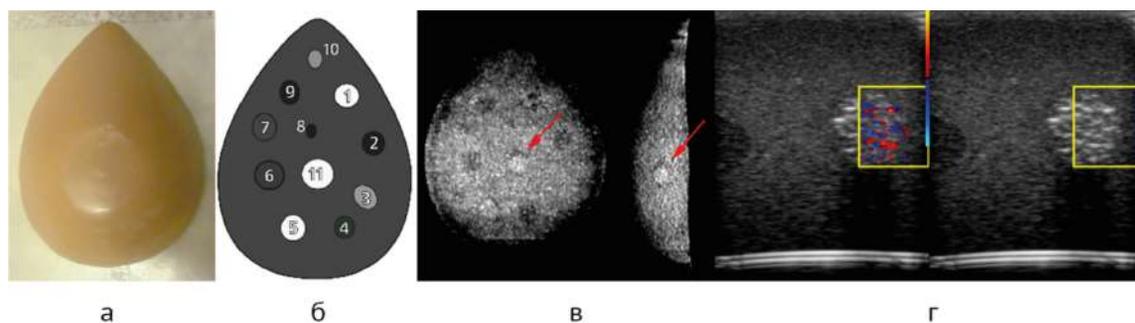


Рисунок В.8 – Фантом молочной железы Blue Phantom: а – внешний вид; б – схема включений; в – срезы компьютерной томограммы (стрелкой обозначена исследуемая область); г – сонограмма

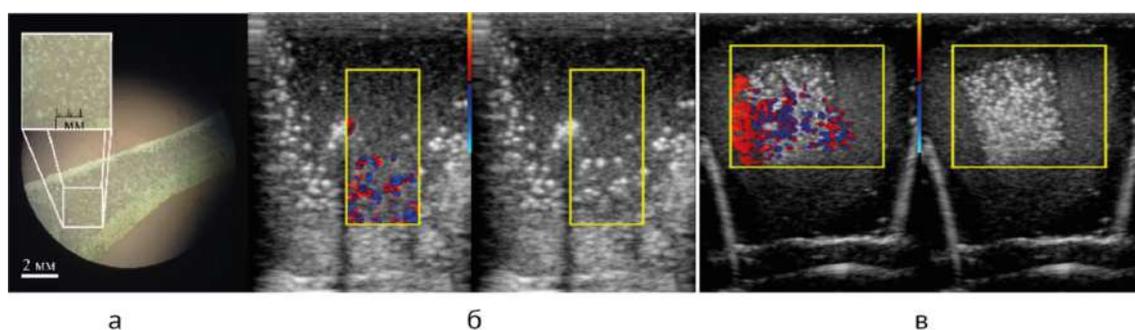


Рисунок В.9 – Сонограммы фантомов с микрокристаллами, выращенными в агаровом желе: а – срез образца под микроскопом; б – микрокристаллы в процессе роста; в – вставка с микрокристаллами в фантоме из агар-агара

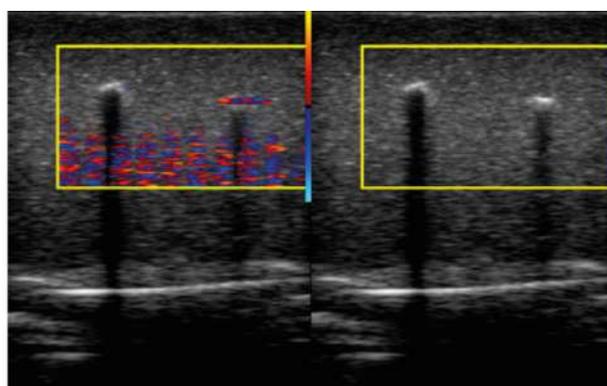


Рисунок В.10 – Сонограмма фантома с деревянным стержнем (слева) и стальной проволокой (справа)

Заметки о применении базы данных

В большинстве работ [32–30, 102, 103, 113–118], посвященных мерцающему артефакту, исследования проводятся на основе общедоступных ультразвуковых диагностических приборов, не дающих доступ в тракт обработки сигналов. Ультразвуковой прибор в таких исследованиях можно считать «черным ящиком», а анализ, проводимый лишь по сонограммам на экране прибора, недостаточно информативен и создает проблемы с воспроизводимостью, поскольку алгоритмы обработки приборов различных производителей уникальны.

Получение необработанных данных – важное условие для разработки новых инструментов ультразвуковой визуализации. Однако обычно радиочастотные сигналы из тракта обработки недоступны по причине закрытой архитектуры коммерческих приборов. В работе Дж. Мари и К. Кашард [119] продемонстрировано возможное решение этой проблемы, требующее собственноручной модификации оборудования. Настоящая база данных предоставляет всю информацию о сигналах без необходимости самостоятельной доработки коммерческого оборудования с неизбежной потерей гарантии и прочими нежелательными последствиями.

Полагаем, что представленная база данных может иметь большое практическое значение, т.к. позволяет создавать новые инструменты [29] для выявления почечных камней и иных объектов, ассоциируемых с проявлением мерцающего артефакта.

При помощи базы данных авторы настоящей монографии провели ряд исследований, в которых:

- выявили отличия сигнала мерцающего артефакта от сигнала кровотока;
- исследовали две физические причины мерцающего артефакта. Изображение на экране прибора выглядит одинаково, но за ним стоят действительно разные физические процессы, что хорошо заметно на сигнальном уровне [30];
- разработали особый режим, который позволяет отображать мерцание не как ошибку доплерографии, которая случайно оказалась полезна, а как специальную диагностическую опцию [29, 122]. Пользуясь этим режимом, можно «вытягивать» мерцание там, где обычный прибор его не покажет. Можно отображать мерцание и кровоток по отдельности или вместе, используя различные цветовые шкалы;
- осуществили сравнительный анализ алгоритмов фильтрации колебаний стенок сосудов (*wall filters*) [96, 97]. В литературе появляются все новые алгоритмы фильтрации [98–101], и благодаря публикуемой базе данных у желающих есть возможность сравнить их.

В качестве развития базы данных представляет интерес ее дополнение сигналами *in vivo* и сигналами, полученными в других режимах работы прибора (спектральный доплеровский режим, векторный поток и пр.). Представленная программа для открытия базы данных обладает минимальным набором возможностей. Но ее открытый код на языке C++ позволяет вносить собственные усовершенствования.

Описание базы данных дает достаточно информации для открытия ее в любых других средах программирования.

### **Недостатки базы данных**

Представленная база данных обладает рядом недостатков, среди которых наиболее значимым является неполнота информации:

- об исследуемых объектах (например, размер кальцинатов, выращенных в агаровом желе, известен приблизительно; не исследовались геометрические параметры поверхности шероховатой проволоки и пр.);

- об условиях эксперимента (в части исследований не записывались точная позиция датчика, фокусное расстояние, мощность излучения; не всегда есть информация о частоте повторения импульса и пр.).

## Приложение Г. ОПЫТ СОЗДАНИЯ СПОСОБА И ДИАГНОСТИЧЕСКОГО РЕЖИМА ОБНАРУЖЕНИЯ ТВЕРДЫХ МИНЕРАЛЬНЫХ ВКЛЮЧЕНИЙ

### Вводные замечания

Выше были выявлены условия возникновения мерцающего артефакта и описаны характерные признаки сигналов, при которых он проявляется. Установлено, что явление, наблюдаемое в виде мерцающего артефакта, может иметь две существенно разные физические причины. Как следствие, соответствующие ультразвуковые сигналы в разных случаях сильно отличаются друг от друга.

Первой причиной является возникновение кавитационных микропузырьков на границе жидкости и твердого тела под воздействием ультразвука. Кавитация производит некоррелированный шумовой сигнал значительной амплитуды, который «обманывает» установленные в приборе алгоритмы анализа доплеровских сигналов. Назовем это *«мерцающим артефактом первого рода»*.

Второй причиной являются микроколебания твердых минеральных включений под действием акустической радиационной силы. Сигналы, получаемые в этом случае, хорошо коррелированы (что отличает их от шумовых сигналов, возникающих при кавитации), но совершенно непохожи на обычные доплеровские сигналы, получаемые от кровотока и движущихся тканей. Назовем это *«мерцающим артефактом второго рода»*.

В приложении Д описан опыт разработки способа, позволяющего обнаруживать твердые минеральные включения (ТМВ) при акустической локации доплеровскими методами. Информация, помещенная в данное приложение, является продолжением исследования, описанного в приложении В. Если в предыдущем приложении делался упор на качественное уяснение механизма возникновения мерцающего артефакта, являющегося признаком наличия ТМВ, то здесь разработана методика оценки вероятности обнаружения таких включений. Предложен подход к различению двух компонент, характерных для конкрементов, приводящих к возникновению артефакта первого рода, обусловленного кавитацией, и второго рода, объясняющегося микроколебаниями ТМВ под действием акустической радиационной силы, а также компонент кровотока и шума в тракте приема.

Для обнаружения используется ряд критериев сравнительной оценки свойств эхосигналов, указывающих на наличие кавитации или колебаний исследуемого объекта.

