

DOI: <https://doi.org/10.17816/DD76511>

## Наблюдения доплеровского мерцающего артефакта: база данных радиочастотных ультразвуковых сигналов

Д.В. Леонов<sup>1,2</sup>, Р.В. Решетников<sup>1,3</sup>, Н.С. Кульберг<sup>1,4</sup>, А.А. Насибуллина<sup>2</sup>, А.И. Громов<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения г. Москвы, Москва, Российская Федерация

<sup>2</sup> Национальный исследовательский университет МЭИ, Москва, Российская Федерация

<sup>3</sup> Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова (Сеченовский Университет), Москва, Российская Федерация

<sup>4</sup> Федеральный исследовательский центр «Информатика и управление» Российской академии наук, Москва, Российская Федерация

<sup>5</sup> Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова, Москва, Российская Федерация

### АННОТАЦИЯ

**Обоснование.** Мерцающий артефакт в доплеровских режимах ультразвукового исследования проявляется быстрой хаотической сменой окрашенных пикселей на экране прибора. Явление, которое можно использовать в качестве полезного диагностического признака, исследовано недостаточно. Большинство предположений о причинах артефакта сделаны на основании изображений с экрана ультразвукового прибора без глубокого изучения свойств принимаемых сигналов.

**Материал и методы.** Радиочастотные ультразвуковые сигналы были записаны при исследовании фантомов. Исследовались как объекты, приводящие к появлению мерцающего артефакта на экране прибора, так и имитации сосудов и мягких тканей. Сбор данных проводился с июля 2016 по март 2021 г. Данные получены при помощи исследовательского ультразвукового прибора «Сономед-500» с датчиками 7,5 L38 и 3,4 С60.

**Содержимое базы данных.** Представлена база данных, содержащая радиочастотные сигналы, полученные с выхода формирователя луча из приёмного тракта ультразвукового медицинского диагностического прибора в режиме цветового доплеровского картирования и В-режиме. Представленные в базе данных сигналы содержат признаки мерцающего артефакта. База состоит из исследований пяти различных фантомов общим объёмом 10,5 ГБ. Радиочастотные данные сохранены в бинарном виде. Настройки сканирования, необходимые для анализа радиочастотных данных, содержатся в текстовых файлах. Каждое исследование сопровождается примером характерной сонограммы в графическом формате. База данных доступна по адресу: [https://mosmed.ai/datasets/ultrasound\\_doppler\\_twinkling\\_artifact](https://mosmed.ai/datasets/ultrasound_doppler_twinkling_artifact).

**Доступность кода.** Для просмотра и анализа базы данных к архиву прилагаем разработанную нами программу TwinklingDatasetDisplay. Доступен исходный код программы: <https://github.com/Center-of-Diagnostics-and-Telemedicine/TwinklingDatasetDisplay.git>.

**Условия использования.** База данных может быть использована для разработки и тестирования алгоритмов обработки ультразвуковых сигналов. Доступ к базе данных и коду для её просмотра открыт для всех желающих.

**Ключевые слова:** цветовая ультразвуковая доплерография; мерцающий артефакт; база данных; «сырые» радиочастотные данные; ультразвуковые фантомы.

**Как цитировать**

Леонов Д.В., Решетников Р.В., Кульберг Н.С., Насибуллина А.А., Громов А.И. Наблюдения доплеровского мерцающего артефакта: база данных радиочастотных ультразвуковых сигналов // *Digital Diagnostics*. 2021. Т. 2, № 3. С. 00–00. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD76511>

**Рукопись получена:** 24.07.2021 **Рукопись одобрена:** 24.08.2021 **Опубликована:** 27.09.2021

ARTICLE IN PRESS

## Doppler twinkling artifact observations: an open-access database of raw ultrasonic signals

Denis V. Leonov<sup>1,2</sup>, Roman V. Reshetnikov<sup>1,3</sup>, Nikolay S. Kulberg<sup>1,4</sup>, Anastasia A. Nasibullina<sup>2</sup>, Alexandr I. Gromov<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Moscow Center for Diagnostics and Telemedicine, Moscow, Russian Federation, Moscow, Russian Federation

<sup>2</sup> National Research University Moscow Power Engineering Institute, Moscow, Russian Federation

