

## ИССЛЕДОВАНИЕ ПРИЧИН ВОЗНИКНОВЕНИЯ МЕРЦАЮЩЕГО АРТЕФАКТА В ДОПЛЕРОВСКИХ РЕЖИМАХ УЛЬТРАЗВУКОВОГО МЕДИЦИНСКОГО ДИАГНОСТИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА

© 2018 г. Д. В. Леонов<sup>a, b, \*</sup>, Н. С. Кульберг<sup>a, c, \*\*</sup>, А. И. Громов<sup>a</sup>,  
С. П. Морозов<sup>a</sup>, С. Ю. Ким<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Научно-практический центр медицинской радиологии ДЗ г. Москвы  
109029 Москва, ул. Средняя Калитниковская 28, стр. 1

<sup>b</sup> Московский энергетический институт, кафедра основ радиотехники  
11250 Москва, ул. Красноказарменная 14

<sup>c</sup> Федеральный исследовательский центр “Информатика и управление” РАН  
119333 Москва, ул. Вавилова 44, кор. 2

\*e-mail: LeonovDV@mpei.ru

\*\*e-mail: kulberg@yandex.ru

Поступила в редакцию 28.02.2017 г.

Исследуется мерцающий артефакт в режиме ультразвуковой доплеровской визуализации. Он проявляется чаще всего в виде быстро меняющихся окрашенных пикселей в окрестности гиперэхогенных объектов. В спектральном доплеровском режиме при этом наблюдается “белый” шумовой спектр. Данный эффект может быть использован как дополнительный клинический признак при диагностике камней в почках и кальцинатов в мягких тканях. В исследовании используются “сырые” данные из приемного модуля ультразвукового медицинского диагностического устройства. Эксперименты проводились на специально изготовленном фантоме с использованием образцов, обладающих предсказуемыми свойствами. Подтверждены две физические причины возникновения артефакта (кавитация и вынужденные колебания конкремента). Найдены характерные особенности, отличающие сигналы обеих разновидностей мерцающего артефакта.

*Ключевые слова:* кавитация, микрокальцинаты, радиационная сила, тканемитирующий ультразвуковой фантом, цветное доплеровское картирование, акустическая резонансная визуализация

DOI: 10.7868/S0320791918010124

### ВВЕДЕНИЕ

Осведомленность о характерных признаках и понимание сути артефактов ультразвуковой медицинской визуализации очень важны для правильной интерпретации результатов исследования и исключения диагностических ошибок.

Как правило, к артефактам относятся как к явлениям нежелательным. В частности, так называемые доплеровские артефакты могут существенно осложнить восприятие отображения сосудистого русла в режиме цветового картирования кровотока и привести к неверной оценке потоковых характеристик в спектральных режимах [1]. Разработчики ультразвуковых медицинских диагностических устройств (УЗМДУ) стараются от них избавиться.

Однако оказывается, что в некоторых случаях артефакты могут быть использованы в качестве самостоятельного диагностического средства. Именно это следует сказать о доплеровском мер-

цающем артефакте. Он часто возникает на гиперэхогенных включениях, например, при наблюдении кальцинатов и мочевых камней [2–7]. Это явление наблюдается в виде беспорядочно меняющейся цветовой картины в режиме цветового доплеровского картирования кровотока (ЦДК); в режиме спектрального доплера наблюдается шумовой “белый” спектр.

Следует коротко остановиться на медицинской стороне исследуемой нами проблемы. Задача диагностики конкрементов является весьма актуальной. Примерно 40% заболеваний мочеполовой системы приходится на нефро- и уретролитаз [8–10]. Наиболее достоверным средством диагностики здесь является контрастная компьютерная томография. Однако это исследование сопряжено с лучевой нагрузкой на пациента, что в настоящее время признается нежелательным [10]. Ультразвуковое исследование здесь может стать подходящей альтернативой [11], так как в нем рентгеновское облучение отсутствует.

Камни наблюдаются в В-режиме как гиперэхогенные объекты, за которыми часто видна акустическая тень. Но чувствительность УЗИ в этом случае уступает контрастному рентгену и компьютерной томографии и составляет ~30%. Однако существуют исследования, проведенные врачами и опубликованные в медицинских изданиях, которые говорят о возможности увеличения чувствительности за счет использования мерцающего артефакта [1, 2, 15]. В статье [3] впервые в отечественной литературе было упоминание эффекта цветового окрашивания позади кальцинатов предстательной железы. В статье [4] впервые проанализированы клинические и экспериментальные данные об артефакте. Утверждается, что применение мерцающего артефакта может повысить вероятность истинного обнаружения кальцинатов на 20–37% [1, 13–15]. Помимо диагностики мочевых конкрементов, ультразвуковое исследование также используется для навигации при литотрипсии, для поиска кальцинатов в других тканях — во всех этих случаях также можно ожидать повышения качества визуализации.