Предполагается, что исследованные здесь характерные особенности и параметры сигналов, такие как корреляционные зависимости, станут дополнительным средством определения свойств конкремента.

### Недостатки традиционных способов различения компонент доплеровского сигнала

Согласно традиционной модели (3) доплеровский сигнал содержит компоненты  $A_k$ ,  $B_k$  и  $E_k$ . Для выделения доплеровской компоненты  $A_k$  сигнал подвергается фильтрации верхних частот. Однако вместе с ней фильтр пропускает и компоненты  $E_k$ ,  $C_k$  и  $D_k$ . Тогда после фильтрации сигнал принимает вид (22). По сравнению с моделью (3), фильтр пропускает не две компоненты, а четыре.

При визуализации строится маска, отмечающая те области на изображении, где возможно наличие движущихся объектов. Распространенной является маска по среднеквадратичному отклонению, описываемая формулой (19). Эта маска пропускает только значения, превышающие некоторый заданный порог. В модели (3) рост величины  $\sigma$  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, намного превышают  $E_k$  и пропускаются маской. Вследствие этого происходит неверная их интерпретация: вместо того, чтобы стать самостоятельным полезным признаком, они превращаются в «артефакт», мешающий картированию кровотока.

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

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{K-1} |x_k| \quad (24)$$

Эта маска при традиционном картировании кровотока пропускает значения ниже некоторого заданного порога  $T_\mu$ . Такой вариант часто используют для нахождения крупных сосудов, поскольку просвет сосуда выглядит гипоэхогенным на фоне других тканей. Уровень порога  $T_\mu$  выбирается непосредственно врачом: во многих медицинских приборах имеется соответствующая настройка, называемая «приоритет ткани» или *Color Write Priority*. Использование такой маски позволяет разработчикам приборов частично снизить влияние мерцающего артефакта. Забегая вперед, скажем, что в предлагаемом способе обнаружения ТМВ аналогичная маска будет использоваться «наоборот»: для обнаружения конкрементов и кальцинатов как гиперэхогенных объектов будут пропускаться сигналы, превышающие некоторый порог.

## Способы различения компонент сигнала: корреляционные зависимости

Итак, сигналы от ТМВ содержат компоненты  $C_k$  и  $D_k$ , которые не подавляются фильтром верхних частот, предназначенным для исключения малоподвижных объектов. При этом они имеют достаточную мощность, чтобы пройти маску (19), изначально рассчитанную на обнаружение только компоненты  $A_k$ . В результате наряду с картированием движущихся участков в доплеровском режиме на изображении появляются дополнительные окрашенные области, что и получило название «мерцающего артефакта».

Процедура различения сигналов, помимо анализа величин (19) и (24), будет включать анализ коэффициента попарной корреляции:

$$r = \frac{\left| \sum_{k=0}^{K-2} \tilde{x}_k \cdot \tilde{x}_{k+1}^* \right|}{\sqrt{\sum_{k=0}^{K-2} |\tilde{x}_k|^2 \sum_{k=0}^{K-2} |\tilde{x}_{k+1}|^2}} \quad (25)$$

и коэффициента корреляции действительной и мнимой частей сигнала:

$$r_{re,im} = \frac{\left| \sum_{k=0}^{K-1} \text{re} \tilde{x}_k \cdot \text{im} \tilde{x}_k \right|}{\sqrt{\sum_{k=0}^{K-1} |\text{re} \tilde{x}_k|^2 \sum_{k=0}^{K-1} |\text{im} \tilde{x}_k|^2}} \quad (26)$$

Рассмотрим ниже, как ведут себя эти два параметра применительно к основным компонентам доплеровского сигнала.

Компонента  $A_k$  может быть обнаружена на фоне шума по различию в величине коэффициента попарной корреляции, описываемого формулой (25). На рис. Д.3 можно видеть, что компонента  $A_k$  находится справа и четко отделима от компонент  $D_k$  и  $E_k$ .

Компонента кровотока в комплексных амплитудах представима в виде  $A_k e^{i\omega t_k}$ . Пример ее реализации есть на рис. 38 А. В отсутствие шума  $r=1$ . В то же время корреляция  $r_{re,im}$  по формуле (25) у этих сигналов невелика. И даже в особых случаях, когда скорость кровотока близка к нулю или к граничной скорости, определяемой частотой повторения импульсов:

$$v_{\max} = \frac{c}{4} \frac{\omega_{PRF}}{\omega_0}, \quad (27)$$

$r_{re,im}$  для кровотока не превышал 0,7 согласно экспериментам с использованием численной модели. Причем ее величина уменьшается с увеличением числа импульсов в пачке.

Компонента  $C_k$ , обусловленная гармоническими 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  $\pi/2$  на (сравните рис. 39 С и 39 А). Благодаря этому попарная корреляция  $r$  такого сигнала, как правило, невелика (смотрите рис. Д.3, С). Только в особых случаях, когда частота гармонических колебаний близка к нулю или к граничной частоте, определяемой частотой повторения импульсов:

$$\omega_{\max} = \frac{\omega_{PRF}}{2} \quad (28)$$

$r$  для компоненты  $C_k$  в экспериментах на численной модели близка к единице. Зато корреляция  $r_{re,im}$  по формуле (6.25) обычно высокая (рис. Д.4).

Для компоненты  $D_k$  коэффициент попарной корреляции элементов пачки оказывается ниже, чем в области кровотока и в среднем по изображению. Низок и коэффициент корреляции действительной и мнимой частей сигнала. При этом среднеквадратичное отклонение сигнала ТМВ, вычисляемое по формуле (19), значительно выше, чем у естественного шума приемника (смотрите пример на рис. Д.2).

Шум  $E_k$  не предназначен для картирования, однако нахождение его статистических свойств важно для нахождения пороговых критериев во всех остальных случаях, поэтому должен быть рассмотрен особо. Он является аддитивным гауссовым, возникает в тракте приема и неотделим от компоненты кровотока. В большинстве случаев сигнал с преобладанием шумовой компоненты надежно отличим от всех видов полезного сигнала на основании порогового разбиения по формуле (19), однако анализ его корреляционных свойств может дать дополнительные сведения. Как известно, коррелированность шума стремится к нулю при бесконечной длине выборки и растет при уменьшении ее объема. Используемое оборудование при зондировании в режиме ЦДК работает с выборками в 5, 9 или 17 отсчетов. Численные эксперименты показали, что изменения модуля попарной корреляции с изменением числа импульсов в пачке для шумовой компоненты достаточно велики.

На коррелированности шума сказываются особенности обработки сигналов: например, она растет с увеличением степени межкадрового усреднения. (Этим, в частности, объясняются различия профиля вероятности распределения компоненты  $E_k$  на рис. Д.3 и Д.4.) Но эти особенности здесь рассматривать не будем, чтобы облегчить восприятие информации.

### Процедура построения масок

Для выделения каждой из двух новых компонент предлагаем вычисление специфических для них масок, пользуясь формулами (19, 24–26). 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  $\sigma$  и  $\mu$ . Соответствующее логическое выражение для маски имеет вид:

$$M_A = (\sigma > T_\sigma) \& (\mu < T_\mu) \quad (29)$$

С учетом изложенных выше соображений скорректированная маска принимает вид:

$$M_A = (r > T_r) \& (r_{re,im} < T_{re,im}) \& (\sigma > T_\sigma) \& (\mu < T_\mu) \quad (30)$$

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:

$$M_C = (r_{re,im} > T_{re,im}) \& (\sigma > T_\sigma) \& (\mu > T_\mu) \quad (31)$$

$$M_D = (r < T_r) \& (r_{re,im} < T_{re,im}) \& (\sigma > T_\sigma) \& (\mu > T_\mu) \quad (32)$$

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

После маскирования выделенные области окрашиваются цветом, делающим их заметными на фоне серошкального 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 на основе разрабатываемого способа цветом кодируется тип сигнала. Желтый цвет обозначает сигналы с преобладанием компоненты упругих колебаний  $C_k$ , голубой – область кавитации (компонента  $D_k$ ). Отчет о предварительных испытаниях режима представлен в следующем разделе и статье [21].

Таблица Д.1 – Принципы построения масок для выделения различных компонент сигнала

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

Примечание: плюс означает пропускание сигнала, превышающего некоторый порог, минус – сигнала, не достигающего порога, 0 – параметр не используется. Серой штриховкой выделены признаки, использующиеся в классической схеме ЦДК

## Выбор пороговых значений на основании статистического анализа

### Исходные данные

Для построения правильных масок важно определить значения пороговых критериев  $T_r$ ,  $T_{re,im}$ ,  $T_\sigma$ ,  $T_\mu$ . Для этого была проведена серия физических и численных экспериментов. Как и ранее, основным элементом экспериментальной установки был прибор «Сономед-500», имеющий открытую архитектуру. С его помощью были получены цифровые записи «сырых» сигналов на радиочастоте, по которым осуществлялся набор статистики. После подбора основных параметров все алгоритмы были интегрированы в прибор и тестировались в режиме реального времени.