<sup>3</sup> The First Sechenov Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation

<sup>4</sup> Federal Research Center Computer Science and Control of the Russian Academy of Sciences, Moscow, Russian Federation

<sup>5</sup> Moscow State University of Medicine and Dentistry named after A.I. Evdokimov, Moscow, Russian Federation

### **ABSTRACT**

**BACKGROUND:** Doppler twinkling artifact is a rapid change of colors seen in CFI-mode in the presence of kidney stones, calculi, etc. Therefore numerous researchers try to use the twinkling artifact as a useful diagnostic sign. However, this phenomenon is under-researched, because the majority of assumptions concerning its causes are made on the basis of pure visual observations of the scanner's screen leaving the important steps of signal transformation hidden behind the "black box" curtains of ultrasound machines.

**MATERIALS AND METHODS:** Raw radiofrequency ultrasound signals were recorded in the phantom studies. The recorded echoes were received from objects which create the Doppler twinkling artifact and also from artificial blood vessels and soft tissues imitators. The data were collected between June 2016 and March 2021. Sonomed-500 with the 7.5 L38 and 3.4 C60 probes served as the research machine for the signal capture.

**Data records:** We present the database containing raw radiofrequency ultrasound signals from the beam former output of the research ultrasound machine. The dataset consists of CFI and B-mode echoes recorded from twinkling objects. Therefore, this database can be useful for those who test, develop and study ultrasound signal processing algorithms. The database is freely available online. The 10.5 GB database consists of echoes received from five phantoms. Raw radiofrequency signals were stored in the binary files; scanning parameters were stored in text files. The database is available at: [https://mosmed.ai/datasets/ultrasound\\_doppler\\_twinkling\\_artifact](https://mosmed.ai/datasets/ultrasound_doppler_twinkling_artifact).

**Code availability:** Anyone can visualize the database content with the specially written program called TwinklingDatasetDisplay available at: <https://github.com/Center-of-Diagnostics-and-Telemedicine/TwinklingDatasetDisplay.git>.

**Usage notes:** The database can be used to test and develop signal-processing algorithms, such as wall filtration, velocity estimation, feature extraction, speckle reduction, etc. Anyone is free to share (copy, distribute, and transmit) and to remix (adapt and make derivative works) the dataset as long as appropriate credit is given.

**Keywords:** ultrasonography; color flow imaging; doppler twinkling artifact; dataset; raw radiofrequency signals; ultrasound phantoms.

### **To cite this article**

Leonov DV, Reshetnikov RV, Kulberg NS, Nasibullina AA, Gromov AI. Doppler twinkling artifact observations: an open-access database of raw ultrasonic signals. *Digital Diagnostics*. 2021;2(3):00–00. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD76511>

Received: 27.04.2021

Accepted: 24.08.2021

Published: 27.09.2021

ARTICLE IN PRESS

## ОБОСНОВАНИЕ

Мерцающий артефакт в режиме цветового доплеровского картирования проявляется в виде быстрой хаотической смены окрашенных пикселей на экране ультразвукового медицинского прибора. Он наблюдается в режимах, предназначенных изначально для исследования кровотока, при этом окрашиваются участки, где движение крови исключено. Клиническая значимость проблемы состоит в том, что мерцающий артефакт можно использовать в качестве дополнительного диагностического признака при поиске почечных камней, камней мочеточников и мочевого пузыря, конкрементов желчного пузыря и желчных протоков. Он может быть полезен также для обнаружения микрокальцинатов, встречающихся в новообразованиях молочной железы [1–8]. Широкая распространённость и социальная значимость этих заболеваний, возможные трудности при их выявлении с помощью традиционной ультразвуковой визуализации требуют поиска дополнительных диагностических опций, одной из которых могло бы стать умелое использование мерцающего артефакта. Стоит отметить, что выявляемость и интенсивность мерцающего артефакта весьма переменчивы и зависят от аппаратуры и настроек сканирования.