Однако для полноценного использования метода 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. Исследовалась зависимость артефакта от мощности, частоты повторения импульсов и других параметров УЗМДУ [5, 7, 16], однако в этих исследованиях речь идет 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 [17, 18]. Надежно установлена связь артефакта с кавитационными микропузырьками, возникающими на границе жидкости и твердого тела под воздействием ультразвука [8], 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 использовались 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 этой статье мы проведем обзор основных гипотез. Затем опишем эксперименты, с помощью которых мы стремились воспроизвести результаты предшественников, а также получить свои собственные наблюдения. Далее мы изложим собственные предположения о природе артефакта, свяжем их с ранее опубликованными гипотезами. Наконец, будут названы характерные признаки сигналов, по которым можно отличить различные виды артефакта от сигналов кровотока или случайного шума.

При проведении опытов мы постарались соблюсти следующие условия. Во-первых, мы изначально отказались от попыток использовать материалы неопределенной формы и непредсказуемого химического состава (например, извлеченные у пациентов почечные камни [5, 22]). Артефакт наблюдался на образцах, физические свойства которых были наперед хорошо известны.

Во-вторых, при обработке сигналов мы старались по возможности избежать так называемых “черных ящиков” — алгоритмов с не до конца известным устройством. Вся последовательность цифровой обработки доплеровских сигналов была полностью реализована нашим коллективом.

## ОСНОВНЫЕ ГИПОТЕЗЫ

Одно из первых наблюдений мерцающего артефакта опубликовал Рахмуни с соавторами [19]. 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, поэтому 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. Айттак и соавторы [6] в экспериментах на цифровом сканере наблюдали артефакт в 96% случаев, а на аналоговом — только в 39%. Камая и соавторы [16] предположили, что причиной явления служит узкополосный фазовый шум в доплеровском тракте УЗМДУ, а шероховатость гиперэхогенных объектов играет лишь вторичную роль, она служит для расширения спектра и увеличивает выраженность артефакта. Обе названные зависимости невозможно полноценно проверить по существу,

т.к. все наблюдения были сделаны на системах с закрытой архитектурой.

Лелюк и соавторы [7] показали, что интенсивность артефакта наиболее явно зависит от мощности на передачу. Это подтверждается и нашими опытами [12].

Еще одну гипотезу высказали Вайнштейн и соавторы [20, 21]. Серия их экспериментов на фантомах из желатина и грудки индейки с использованием дополнительного источника возбуждения показали возможность визуализации вынужденных колебаний микрокальциатов молочной железы в режиме энергетического доплера. Частота источника возбуждения менялась от 50 до 500 Гц, а размеры микрокальциатов составляли 400–800 мкм.

Бехнам и соавторы [22] исследовали эту гипотезу на компьютерной модели и сделали вывод о возможности возникновения резонанса в микрокальцинатах на частоте повторения импульса. При этом амплитуда собственных колебаний объекта составляла примерно 10 мкм, а скорость зависела от мощности зондирующих импульсов.

Сапожников и соавторы [8] посчитали, что резонансных колебаний может быть недостаточно для возникновения артефакта. 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.

В наших опытах удалось найти подтверждение двух последних гипотез: это вынужденные колебания конкремента, а также отражение сигналов от кавитационных микропузырьков. Оба названных случая приводят к формированию доплеровских сигналов характерного вида, которые четко отличаются друг от друга.

### МОДЕЛЬ ДОПЛЕРОВСКИХ ДАННЫХ

При формировании одного кадра в доплеровском режиме облучение объекта повторяется несколько раз. Количество повторов  $K$  меняется от 8–32 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

$T_{\text{PRF}} = \frac{2\pi}{\omega_{\text{PRF}}}$ . При поступлении в тракт приема

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

Мы используем следующую модель сигнала, учитывающую влияние сигналов, отраженных как от кровотока, так и от конкрементов, приводящих к появлению мерцающего артефакта:

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

где  $P_k$  – 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 от кровотока;  $\omega_A = \frac{2V_A}{c} \omega_0$  – доплеровский сдвиг частоты, обусловленный движением крови со скоростью  $V_A$ ;  $c$  – скорость звука;  $t_k = k T_{\text{PRF}}$  – 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;  $\omega_B = \frac{2V_B}{c} \omega_0$  – доплеровский

сдвиг частоты, обусловленный движением тканей и колебаниями датчика (предполагается, что скорость этого движения  $V_B \ll V_A$ );  $C_k$  – амплитуда сигнала от конкремента, мощность которого на 0–10 дБ превосходит амплитуду сигналов от мягких тканей. Предполагается, что конкремент может совершать движения вместе с окружающими его малоподвижными тканями. Следовательно, ему также соответствует доплеровский сдвиг частоты, равный  $\omega_B$ . Помимо этого, конкремент может совершать вынужденные колебания под действием акустической радиационной силы. Эти колебания, на наш взгляд, 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 мы используем следующую формулу:

$$\varphi_k = \frac{\omega_0 R}{c} \sin(\omega_c t_k), \quad (2)$$



ма 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 кальциатов (равной приблизительно  $2.4 \text{ г/см}^3$ ). Мы использовали сплошные алюминиевые цилиндры диаметром 1.75 мм и длиной от 8 до 20 мм ( $\rho = 2.7 \text{ г/см}^3$ ). Для имитации микрокальциатов использовались микрокристаллы  $\text{CaSO}_4$  ( $\rho = 2.4 \text{ г/см}^3$ ) размером порядка 0.1 мм, выращенные химическим способом в толще агарового желе.