Для определения пороговых критериев требуется знание распределения значений параметров различения. При построении гистограмм значений этих параметров использовалось усреднение по последовательностям, состоящим из 500 кадров. Исследовались сигналы от разных объектов:

- модель артерии с внутренним диаметром 4 мм в фантоме Gammex 1430 LE Mini-Doppler Flow System послужила источником сигналов с преобладанием компоненты  $A_k$ . Профиль потока – параболический. Наибольшая скорость определяется границей Найквиста (27);

- компонента  $D_k$  получена при облучении шероховатого алюминиевого цилиндра, закрепленного на подвеске в изготовленном для данного исследования фантоме, заполненном водой;

- компонента  $C_k$  – цилиндра из полистирола, закрепленного на подвеске в фантоме с заполнением этанолом.

Местонахождение каждого объекта интереса определялось визуально. На основании этого строилась маска, размер которой определялся видимыми размерами изображения облучаемого объекта или сечения сосуда. Для постро-

ения гистограмм параметров в области кровотока было доступно более 1,3 млн отсчетов; в области кавитации – 0,5 млн отсчетов; в области наблюдения упругих колебаний ТМВ – 0,3 млн; в области малоподвижных тканей и шумовой компоненты – 1,8 млн.

Вероятности обнаружения компонент  $A_k$ ,  $C_k$ ,  $D_k$ ,  $E_k$  обозначаются  $P_A$ ,  $P_C$ ,  $P_D$ ,  $P_E$  соответственно.

Абсолютное различие всех компонент не обязательно достижимо при существующих в ЦДК ограничениях размера выборки. Для оценки возможности различения рассмотрены критические случаи. На рис. Д.1–Д.4 в первом столбце приведены гистограммы параметров  $\mu$ ,  $\sigma$ ,  $r$ ,  $r_{re,im}$  для последовательности из 5 импульсов, во втором – из 17. В первой строке приведены гистограммы при наименьшей энергии излученной последовательности (при этом мощность передатчика в приборе «Сономед-500» выставилась на минимум, а отношение компоненты кровотока к шуму составляло  $\approx 6$  дБ), во втором – при наибольшей ( $\approx 20$  дБ). Таким образом, на левом верхнем графике всех изображений представлены наиболее трудные для различения данные, на правом нижнем – самые легкие.

#### *Различение компоненты $A_k$ от всех прочих*

На рис. Д.1 изображены гистограммы интенсивностей сигналов  $A_k$ ,  $C_k$ ,  $D_k$  на основании этого можно утверждать, что в проведенных экспериментах возможно достоверно отличить гипозехогенный просвет сосуда от гиперэхогенных источников компонент  $C_k$  и  $D_k$  при любых допустимых параметрах сигнала, основываясь на пороге  $T_\mu$ .

Различение компоненты  $A_k$  от шума  $E_k$ , основанное на пороге  $T_\sigma$ , не столь однозначно. В случае мощного сигнала и большой выборки (рис. Д.2–Д.4 б–е) граничное значение  $T_\sigma$  между компонентами  $A_k$  и  $E_k$  четко определено. Однако в «сложном» случае, представленном на рис. Д.2 а, когда энергия излученного сигнала минимальна  $P_A = 0,93$ , и  $P_E = 0,07$ . Из-за этого часто применяемая маска (29) работает неточно: на карте будут видны сигналы «ложной тревоги».

#### *Отличие $A_k$ от $E_k$ и $D_k$ в «сложных» случаях по корреляции $r$*

На графиках рис. Д.3, представляющих распределение модуля попарной корреляции  $r$  компонент  $A_k$ ,  $C_k$ ,  $D_k$  и  $E_k$ , гистограмма компоненты  $A_k$  всегда находится справа. Пороговое значение только на последнем графике позволяет полностью отличить сигнал  $A_k$  от  $E_k$  и  $D_k$ . В остальных приведенных случаях различение носит вероятностный характер. Это говорит о недостаточности традиционно применяемой маски (29). Но если вместо нее использовать маску (30), которая учитывает корреляционные отличия компоненты кровотока  $A_k$  от других компонент сигнала, удастся получить абсолютное различение компоненты  $A_k$  от  $E_k$  и  $D_k$  даже в самом сложном случае.

Критерий различения сигналов по  $r$  непригоден для компоненты  $C_k$ . Эксперименты показали, что этот параметр зависит от частоты колебаний ТМВ нелинейно и изменяется от единицы при нулевой или граничной частоте по Найквисту до  $\approx 0,2$  при  $\omega_C = \omega_{PRF} / 4$  (измерения проводились при отношении компоненты кровотока к шуму 10 дБ, зависимость от объема выборки пренебрежимо мала).

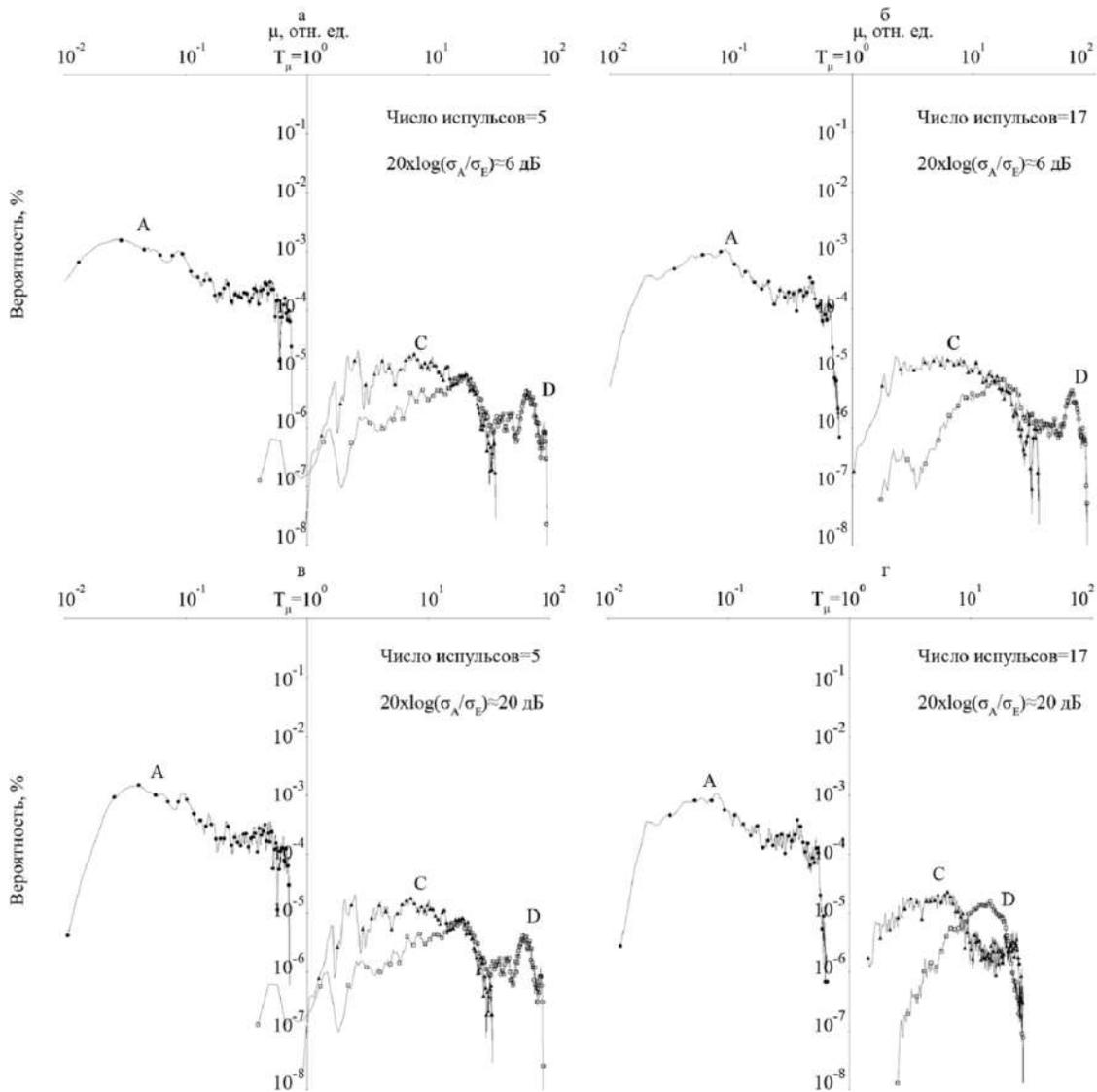


Рисунок Д.1 – Гистограммы амплитуды сигналов с преобладанием компонент  $A_k$ ,  $C_k$ ,  $D_k$  на входе подканала ЦДК при минимальном уровне сигнала по отношению к шуму и выборке в 5 (а) и 17 отсчетов (б); при максимальном уровне сигнала и 5 (в) и 17 отсчетах (г). Логарифмический масштаб по обеим осям