Для объяснения причины возникновения мерцающего артефакта было выдвинуто несколько конкурирующих, слабо связанных между собой гипотез [9–16]. В доказательство своих гипотез большинство авторов приводят изображения с экрана ультразвукового прибора. Фактически для авторов этих гипотез ультразвуковой прибор являлся «чёрным ящиком». Предположения о причинах мерцающего артефакта сделаны без возможности изучить все шаги обработки сигнала. Таким образом, большинство гипотез невозможно проверить по существу.

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

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

## МЕТОДЫ

### Критерии соответствия

В базу включены цифровые записи наблюдений искусственных объектов (фантомов), содержащие признаки мерцающего артефакта. Для включения объекта в базу проводили исследование на двух различных ультразвуковых приборах, добиваясь на обоих появления стабильной картины мерцания. В базу включены также записи потока жидкости в канале доплеровского фантома, имитирующие нормальный кровоток в сосуде.

### Продолжительность сбора данных

Исследование проводилось в период с июля 2016 по июль 2021 г.

### Ультразвуковое оборудование

Данные получены из трактов цветового доплеровского картирования и В-визуализации ультразвукового прибора «Сономед-500» (Спектрмед, Москва), при этом

использовались линейный (7.5 L38) и конвексный (3.4 C60) датчики.

Радиочастотные сигналы, из которых формируется база данных, получены следующим образом (рис. 1). 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 решётки. В аналоговом приёмном 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.

Для контроля достоверности наблюдений использовали вспомогательный прибор Medison SA-8000 EX (Корея), который не обеспечивает доступ к «сырым» данным. На нём получали доплеровские изображения тестовых объектов и добивались появления мерцающего артефакта, как на основном приборе, при этом использовался линейный датчик L5-9EC и конвексный C3-7ED. Использование контрольной машины позволяло убедиться, что артефакт вызван объективными физическими процессами, происходящими на исследуемом объекте. Это снижает вероятность ситуаций, при которых мерцание вызвано не свойствами объекта, а какими-либо особенностями одного из приборов.

### Принцип получения 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. 2). 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.

Общий размер области интереса определяет число лучей ( $S \times M$ ). Один луч состоит из  $P$  комплексных отсчётов. 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).

## Исследуемые объекты и условия наблюдения

Большая часть базы данных содержит сигналы, отражённые 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*. Это сделано с целью, чтобы эксперименты можно было воспроизвести в независимых условиях. 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, мощности 74% для В-режима; для режима ЦДК несущая частота составляла 6,3 МГц, мощность 97%, частота повторения импульса 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 импульса 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)) 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 тканемитирующего 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. 3). 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.

### Формат файлов базы данных

Радиочастотные сигналы записаны в бинарной форме в файл с расширением .dat (рис. 4). В нём содержатся комплексные данные для построения кадра в В-режиме (*B-frame*) и ЦДК (*CFM-frame*). Действительная и мнимая часть каждого отсчёта записана в формате «32 bit little-endian (LE) signed integer». Запись проводится таким образом, что вначале записывается 20-битный заголовок, обозначенный на рис. 4 символом *H*, потом идут отсчёты первого луча В-изображения, обозначенные *B-sample*, потом заголовок и отсчёты второго и последующих лучей В-изображения.

Далее записываются отсчёты для построения ЦДК, обозначенные *CFI-sample*, причём сначала записывается заголовок *H*, потом пишутся все отсчёты по глубине, полученные для первого импульса в пачке и первого луча из первой группы (*sweep*). Так

получаем первую строку данных ЦДК; каждая последующая строка также 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 нём 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 [17–30]. Все программные модули написаны на языке C++ с использованием библиотеки XRAD [31]. Программа находится в открытом доступе (<https://github.com/Center-of-Diagnostics-and-Telemedicine/TwinklingDatasetDisplay.git>). Исполняемые файлы под ОС Windows также включены в состав базы данных.

Программа TwinklingDatasetDisplay позволяет:

- открывать файлы формата .dat, используя информацию из сопровождающих файлов .par;
- 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. 5**. Здесь показаны характерные графики сигналов из разных областей:

- область движения кровеймитирующей 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. 5, a**);
- область мягких тканей в отсутствии движения (после фильтрации сигнала от тканей остался лишь шум; см. **рис. 5, b**);
- область наблюдения мерцающего артефакта на стальной проволоке (наблюдается случайный сигнал, который отличается от шума на **рис. 5, b** большей дисперсией; см. **рис. 5, c**);
- область наблюдения мерцающего артефакта на гладком объекте (в сигнале заметна периодичность, вызванная микроколебаниями наблюдаемого объекта; см. **рис. 5, d**).