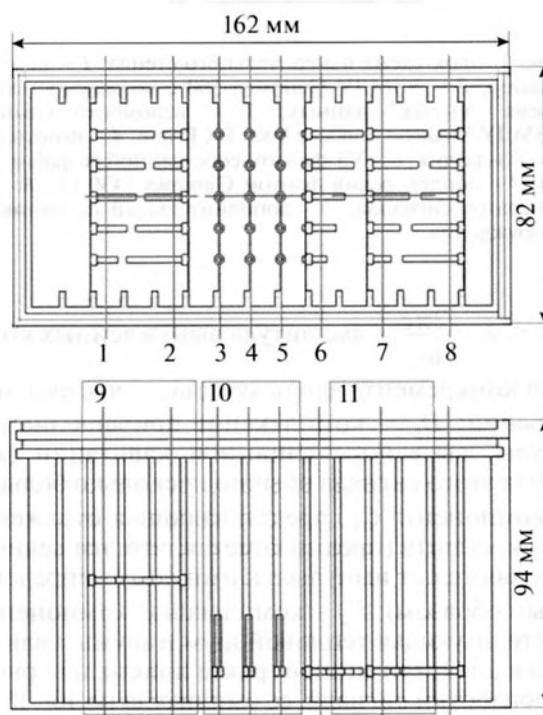
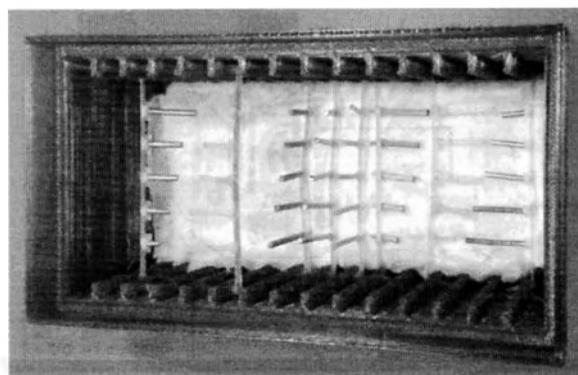
Для исследования зависимости артефакта от гладкости поверхности часть алюминиевых цилиндров обрабатывалась наждачной бумагой.

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

### АЛГОРИТМЫ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ

Для обработки “сырых” доплеровских сигналов были созданы программные модули, включающие ставшие уже стандартными алгоритмы цветового доплеровского картирования. Существует обширная литература по этим методам, в списке источников мы приводим ссылки на работы [29–41], результаты которых использовались нами при написании алгоритмов обработки. Все программные модули были написаны на языке C++. Их можно использовать как для отображения на приборе в режиме “реального време-



**Рис. 2.** 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.

ни”, 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 (PCA), разложение по базису Карунена–Лоэва; эмпирическая модовая декомпозиция. Эта обработка выполняется внутри доплеровской пачки.

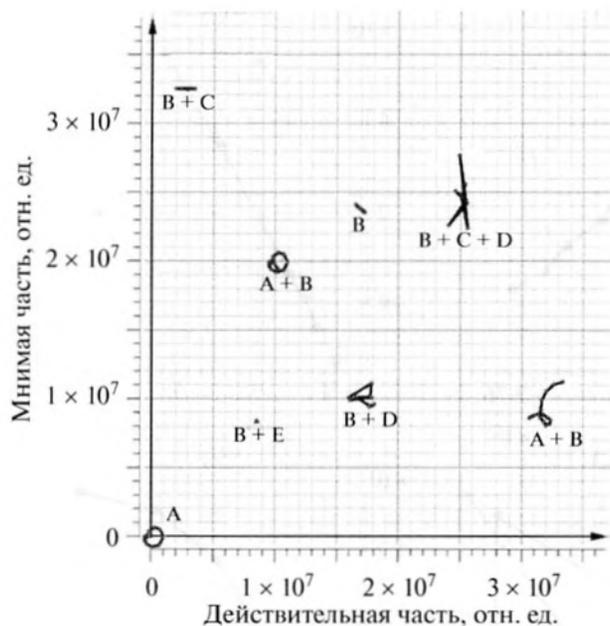


Рис. 3. Комплексное представление доплеровских пачек с указанием преобладающих компонент в соответствии с формулой (1). Двум основным типам мерцающего артефакта соответствуют данные “ $B + C$ ”, “ $B + D$ ”. Смешанный тип представлен диаграммой “ $B + C + D$ ”.

В качестве основного алгоритма мы выбрали полиномиальную регрессию 2-го и 3-го порядков;

- накопление и сглаживание сигналов с целью шумоподавления. Использовались 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 энергетический доплер, ЭДК).