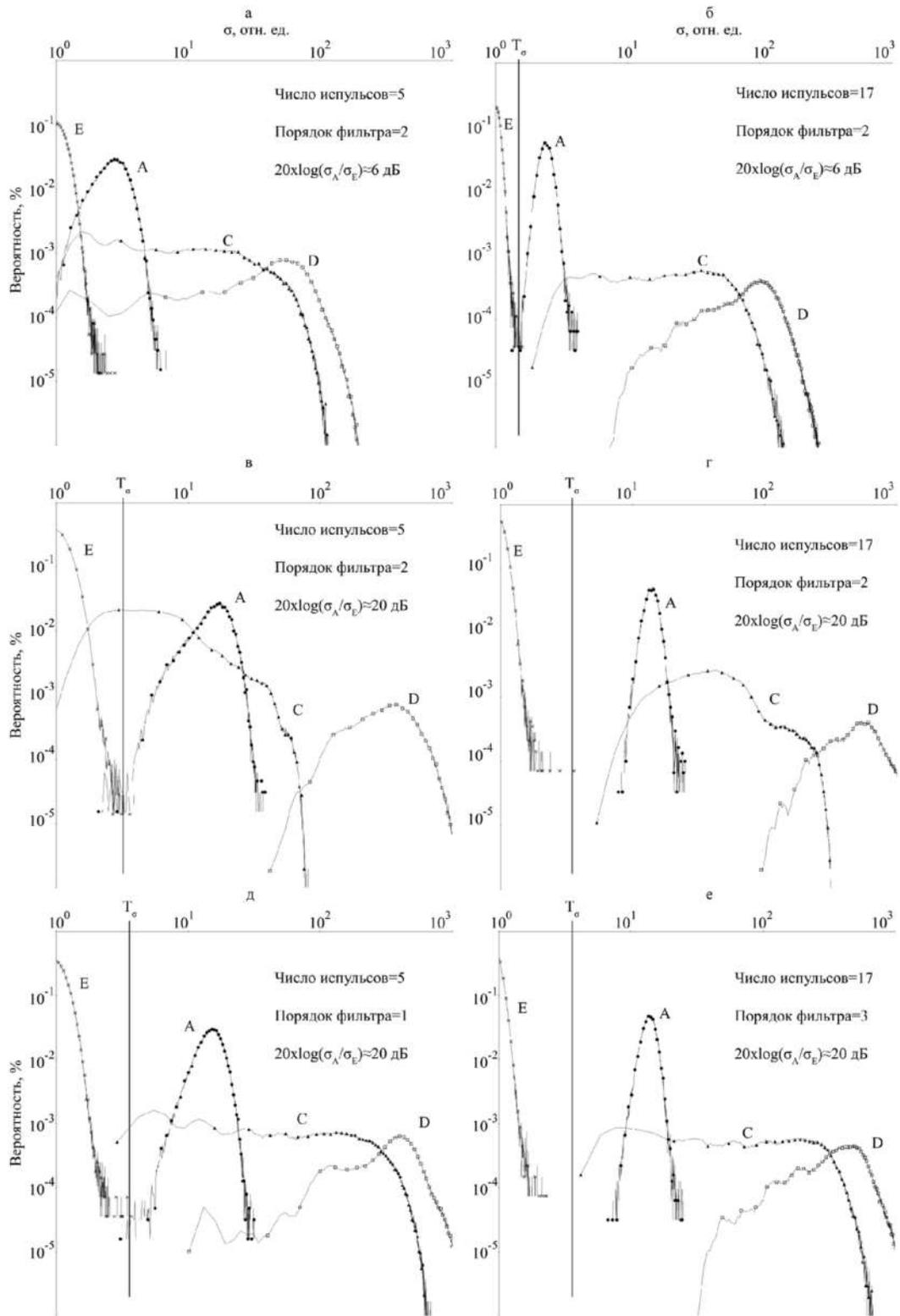


Рисунок Д.2 – Гистограммы СКО сигналов с преобладанием компонент  $A_k$ ,  $C_k$ ,  $D_k$ ,  $E_k$  при минимальном уровне сигнала по отношению к шуму – а, б; при максимальном уровне сигнала – в, г; при правильно подобранном порядке фильтра – д, е. В левом столбце представлены гистограммы для выборки размером 5, в правом – 17 отсчетов

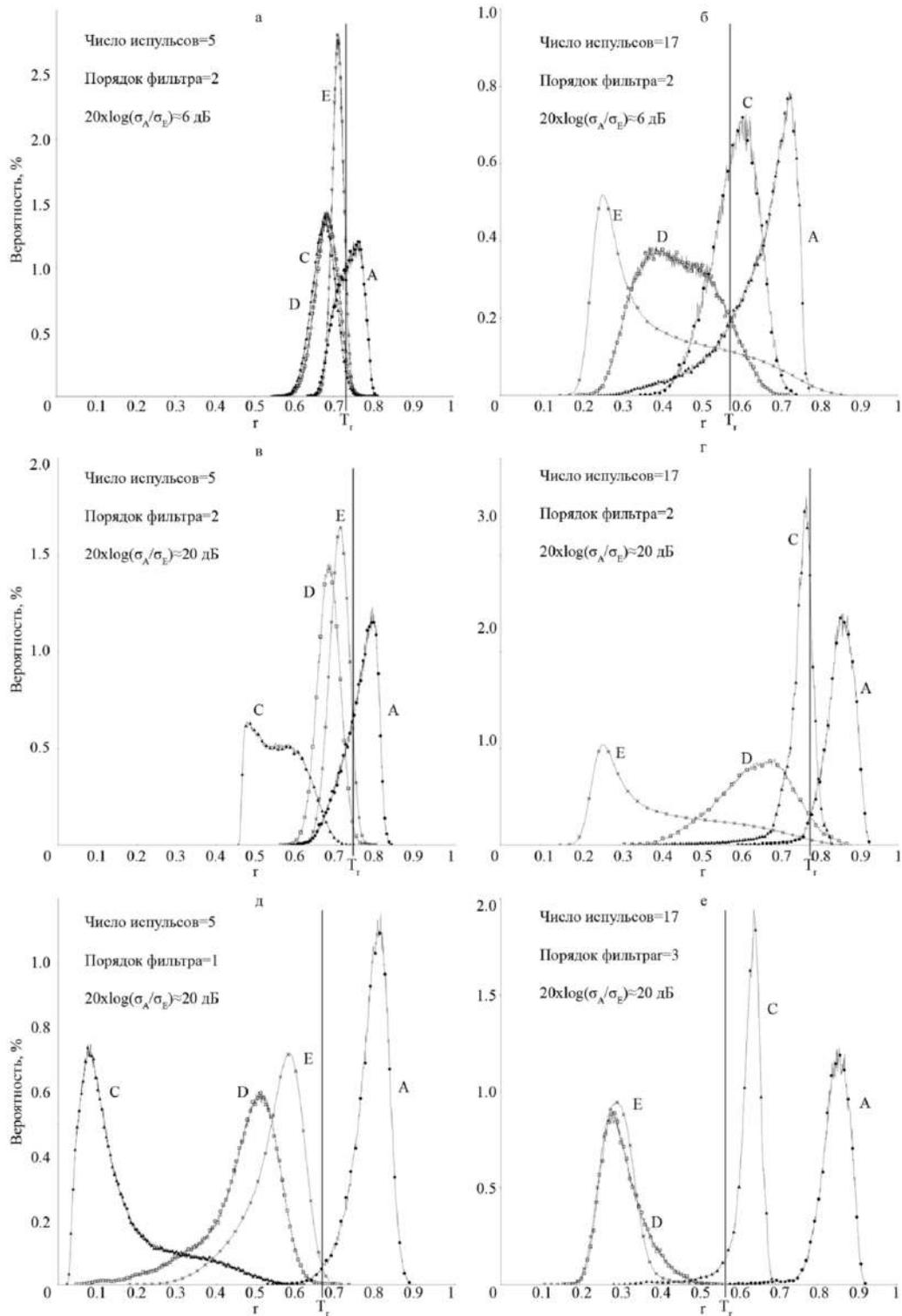


Рисунок Д.3 – Гистограммы модуля попарной корреляции сигналов с преобладанием компонент  $A_k$ ,  $C_k$ ,  $D_k$ ,  $E_k$  при минимальном уровне сигнала по отношению к шуму – а, б; при максимальном уровне сигнала – в, г; при подобранном по объему выборки порядке фильтра, подавляющего компоненту  $B_k$  – д, е. В левом столбце представлены гистограммы для выборки размером 5, в правом – 17 отсчетов