### **Состав базы данных**

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

На **рис. 6** представлен внешний вид и схема фантома; на **рис. 7** приведены примеры сонограмм. При поперечном сканировании линейный датчик установлен под углом  $60^\circ$  к сосуду, скорость потока равна 30 см/с, данные получены при 5; 9 и 17 зондирующих импульсах в последовательности, частота повторения импульсов равна 2,5 кГц. При этом наблюдалась типичная сонограмма, которую можно видеть при исследовании сонной артерии.

При продольном сканировании линейным датчиком скорость потока устанавливалась равной 50 см/с, исследование проведено при 17 зондирующих импульсах и частоте 1 кГц. Проекция скорости, отображаемая в доплеровском режиме, была близка к

нулю. Такое исследование может быть полезно для отладки алгоритмов картирования.

Выполняли также продольное сканирование конвексным датчиком, при этом выполнено 3 исследования при различной скорости потока (30 см/с; 65 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. 7 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 [32].

2. Набор исследований специального фантома, изготовленного для изучения мерцающего артефакта (рис. 8; подробное описание фантома доступно в [32]).

При исследовании 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). Набор содержит исследования, проведенные с использованием линейного датчика при 9 зондирующих импульсах и частоте повторения импульса 1 кГц. Характерные сонограммы приведены на рис. 9. Можно видеть, что при заполнении фантома этанолом мерцающий артефакт проявляется значительно реже, чем при использовании иных сред. В воде также заметно проявление артефакта на воздушных пузырьках, поднимающихся от деревянного стержня. Можно заметить также, что интенсивность мерцания на алюминиевых стержнях заметно больше, чем на пластиковых и деревянных.

3. Набор исследований эластографического фантома молочной железы Blue Phantom, содержащий 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. 10 (a, b), содержит включения, моделирующие микрокальцинаты; на рис. 10 (c) они указаны стрелкой на срезе компьютерной томограммы. На этих включениях в режиме ЦДК (рис. 10, d) наблюдался мерцающий артефакт при низкой частоте повторения импульса. С ростом частоты интенсивность артефакта снижалась до полного исчезновения на частотах более 1 кГц.

4. 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. 11.

5. 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. 9, древесина подверглась длительному предварительному увлажнению и дегазации. Как видно из рис. 12, оба объекта порождают акустическую тень и на В-изображении имеют одинаковую экзогенность. Однако на металле мерцающий артефакт возникает, а на дереве — нет. Разница наблюдений позволяет связать один из видов мерцания с воздушными микропузырьками в структуре древесины.

### **Заметки о применении базы данных**

В большинстве работ [1–8, 10–13], посвящённых мерцающему артефакту, исследования проводятся на основе общедоступных ультразвуковых диагностических приборов, не дающих доступ в тракт обработки сигналов. Ультразвуковой прибор в таких исследованиях можно считать «чёрным ящиком», а анализ, проводимый лишь по сонограммам на экране прибора, недостаточно информативен и создаёт 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 [33] 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. с её помощью можно создавать новые инструменты [17] для выявления почечных камней и иных объектов, ассоциируемых с проявлением мерцающего артефакта.

При помощи базы данных мы провели ряд исследований, в которых:

- 1) 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 [32];
- 2) разработали особый режим, который позволяет отображать мерцание не как ошибку доплерографии, которая случайно оказалась полезна, а как специальную диагностическую опцию [17, 34]. Пользуясь этим режимом, можно «вытягивать» мерцание там, где обычный прибор его не покажет. Можно отображать мерцание и кровотоков по отдельности или вместе, используя различные цветовые шкалы;
- 3) провели сравнительный анализ алгоритмов фильтрации колебаний стенок сосудов (*wall filters*) [35, 36]. В литературе появляются всё новые алгоритмы фильтрации [37–40], и благодаря публикуемой базе данных у желающих есть возможность сравнить их.

В качестве развития базы данных представляет интерес её 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 её открытый код на языке C++ позволяет вносить собственные усовершенствования.