Алгоритмы тестировались в следующих условиях:

- наблюдение движущейся жидкости в канале доплеровского фантома, диапазон скоростей потока от 0 до 174 см/с. 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.

После этого мы анализировали сигналы, принятые из мест возникновения артефакта, исследовали их отличия от сигналов, принятых от по-

тока жидкости. Обнаруженные различия будут подробно описаны в следующем разделе.

## КЛАССИФИКАЦИЯ ДОПЛЕРОВСКИХ СИГНАЛОВ И ПРИЗНАКИ АРТЕФАКТА

Весьма информативным является представление данных одной доплеровской пачки в виде диаграммы на комплексной плоскости (рис. 3 и 4). 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  $Ae^{i\omega_A t_k}$  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  $\omega_A T_{PRF}$  получаются короткие дуги, не отличимые от отрезков прямой.

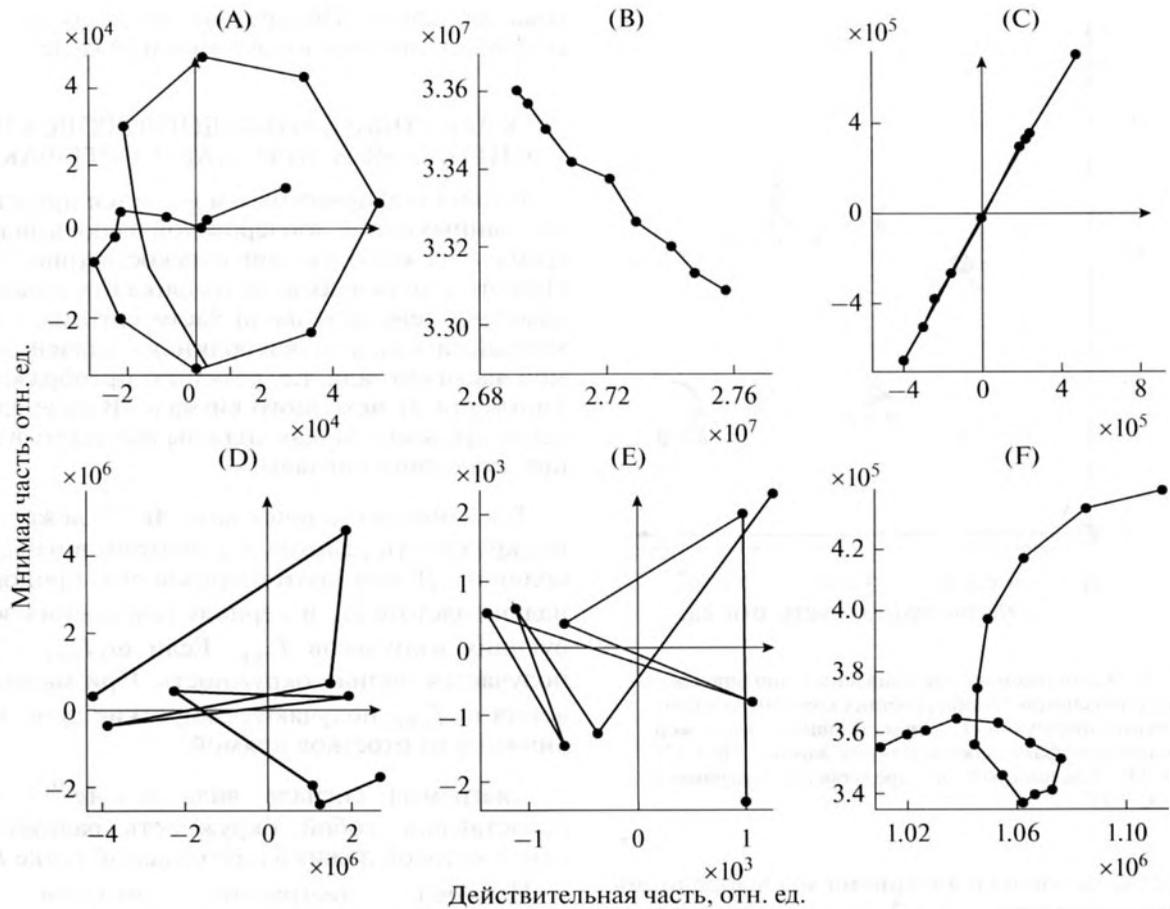
Диаграмма сигнала вида  $B + Ae^{i\omega_A t_k}$  также представляет собой окружность радиусом  $A$ , центр которой лежит в комплексной точке  $B$ .

Наконец, диаграммы сигналов вида  $Be^{i\omega_B t_k} + Ae^{i\omega_A t_k}$  представляют собой разнообразие спиралей. Нам интересен случай, когда  $B \gg A$  и  $\omega_B \ll \omega_A$ , при этом 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.

Ниже мы перечислим основные виды диаграмм, получаемых в опытах с реальными данными. Следующие пункты обозначены буквами, соответствующими компонентам формулы (1). Из модели (1) следует, что в сигнале могут одновременно присутствовать несколько компонент, некоторые такие случаи также будут перечислены.