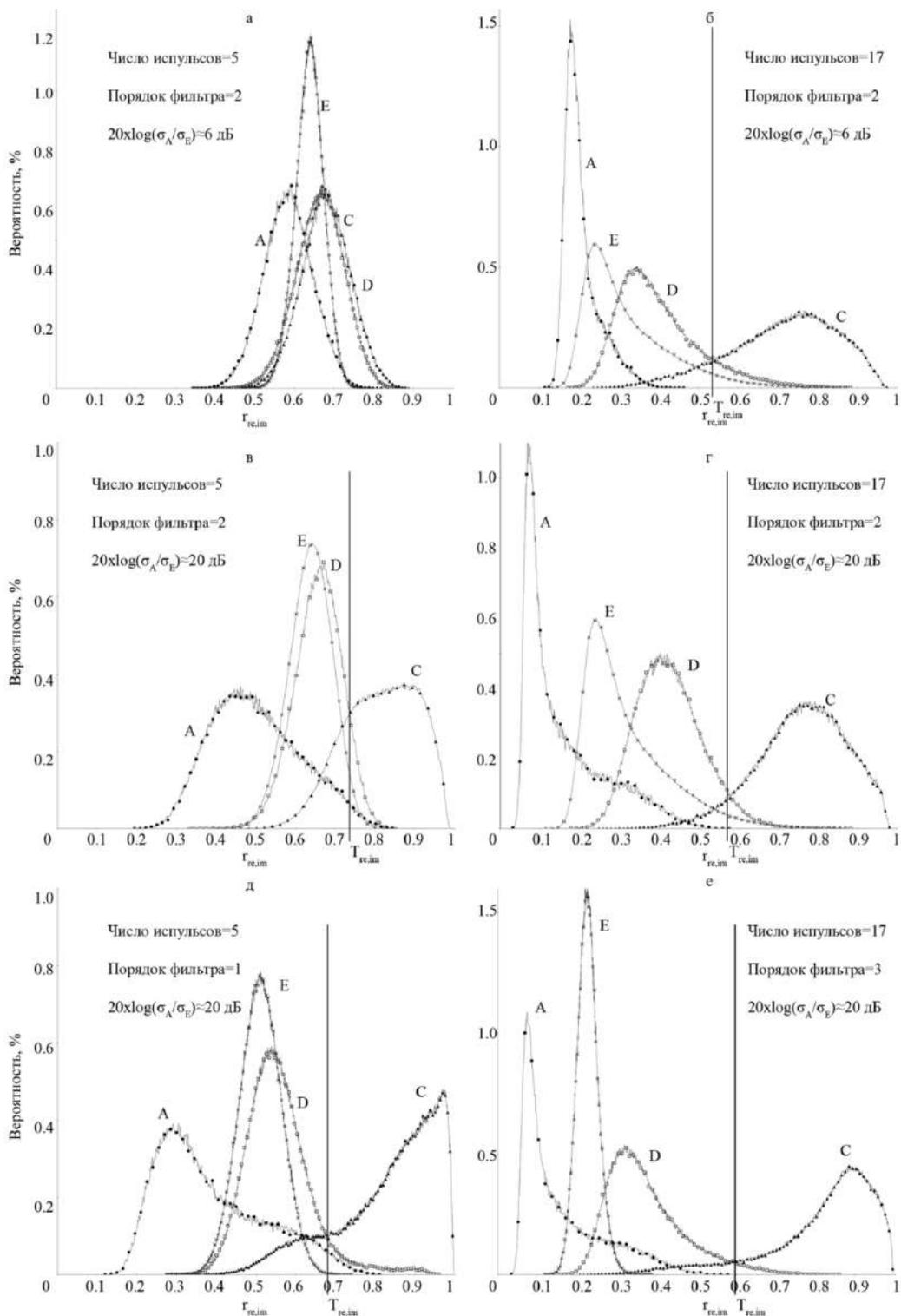


Рисунок Д.4 – Гистограммы модуля корреляции действительной и мнимой частей сигналов с преобладанием компонент  $A_k$ ,  $C_k$ ,  $D_k$ ,  $E_k$  при минимальном уровне сигнала по отношению к шуму – а, б; при максимальном уровне сигнала – в, г; при правильно подобранном порядке фильтра, подавляющего компоненту  $B_k$  – д, е. В левом столбце представлены гистограммы для выборки размером 5, в правом – 17 отсчетов

### **Различение $C_k$ и $A_k$**

Для различения компоненты  $C_k$  от  $A_k$  может быть использована корреляция  $r_{re, im}$ . На гистограммах рис. Д.4 компонента  $A_k$  всегда находится слева. Ее действительная и мнимая части ортогональны, следовательно, при доступных объемах выборки не следует ожидать их существенной коррелированности. Именно это и продемонстрировали эксперименты. Согласно результатам, наибольшая зафиксированная величина  $r_{re, im}$  для  $A_k \approx 0,7$  (наблюдалась при выборке в 5 импульсов и частоте Найквиста;  $r_{re, im} < 0,5$  при 9 и  $r_{re, im} < 0,3$  при 17 импульсах).

### **Различение $C_k$ и $D_k$ между собой и от шума $E_k$**

Корреляция  $r$  непригодна для различения компонент  $C_k$  и  $D_k$ . Компонента  $D_k$  всегда имеет низкую попарную корреляцию. Компонента  $C_k$  может иметь как низкую, так и высокую попарную корреляцию. Величина  $r$  для  $C_k$  изменяется нелинейно с частотой колебаний ТМВ. В экспериментах наблюдались ее изменения в пределах [0, 2: 1].

Корреляция  $r_{re, im}$  в способе, согласно формулам (31) и (32), является единственным инструментом различения двух сигналов  $C_k$  и  $D_k$ , отраженных от гиперэхогенных объектов. Она чувствительна к энергии сигнала и объему выборки. На рис. Д.4 изображены гистограммы модуля корреляции действительной и мнимой части  $r_{re, im}$  сигналов  $A_k, C_k, D_k, E_k$ . Компонента  $C_k$  на графиках всегда находится справа. Абсолютного различения в приведенных на рис. Д.4 случаях не достигнуто. Это может быть вызвано «нечистотой» компоненты  $D_k$ : объект-источник кавитации колебался под действием акустической радиационной силы.

### **Влияние порядка фильтра**

На рис. Д.2–Д.4  $d$  и  $e$  можно видеть, как важен правильный выбор порядка фильтра. В режиме ЦДК для подавления компоненты отражения от тканей, как правило, используются фильтры полиномиальной регрессии малых порядков. Так, например, на рис. Д.3  $g$  и  $e$  приведены гистограммы при одинаковых параметрах сигнала, но различных порядках полинома, используемого при фильтрации. Повышенная коррелированность шума, вероятно, обусловлена неполным подавлением компоненты отражения от малоподвижных тканей. Замена квадратичной регрессии полиномом третьего порядка позволила от нее полностью избавиться.

Таким образом, проведенные исследования подтверждают возможность различения  $C_k, D_k$  по формулам (31) и (32). Построенные по ним маски могут быть использованы для целенаправленной визуализации мерцающего артефакта в диагностических целях. Подтверждено преимущество маски (30) над классической маской (29) применительно к выделению сигналов кровотока. Применение этой маски может надежно подавить проявления мерцающего артефакта в тех случаях, когда он не нужен исследователю.

## Принципы построения режима обнаружения твердых минеральных включений

Процесс разработки диагностического режима содержал следующие этапы:

- нахождение оптимальных пороговых значений критериев различения согласно формулам (19, 24–26) для полученного массива;
- написание алгоритма выделения участков с мерцающим артефактом согласно признакам, описанным ранее;
- испытания *in vitro* с применением фантомов и искусственных неоднородностей;
- испытания *in vivo* с использованием данных от пациента-добровольца с подтвержденным наличием камней в полых органах или кальцинатов в мягких тканях с целью уточнения параметров алгоритма.

Поиск оптимальных пороговых значений осуществлялся итерационными методами. Алгоритм заключался в поиске таких значений порогов по гистограммам, представленным на рис. Д.1–Д.4. Например, для критерия по формуле (19) вероятность истинного обнаружения при известной области объекта, видимой на серошкальном изображении, рассчитывалась методом подсчета числа доплеровских ансамблей, для которых СКО (среднеквадратичное отклонение) превышало заданный порог. Подсчитанное число нормировалось на известную область объекта. При следующей итерации порог увеличивался. Для учета случайных отклонений проводилось накопление по множеству кадров.

Вероятность ложной тревоги рассчитывалась аналогично вероятности истинного обнаружения, но вместо области объекта бралась область, в которой искомым объектом достоверно отсутствовал.

За оптимальное пороговое значение принималась такая величина СКО, при которой разность вероятностей истинного и ложного обнаружений максимальна. При установлении разности вероятностей на единицу в качестве предпочтительного бралось наименьшее значение СКО, при котором это происходило.

На рис. Д.5–Д.7 представлены зависимости пороговых значений для выделения полезных компонент сигнала и соответствующие вероятности истинного обнаружения и ложной тревоги, полученные в экспериментах. В дальнейшем они будут использованы в качестве настроек «по умолчанию» при испытаниях на фантомах и с привлечением добровольцев.

В таблице Д.2 приводится оценка диагностической эффективности разработанного способа 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.

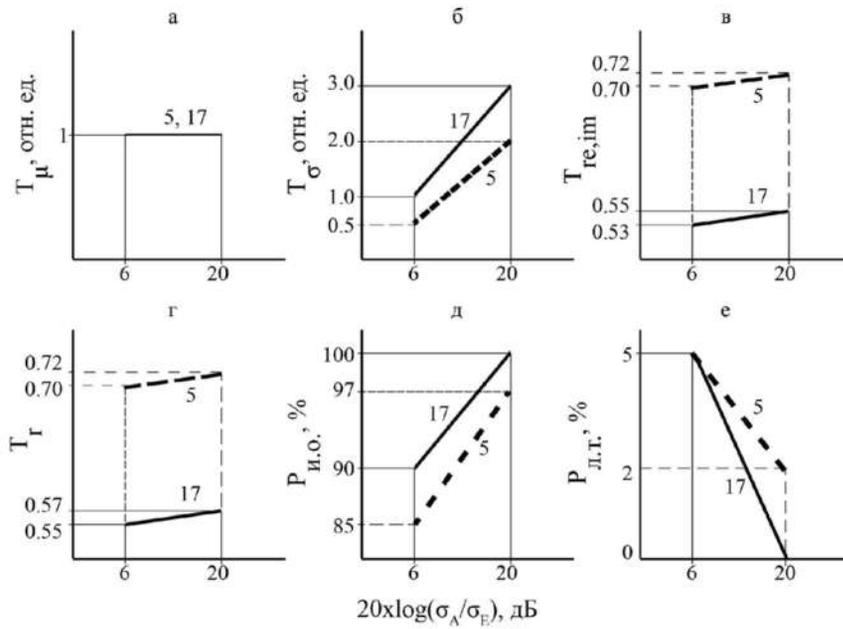


Рисунок Д.5 – Пороги и вероятности для сигнала А: а – порог по амплитуде; б – порог по СКО; в – порог по абсолютному значению коэффициента корреляции действительной и мнимой части; г – порог по абсолютному значению коэффициента попарной корреляции; д – вероятность истинного обнаружения; е – вероятность ложной тревоги. По оси абсцисс отложено отношение «сигнал/шум»

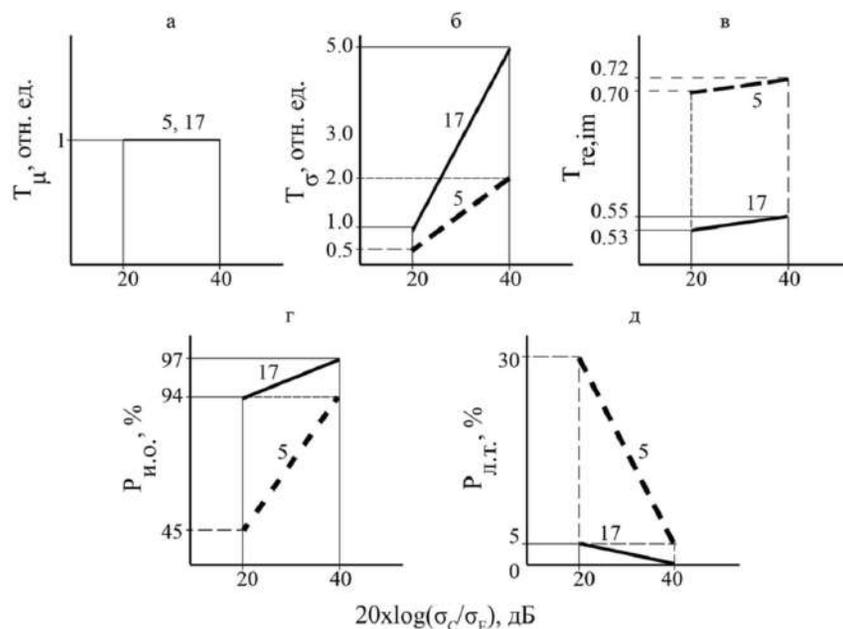


Рисунок Д.6 – Пороги и вероятности для сигнала С: а – порог по амплитуде; б – порог по СКО; в – порог по абсолютному значению коэффициента корреляции действительной и мнимой части; г – вероятность истинного обнаружения; д – вероятность ложной тревоги

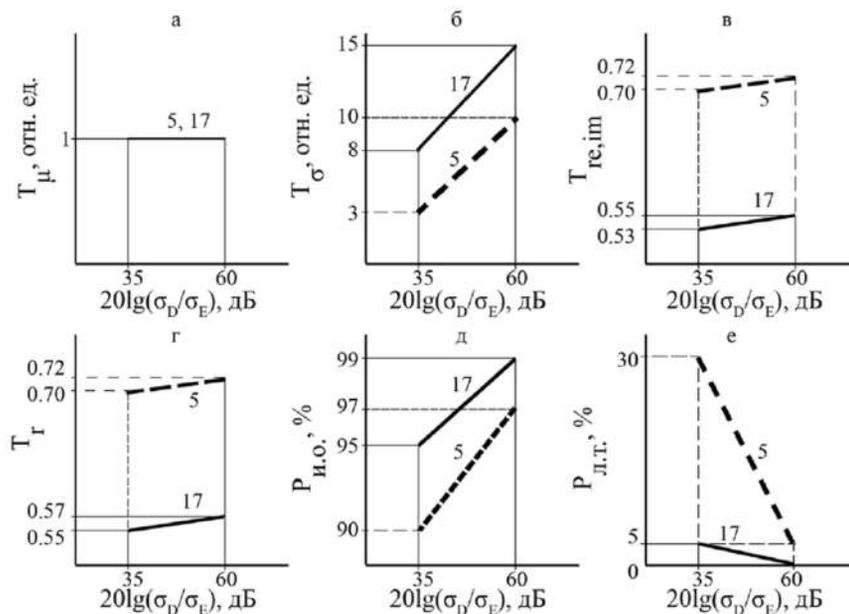


Рисунок Д.7 – Пороги и вероятности для сигнала D: а – порог по амплитуде; б – порог по СКО; в – порог по абсолютному значению коэффициента корреляции действительной и мнимой части; г – порог по абсолютному значению коэффициента попарной корреляции; д – вероятность истинного обнаружения; е – вероятность ложной тревоги

Таблица Д.2 – Сравнение разработанной процедуры с классическим ЦДК по диагностической эффективности

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

На основании экспериментов выработаны следующие дополнительные условия, соблюдение которых позволяет добиться наилучшего выделения сигналов от ТМВ:

- необходимо использовать по возможности большую мощность излученного сигнала. При низкой мощности сигналы плохо разделимы;
- желательно увеличивать максимально число зондирующих импульсов, т.к. оно сильно влияет на коррелированность шумовой компоненты; при этом снижение частоты кадров не сильно скажется на качестве визуализации, поскольку, в отличие от кровотока, исследуемые ТМВ почти не двигаются;
- порядок полинома на этапе фильтрации должен соответствовать объему выборки. Так, пачка из 5 импульсов обрабатывается полиномом первого порядка, пачка из 9 импульсов – второго порядка, пачка из 17 импульсов – третьего порядка.

#### Предварительные испытания нового диагностического режима

Анализ признаков, сопровождающих мерцающий артефакт, показал, что традиционно используемые алгоритмы цветового доплеровского картирования плохо приспособлены для его отображения. В этих режимах появление артефакта является «случайной находкой», мешающей достижению основной цели – визуализации кровотока.

Была поставлена задача разработать специальный режим визуализации, который позволил бы:

- с наибольшей чувствительностью обнаруживать конкременты с опорой на мерцающий артефакт;
- исключить появление мерцающего артефакта в режиме ЦДК сосудов.

В настоящее время этот режим функционирует в виде программных модулей, обрабатывающих записи «сырых» данных на компьютере разработчика. Существуют модули, работающие в режиме «реального времени» непосредственно на приборе «Сономед-500». Внешне режим работает так же, как и обычное

цветовое доплеровское картирование: поверх В-изображения накладывается цветное изображение, отмечающее обнаруженные объекты. В отличие от режима ЦДК в новом режиме используется не весь диапазон цветов доплеровской палитры, а только самые крайние его значения. Так, для обозначения артефакта 1-го рода (кавитации) используется голубой цвет, для обозначения артефакта 2-го рода (микроколебаний) – желтый цвет. В настоящее время проводятся лабораторные испытания этой технологии. Ниже будут представлены результаты испытаний, по которым можно составить начальное представление об эффективности предлагаемой технологии.

На рис. Д.8 показаны изображения маммографического ультразвукового фантома. Как отмечено выше, в нем есть различные модели опухолей, некоторые из них содержат минеральные включения, близкие по свойствам к небольшим кальцинатам. В обычном доплеровском режиме на этих объектах возникает мерцающий артефакт, однако он слабо выражен и, чтобы его заметить, требуется изменение настроек прибора. При включении специального режима визуализации все эти объекты начинают подсвечиваться желтым цветом, что, согласно легенде, означает наличие артефакта 2-го рода (микроколебаний объекта). Это ожидаемо, так как в силиконе, из которого изготовлен фантом, возникновение кавитации маловероятно.