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. 4А. Здесь отклонение диаграммы от окружности вызвано влиянием амплитуды сканирующего импульса  $P_k$ . Согласно математической модели (1), такой сигнал наблюдается при преобладании компоненты  $A$ , соответствующей отражению от частиц в потоке жидкости. На рис. 5А



**Рис. 4.** Типичные сигналы в комплексной плоскости, полученные в экспериментах при использовании ультразвукового доплеровского и разработанного нами специализированного фантомов: (А) отражение от движущихся частиц в потоке жидкости после ВЧ-фильтрации, (В) медленный тренд, вызванный движением тканей, (С) колебания кальцината в упругой среде под воздействием радиационной силы, (D) кавитационная диаграмма, полученная при облучении вертикального алюминиевого стержня в агаровом желе, (Е) “чистый” шум после ВЧ-фильтрации, (F) нефильтрованный сигнал от кровотока. По осям – условные дискретные единицы на выходе формирователя луча.

представлены также графики действительной и мнимой частей такого сигнала в зависимости от номера импульса  $k$ , между ними имеется сдвиг по фазе, равный четверти периода.

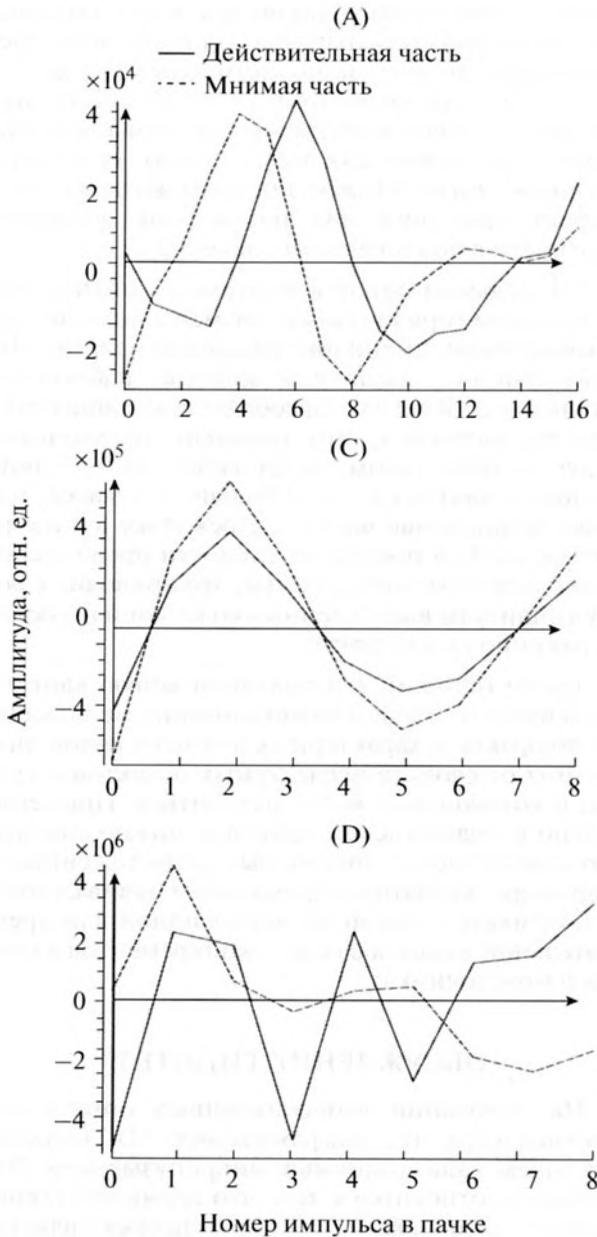
В. Если скорость движения мала, можно получить незамкнутую окружность (рис. 4В). Это случай преобладания компоненты В, характеризующий отражение от малоподвижных тканей.

Если к сигналу А добавляется помеха в виде захваченных “боковыми лепестками” сигналов от малоподвижных частей фантома, центр окружности оказывается вдалеке от начала координат и перемещается с каждым импульсом, так что окружность превращается в спираль (рис. 4F). При этом длина радиус-вектора центра окружности равна амплитуде помехи, умноженной на амплитуду сканирующего импульса  $P_k$ . Если применить к такому сигналу ВЧ-фильтрацию, центр окружности снова сместится в начало координат

(рис. 4А). Здесь по формуле (1) основную роль играют компоненты А и В, причем  $V_B \ll V_A$ .

С. Если объект совершает колебания вдоль луча, диаграмма будет также колебаться относительно некоторого равновесного положения (рис. 4С). В математической модели (1) такой сигнал характеризуется компонентой С. На рис. 5С представлены также графики действительной и мнимой частей такого сигнала в зависимости от  $k$ . Видно, что в отличие от 5А здесь действительная и мнимая части изменяются синфазно.

Д. Шумоподобный сигнал большой мощности от кавитационных микропузырьков, который иногда наблюдается на ярких отражателях (рис. 4D) и описывается компонентой D в математической модели (1). На рис. 5D представлены графики действительной и мнимой частей такого сигнала в зависимости от  $k$ . Видно, что они никак не коррелированы.



**Рис. 5.** Действительная и мнимая части полученных экспериментально типичных сигналов: (А) отражение от движущихся частиц в потоке жидкости после ВЧ-фильтрации, (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.

Е. Наконец, “чистый” шум в отсутствие движущихся отражателей (рис. 4Е), который характеризуется малой амплитудой колебаний. В нашей модели поведение такого сигнала описыва-

ется компонентой Е. Случаи “D” и “E” легко отличить один от другого по величине дисперсии сигналов.

## ЭКСПЕРИМЕНТ

Из наших наблюдений следует, что мерцающий артефакт наблюдается на диаграммах вида “С” и “D”. В ходе экспериментов нами была выдвинута рабочая гипотеза о причинах возникновения тех и других сигналов. Мы предположили, что причиной сигналов “D” служат спонтанно возникающие кавитационные микропузырьки, описанные в работе [8]. А причина сигналов “С” – периодические колебания плотных объектов под действием акустической радиационной силы. После описания опытов эта гипотеза будет рассмотрена подробно в особом разделе.

В процессе исследования мы провели серию 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 [8], где в спирте артефакт не наблюдался вовсе. Но данные разногласия легко объяснить различиями в использованных 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 работы [8], где говорится, что при мощностях ультразвука, используемых в диагностических приборах, в спирте кавитация не возникает.

На графике 5С 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  $1.5\omega_{PRF}/K$ . При девяти импульсах в пакете  $\omega_C \approx 170$  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 “Е”.

Согласно схеме на рис. 1, 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 мы наблюдали устойчивую диаграмму 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 — вида “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 — вида “С”. Очевидно, неровности поверхности служат ядрами кавитации: именно этим следует объяснять наблюдавшуюся в [19] и [16] зависимость мерцающего артефакта от гладкости объекта.

6. Исследовался 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 кальциатов. На них также преобладала компонента С.

В упругой среде (агар-агаре) характеристики колебаний зависят от разницы плотности материала объекта и окружающего его фона. Так, коле-

бания алюминиевого цилиндра из-за большей плотности имеют большую 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 аномалий плотности 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. Мы предполагаем, 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, мы получили ясную картину 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, шитовидной или предстательной желез, а в воде — конкрементов в почках и мочеточниках.

## ОБСУЖДЕНИЕ ГИПОТЕЗ

На основании вышеописанных опытов мы предполагаем, 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 не коррелированных по времени всплесков интенсивности отраженного сигнала. Экспериментальным подтверждением этой гипотезы является наблюдавшаяся в опытах 1, 4 и 5 зависимость от формы и гладкости объекта.

Также мы 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 [23–27]. В частности, колебания, возбуждаемые с помощью радиаци-

онной силы, используются в технологиях эластографии сдвиговой волны.

К сожалению, нам не удалось провести прямые наблюдения колебаний конкремента (например, с помощью микроскопа), поэтому нашу точку зрения на предмет необходимо обосновать, исходя из косвенных данных.

Очевидно, что существование ненулевого доплеровского сдвига после ФВЧ 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, мы провели серию опытов 2 в спирте, где, как показано в [8], кавитация возникать не должна. В этих опытах мы устойчиво получали диаграммы вида “С”. Снова отметим, что при тех же условиях в воде и агар-агаре чаще наблюдались диаграммы “D”. Сопоставление этих наблюдений привело нас к выводу, что кавитацию следует связывать только с диаграммами “D”.

Те же опыты в спирте позволяют исключить и предположение об изменении формы или размеров объекта. Действительно, невозможно предположить сколько-нибудь заметную деформацию сплошного металлического цилиндра в ультразвуковом поле. Также в спирте практически исключена возможность существования остаточных воздушных пузырьков на поверхности объекта.

Таким образом, остается движение объекта, которое очень просто связать с доплеровским сдвигом с помощью формулы (2). В качестве дополнительной проверки этой гипотезы мы провели опыт 3 с дополнительным генератором низкочастотных колебаний, который гарантированно вызывал движение отражателя на заданной частоте. В этом опыте также устойчиво наблюдалась диаграмма “С”. Таким образом, на наш взгляд, связь этого вида диаграммы с колебаниями объекта можно считать доказанной.

Движения конкрементов в наших опытах, на наш взгляд, подобны колебаниям пружинного маятника. Упругой подвеской для него служат мягкие ткани, окружающие конкремент (такая ситуация возможна, например, при возникновении кальцинатов в молочной железе). Также колебания могут возникнуть у объекта на упругой подложке, сформированной тканью полого органа (например, у почечного камня). Возникновение колебаний, а не перемещения камня связано с нахождением его в устойчивом равновесии под

действием силы тяжести. В наших 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, длительностью пачки, временем формирования кадра и последовательностью кадров. 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 велика. Поэтому периодичность действия радиационной силы, прежде всего, связана с длительностью пачки  $KT_{PRF}$  и временем формирования кадра. Нетрудно найти соответствующее фурье-преобразование, определяющее возможные частоты возникновения колебаний, однако такой расчет выходит за рамки данной статьи. 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.