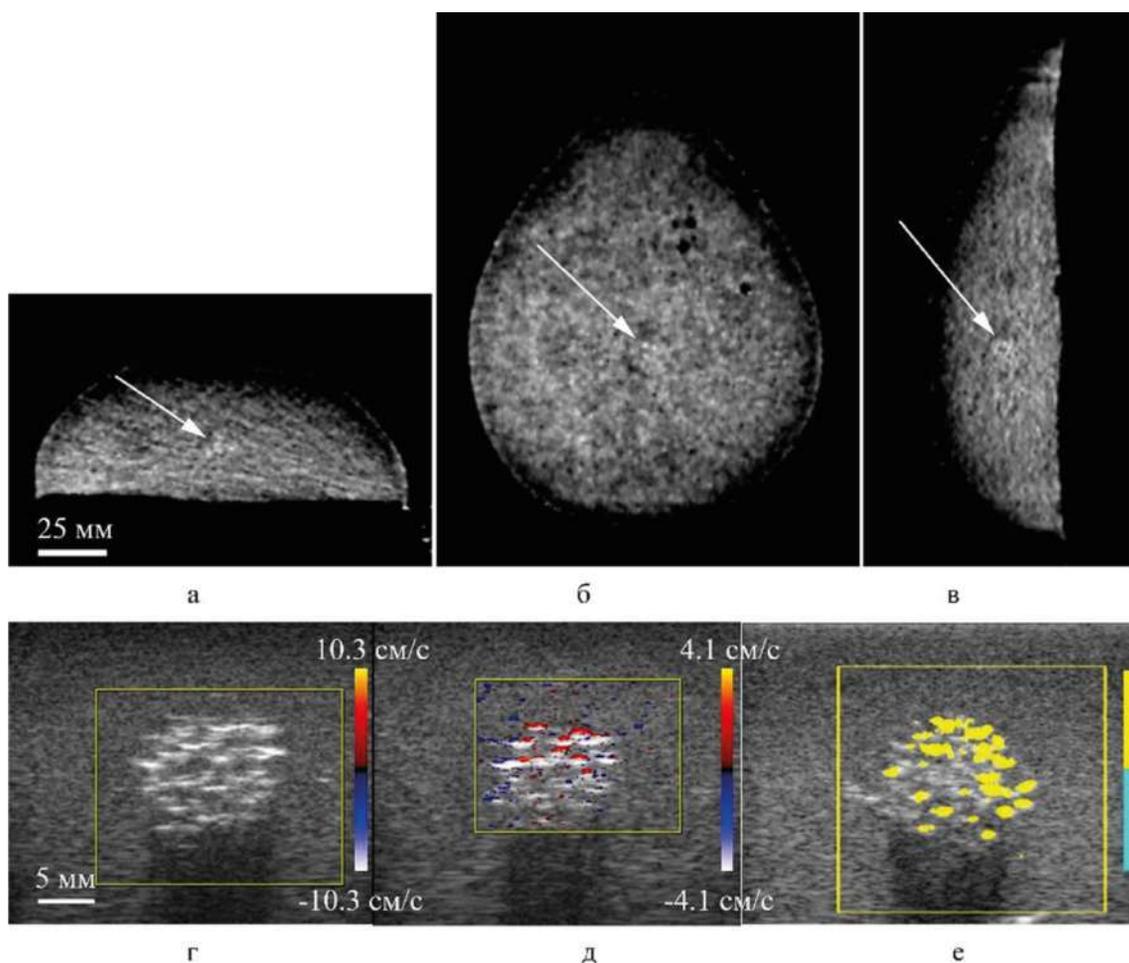
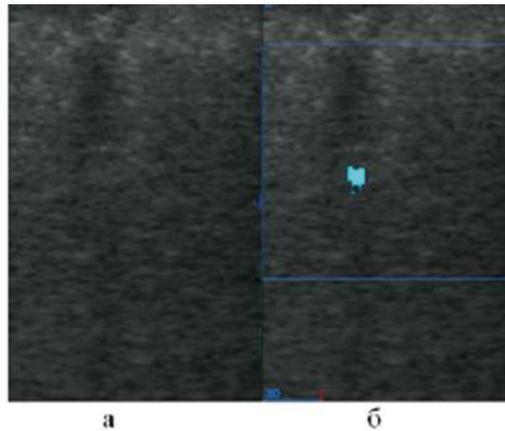


Рисунок Д.8 – Изображения минеральных включений в фантоме молочной железы: а-в – снимки компьютерной томографии (аксиальный, фронтальный и сагиттальный разрезы), стрелками отмечено скопление «кальцинатов»; г – изображение центрального включения на приборе Medison с использованием встроенного маммографического пресета (артефакт не виден); д – изображение мерцающего артефакта на тех же объектах, полученное в результате дополнительной настройки прибора по рекомендациям данного раздела; е – изображение, полученное с использованием нового диагностического режима. Элементы с повышенной минеральной плотностью выделены желтым цветом. Он свидетельствует об артефакте 2-го рода (микроколебаниях объекта)



*Рисунок Д.9 – Обнаружение объекта в отсутствие отчетливой визуализации и акустической тени в В-режиме. Эхограмма фантома с включением в виде тонкой металлической проволоки: а – В-режим. Эхогенность включения не превышает эхогенности окружающего материала, объект не виден; б – объект отмечен голубым цветом, что говорит о преобладании мерцающего артефакта 1-го рода (кавитация)*

На рис. Д.9 а и б показано, как новый режим позволяет обнаружить объекты, которые при обычном исследовании неразличимы (например, мелкие почечные камни, не дающие акустической тени и по яркости не выделяющиеся на фоне эхогенных тканей лоханки).

Тестовый объект представлял собой поролоновую губку, пропитанную водой. Через него на расстоянии 1,5 см от датчика протянута одножильная металлическая проволока толщиной 0,3 мм. Проволока обработана наждачной бумагой, поскольку кавитация с большей вероятностью возникает на шероховатых объектах. Поскольку губка сама по себе представляет гиперэхогенный объект, тонкая проволока изначально неразличима на изображении по данным В-изображения (смотрите рис. Д.9 а). После включения режима визуализации кальцинов (смотрите рис. Д.9 б) проволока надежно картируется голубым цветом, что, согласно легенде, означает наличие кавитации.

На рис. Д.10 а-в отражены исследования микрокальцинатов размером порядка 200 мкм, выращенных химическим способом с использованием хлорида кальция и медного купороса в толще агарового желе. В данном случае применялся образец с микрокальцинатами и контрольный образец. Оба образца размещались на подложке, поглощающей ультразвуковые колебания, и заливались водой. Режим обнаружения ТМВ, представленный на рис. Д.10 в, окрашивает образец с микрокальцинатами. Контрольный образец остался неокрашенным.

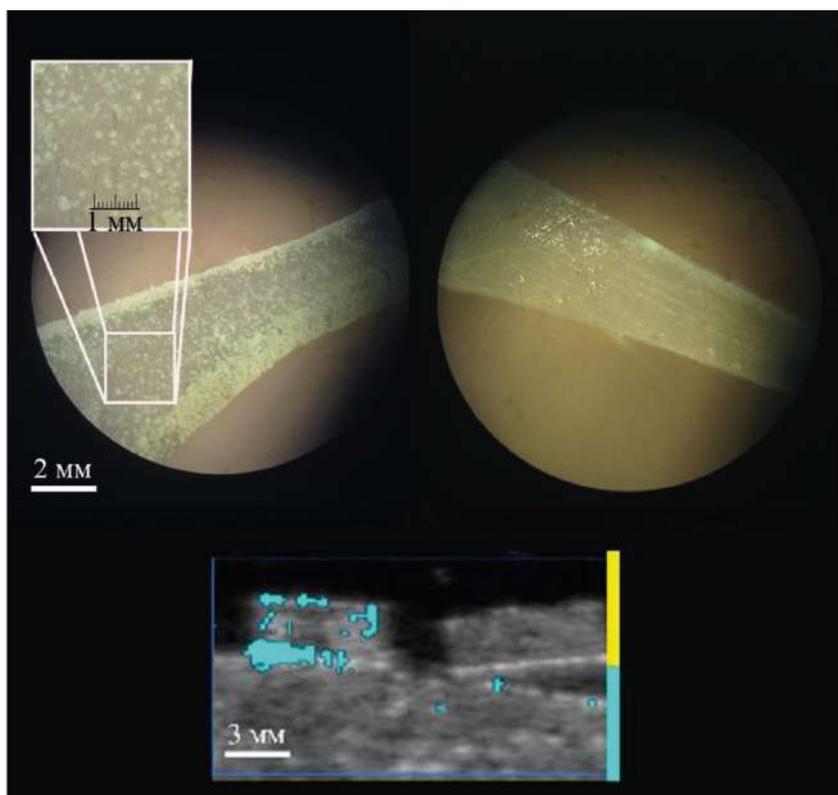


Рисунок Д.10 – Эксперимент с выращенными в агаровом желе микрокальцинатами: а – наблюдаемый под микроскопом образец с микрокальцинатами; б – контрольный образец без микрокальцинатов; в – эхограмма с режимом обнаружения ТМВ

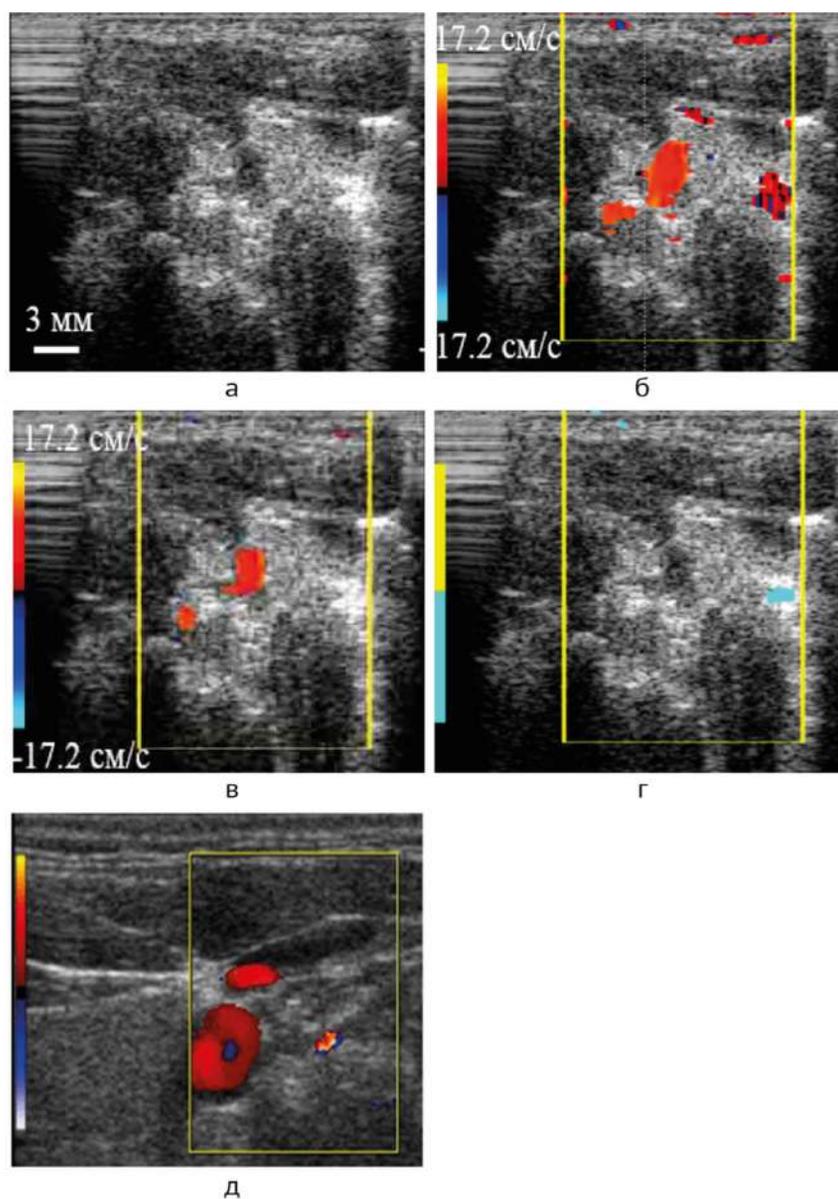


Рисунок Д.11 – Эхограмма области сонной артерии, содержащей кальцинат и сосуда: а – стандартный В-режим; б – обычный режим ЦДК (видна артерия и артефакт); в – усовершенствованный режим ЦДК (*twinkling* артефакт отсутствует; снижен *blooming* артефакт); г – режим обнаружения кальциатов. Все четыре изображения получены в результате обработки одной и той же записи «сырых» радиочастотных сигналов; д – снимок на контрольном приборе – картируются как сосуда, так и кальцинат

В испытаниях принял участие доброволец с кальцинатом в мягких тканях шеи. Кальцинат размером до 3 мм располагается вблизи сонной артерии слева на месте гематомы, диагностированной ранее.

Мерцающий артефакт на кальцинате надежно наблюдался как на приборе

Medison, так и на приборе «Сономед-500». На рис. Д.11 показаны изображения крупных сосудов шеи и кальцината, полученные на приборе «Сономед-500». На рис. Д.11 а дано обычное В-изображение. На рис. Д.11 б показано изображение в режиме ЦДК. На кальцинате при этом наблюдается кавитация, приводящая к появлению мерцающего артефакта (при получении этого изображения параметр «приоритет ткани» был установлен на максимум, из-за чего можно видеть шумовые всплески в разных местах изображения). На рис. Д.11 в показано изображение кровеносных сосудов, полученное с использованием усовершенствованного режима ЦДК. Можно видеть, что мерцающий артефакт на кальцинате отсутствует. На рис. Д.11 г включен режим обнаружения конкрементов. Кальцинат оказывается «подсвечен» голубым цветом, что, согласно легенде, означает наличие кавитации и соответствует артефакту первого рода. Исследование проводилось и на контрольном приборе Medison, где также на кальцинате в режиме ЦДК возник мерцающий артефакт (рис. Д.11 д).

### Заключительные замечания

Разработанный режим дает в руки исследователя новые, ранее не использовавшиеся средства для обнаружения ТМВ. Он является не просто «надежной версией» мерцающего артефакта, но открывает существенно новые возможности за счет использования корреляционных зависимостей. Режим способен различать два вида сигналов, отраженных от ТМВ: сигнал  $S_k$ , содержащий информацию об упругих колебаниях конкремента, и сигнал  $D_k$ , обусловленный кавитацией на границе такого объекта.

Описана методика, позволяющая определять пороговые значения критериев различения и вероятности обнаружения ТМВ при различных настройках ультразвукового прибора. Эта методика применима для усовершенствования существующего режима цветового доплеровского картирования кровотока. Она позволяет повысить вероятность обнаружения компоненты кровотока при наличии в зоне обзора конкрементов или кальцинатов.

Предлагаемый режим обладает рядом ограничений, которые необходимо вкратце упомянуть.

Во-первых, это упрощенная модель отражающих неоднородностей, а также окружающих тканей. Использовался ограниченный набор ТМВ (в основном металлические или полистирольные цилиндры). Объекты в агаровом желе считались упрощенным эквивалентом микропетрификатов молочной, щитовидной или предстательной желез, а объекты в воде — конкрементов в почках и мочеточниках.

Гомогенный фон фантомов из используемых в исследовании наполнителей (вода, агар-агар, силикон, спирт) не является идеальной имитацией какого-то конкретного органа. Реальные органы не идентичны и часто неоднородны. Существует большое разнообразие отражающих ультразвук объектов. Например,

в молочной железе, помимо glandулярной, жировой ткани и мышечных волокон, присутствуют соединительные ткани, которые в силу отличия способности сопротивляться изменению формы при особо чувствительных настройках алгоритма могут быть окрашены наряду с микрокальцинатами.

Высокая вариабельность ультразвуковых данных потребует построения дополнительных математических моделей для расширения области применения нового режима. Эта проблема унаследована от режима ЦДК и означает, что пороговые значения  $T_r$ ,  $T_{re,im}$ ,  $T_\sigma$ ,  $T_\mu$  должны подбираться индивидуально для каждого датчика и типа исследования (например, исследование почек, исследование щитовидной железы, молочной железы и т.д.). Это вызвано необходимостью менять параметры излучаемого сигнала при смене датчика или вида медицинского обследования.

Во-вторых, новому режиму свойственны многие артефакты, встречающиеся в ЦДК: зеркальный артефакт, артефакты поглощения, рефракции, толщины луча, неверной локализации, артефакт «вспышки». Эти артефакты связаны с особенностями распространения ультразвука и не могут быть полностью исключены на этапе обработки сигнала.

Основным достоинством предлагаемого способа обработки является учет корреляционных свойств отраженных сигналов. Как показали эксперименты, такой учет повышает вероятность обнаружения компоненты  $A_k$  в «сложных» случаях при малой энергии принятого сигнала и, таким образом, улучшает чувствительность ЦДК.

Продемонстрированная возможность различения сигналов  $C_k$  и  $D_k$  вместе с определением  $\omega_c$  представляет интерес в плане разработки тонких методов диагностики и должна быть исследована подробнее. Подробное исследование позволит установить связь между типом и параметрами сигнала, и характером и размерами ТМВ, и силой взаимосвязи конкретного объекта с окружающими тканями, что даст дополнительную диагностическую информацию.

Способ обнаружения ТМВ, лежащий в основе режима, защищен патентом [106]. Режим как программный продукт зарегистрирован в Реестре программ для ЭВМ [108].

**Денис Владимирович Леонов  
Николай Сергеевич Кульберг  
Александр Игоревич Громов**

**Мерцающий артефакт в ультразвуковой медицинской диагностике**  
Монография

*Редактор А. И. Овчарова  
Дизайнер обложки Д. Д. Дюжева  
Компьютерная верстка Е. Д. Бугаенко*

Авторы: Д. В. Леонов, Н. С. Кульберг, А. И. Громов

Монография знакомит с ультразвуковым доплеровским мерцающим артефактом и принципами его применения при выявлении мочевых камней, кальцинатов и др., а также с нюансами обработки сигнала в тракте сканера. Монография мультидисциплинарна: введение и раздел 1 предназначены для широкой аудитории, разделы 2 и 4 интересны врачам ультразвуковой диагностики, раздел 3 и приложения ориентированы на специалистов по разработке и обслуживанию сканеров, а также на студентов и аспирантов технических вузов.

ISBN 978-5-0059-3260-0



9 785005 932600 >