Нам 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 частота повторения импульсов составляла 1 кГц, количество импульсов в пачке равно 9. По диаграммам легко оценить амплитуду этих колебаний согласно формуле (2): она составляла примерно 10–40 мкм.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В статье представлены результаты экспериментального исследования причин возникновения явления мерцающего артефакта в ультразвуковых медицинских диагностических устройствах в доплеровских режимах. Показано, что артефакт надежно идентифицируется по “сырым” сигналам доплеровского тракта прибора.

При анализе данных был сделан вывод, что для мерцающего артефакта характерны два вида сигналов:

1) сигнал, содержащий признаки периодических колебаний объекта. Показано, что такой сигнал может быть получен как с использованием дополнительного возбуждающего источника акустического сигнала, так и под действием только лишь сканирующего ультразвукового поля;

2) сигнал случайной формы, вносящий локальные изменения в картину фазового распределения до фильтрации. Предполагается, что по-

добное поведение отраженного сигнала может быть вызвано кавитацией, роль которой в возникновении артефакта была доказана ранее другими авторами.

На основе проведенного анализа предложена математическая модель сигнала, отраженного от камней и кальцинатов. В стандартных алгоритмах цветового картирования кровотока такая модель не учтена, из-за чего в серийных приборах мерцающий артефакт является скорее “случайной находкой”, на которую нельзя полагаться.

В настоящее время авторами ведется разработка особого режима визуализации ультразвуковых медицинских диагностических приборов, нацеленного на картирование кальцинатов и конкрементов, учитывающего вышеописанные модель и свойства отраженных сигналов. Мнение о целесообразности разработки такого режима высказывалось неоднократно [5, 15]. В частности, в работе [42] приведены результаты апробации разновидности такого режима, названной S-mode. Наш подход несколько отличается от развиваемого в этих работах учетом гармонических колебаний в модели сигнала (1). Наличие современных публикаций говорит об актуальности выбранного направления.

Работа поддержана грантом РФФИ № 17-01-00601.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Громов А.И., Кубова С.Ю. Ультразвуковые артефакты. М.: Видар, 2007.
2. Кубова С.Ю. Значение доплеровского “мерцающего артефакта” для диагностики конкрементов и внутритканевых кальцинатов. Автореферат дисс. канд. мед. наук: 14.00.19. Мед. радиол. науч. центр РАМН. Москва, 2004. 22 с.
3. Васильев А.Ю., Громов А.И. Цветовое доплеровское картирование с использованием энергетического доплера в оценке патологии предстательной железы // Воен.-мед. журн. 1997. № 4. Т. 318. С. 33–37.
4. Громов А.И., Зыкин Б.И. Тканевая доплерография. Регистрация с помощью цветовой доплерографии эффекта резонанса микроконкрементов, возникающего под воздействием ультразвуковой волны // Эхография. 2002. № 4. Т. 3. С. 348–353.
5. Lu W. Ultrasonic Detection and Expulsion of Kidney Stones [dissertation]. Seattle: Department of Bioengineering, University of Washington, 2012.
6. Aytac S.K., Ozcan H. Effect of color Doppler system on the “twinkling” sign associated with urinary tract calculi // J. Clin. Ultrasound. 1999. V. 27. № 8.
7. Лелюк С.Э., Гусев И.А., Лелюк В.Г., Карпачев М.В., Ионова Е.А., Головин Д.А., Скворцов А.Е. Доплеровский “twinkling”-артефакт в эксперименте и практике // Эхография. 2003. № 1. Т. 4. С. 74–83.
8. Lu W., Sapozhnikov O.A., Bailey M.R., Kaczowski P.J., Crum L.A. Evidence for trapped surface bubbles as the cause for the twinkling artifact in ultrasound imaging // Ultrasound Med. 2013. V. 39. P. 1026–1038.
9. Кабин Ю.В. Новые технологии ультразвукового исследования в диагностике рака молочной и щитовидной желез. Дисс. канд. мед. наук. МГМСУ, 2012.
10. Denstedt J., Rosette J. International Consultation on Urological Diseases. Stone Diseases // The Société Internationale d’Urologie. Glasgow, Scotland. 2014.
11. 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. 8–13.
12. Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Фин В.А. Исследование мерцающего артефакта на фантоме в режиме цветового доплеровского картирования. ИУСА: Труды IV Всероссийской научной конференции молодых ученых с международным участием. Т. 2. Тверь: ТГТУ, 2016. С. 44–51.
13. Hirsch M.S., Palavencino T.B., Leon B.R. Color Doppler twinkling artifact: A misunderstood and useful sign // Revista Chilena de Radiologia. 2011. V. 17. № 2. P. 82–84.
14. 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. 2014. № 2. P. 569–574.
15. Sorensen M.D., Harper J.D., Hsi R.S., Shah A.R., Dighe M.K., Carter S.J., Moshiri M., Paun M., Lu W., Bailey M.R. B-mode Ultrasound versus color Doppler twinkling artifact in detecting kidney stones // J. Endourology. 2013; 27(2): 149–153.
16. Kamaya A., Tuthill T., Rubin J.M. Twinkling artifact on color Doppler sonography: dependence on machine parameters and underlying cause // Amer. Roentgen Ray Soc. January 2003. P. 215–222.
17. 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. V. 33. P. 597–610.
18. Wang M., Li J., Xiao J., Shi D., Zhang K. Systematic analysis of factors related to display of the twinkling artifact by a phantom // Ultrasound Med. 2011. V. 30. 1449–1457.
19. Rahmouni A., Bargoin R., Herment A., Bargoin N., Vassile N. Color Doppler twinkling artifact in hyperechoic regions // Radiology. 1996. V. 199. P. 269–271.
20. Weinstein S.P., Seghal C., Conant E.F., Patton J.A. Microcalcifications in breast tissue phantoms visualized with acoustic resonance coupled with power Doppler US: initial observations // Radiology. July 2002. P. 265–269.
21. Seghal C. Apparatus for imaging an element within a tissue and method therefor. United States Patent № 5,997,477. 1999.
22. 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.2010.551579510.1109/ICBBE.2010.5515795
23. Николаева А.В., Цысарь С.А., Сапожников О.А. Измерение радиационной силы мегагерцового ультра-

- звука, действующей на твердотельный сферический рассеиватель // Акуст. журн. 2016. Т. 62. С. 29–37.
24. Каневский И.Н. Постоянные силы, возникающие в звуковом поле. Обзор // Акуст. журн. 1961. Т. 7. № 1. С. 3–17.
  25. Денисов Г.Г. Импульс, радиационное давление и другие величины второго порядка в идеальном газе (жидкости) в некоторых краевых задачах // Акуст. журн. 2000. Т. 46. № 3. С. 340–347.
  26. Sapozhnikov O.A., Trusov L.A., Gromov A.I., Owen N.R., Bailey M.R., Crum L.A. Radiation force imparted on a kidney stone by a Doppler-mode diagnostic pulse // J. Acoust. Soc. Am. 2006. V. 120. № 5. P. 3109.
  27. Sapozhnikov O.A., Owen N.R., Bailey M.R., Gromov A.I., Crum L.A. 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), section Bioacoustics, 1–8 p.
  28. Ghersin E., Soundack M. Twinkling Artifact in Gallbladder Adenomyomatosis // Ultrasound Med. 2003. V. 22. P. 229–231.
  29. Yu A.C.H., Johnston K.W., Cobbold R.S.C. Frequency-based signal processing for ultrasound color flow imaging // Canadian Acoustics. 2007. V. 2. P. 11–23.
  30. Yu A.C.H., Løvstakken L. Eigen-based clutter filter design for ultrasound color flow imaging: A review // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control. 2010. V. 5. P. 1096–1111.
  31. 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 Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control. 2008. V. 3. P. 559–572.
  32. 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 // J. Med. Biomed. Engineer. 2013. V. 33. № 3. 309–318.
  33. Yoo Y.M., Managuli R., Kim Y. Adaptive clutter filtering for ultrasound color flow imaging // Ultrasound Med. Biol. 2003. V. 29. № 9. P. 1311–1320. doi 10.1016/S0301-5629(03)01014-7
  34. Hans Torp. Clutter rejection filters in color flow imaging: A theoretical approach // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control. 1997. V. 44. № 2. P. 417–424.
  35. Wang P.D., Shen Y., Feng N.Z. A novel clutter rejection scheme in color flow imaging // Ultrasonics. 2006. V. 44. Supplement, 22 December, 2006. P. e303–e305. doi 10.1016/j.ultras.2006.06.017
  36. Bjærum S., Torp H. Statistical evaluation of clutter filters in color flow imaging // Ultrasonics. 2000. V. 38. P. 376–380.
  37. Kargel Ch., Hoebenreich G., Plevnik G., Trummer B., Insana M.F. Velocity Estimation and Adaptive Clutter Filtering for Color Flow Imaging. WSEAS. 2002. P. 1711–1716.
  38. Kargel C., Höbenreich G., Trummer B., Insana M.F. Adaptive clutter rejection filtering in ultrasonic strain-flow imaging // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control. 2003. V. 50. № 7. P. 824–835.
  39. Lo M.T., Hu K., Peng C.K., Novak V. Multimodal pressure flow analysis: Application of Hilbert–Huang transform in carabral blood flow regulation // EURASIP J. Adv. Signal Process. 2008.
  40. Gerbands J.J. On the relationships between SVD, KLT and PCA // Pattern Recognition. 1981. V. 14. P. 375–381.
  41. 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.
  42. Brisbane W., Bailey M.R., Sorensen M.D. An overview of kidney stone imaging techniques // Nature Reviews Urology. 2016. V. 13. P. 654–662.