Приведённое в статье описание базы данных даёт достаточно информации для открытия её 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.).

### **Доступность кода**

Для просмотра базы данных доступен исходный код программы: <https://github.com/Center-of-Diagnostics-and-Telemedicine/TwinklingDatasetDisplay.git>.

### **Условия использования**

В статье представлена база данных, содержащая цифровые записи «сырых» радиочастотных сигналов из тракта предварительной обработки ультразвукового прибора «Сономед-500». База общим объёмом 10,5 Гб содержит преимущественно исследования объектов, на которых наблюдается мерцающий артефакт, в режиме ЦДК кровотока. Наиболее очевидная область применения БД — разработка и тестирование алгоритмов обработки сигналов ультразвуковых диагностических приборов. База данных находится в открытом доступе в сети Интернет ([https://mosmed.ai/datasets/ultrasound\\_doppler\\_twinkling\\_artifact](https://mosmed.ai/datasets/ultrasound_doppler_twinkling_artifact)).

База доступна под лицензией Creative Commons Attribution – Noncommercial – Share Alike (CC BY-NC-SA). В случае публикации результатов, полученных с использованием базы данных, просим ссылаться на эту статью. В случае создания производных продуктов необходимо распространять их под той же лицензией. Любые попытки получения финансовой выгоды от использования базы данных не допускаются.

### **ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ**

**Источник финансирования.** Статья подготовлена в рамках научно-исследовательской работы (ЕГИСУ №: АААА-А20-120071090054-9) в соответствии с Программой Департамента здравоохранения города Москвы «Научное обеспечение столичного здравоохранения» на 2020–2022 годы.

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

**Вклад авторов.** Д.В. Леонов, Н.С. Кульберг — концепция и дизайн исследования, сбор и обработка материалов, подготовка иллюстраций, написание текста рукописи; Р.В. Решетников и А.А. Насибуллина — участие в формировании плана исследования, обсуждение каждого раздела рукописи, проверка базы данных, подготовка иллюстраций; А.И. Громов — концепция и дизайн исследования, редактирование рукописи. Все авторы подтверждают соответствие своего авторства международным критериям ICMJE (все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией).

**Funding source.** This article was prepared with support of Moscow Healthcare Department as a part of Program “Scientific Support of the Capital's Healthcare” for 2020–2022 (Unified State Information System for Accounting of Research, Development, and Technological Works No: АААА-А20-120071090054-9).

**Competing interests.** The authors declare that they have no competing interests

**Authors' contribution.** Kulberg NS, Leonov DV - research concept and design, data collection and processing, preparation of illustrations, writing the text of the manuscript; Reshetnikov RV, Nasibullina AA - participation in the formation of the research plan and discussion each chapter of the manuscript, checking the database, preparing illustrations  
Gromov AI - research concept and design, manuscript editing

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. 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: 10.2214/ajr.15.14998
2. Fujimoto Y., Shimono C., Shimoyama N., Osaki M. Twinkling artifact of microcalcifications in breast ultrasound // *Ultrasound Med Biol*. 2017. Vol. 43, Suppl. 1. P. S21. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2017.08.1010
3. Bennett J.M., Estrada J.C., Shoemaker M.B., Pretorius M. Twinkling artifact associated with guidewire placement // *Anesth Analg*. 2015. Vol. 121, N 1. P. 69–71. doi: 10.1213/ane.0000000000000683
4. 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, N 2. P. 215–219. doi: 10.1007/s00240-016-0891-8
5. 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, N 7. P. 1180–1187. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2012.03.003
6. Yavuz A., Ceken K., Alimoglu E., Kabaalioglu A. 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, N 2. P. 215–222. doi: 10.1007/s10396-014-0599-8
7. 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, N 6. P. 1291–1295. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2018.01.003
8. 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, N 5. P. 413–423. doi: 10.1016/j.rx.2018.04.004
9. 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*. 2013. Vol. 39, N 6. P. 1026–1038. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2013.01.011
10. 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, N 8. P. 433–439. doi: 10.1002/(sici)1097-0096(199910)27:8<433::aid-jcu4>3.0.co;2-1
11. Rahmouni A., Bargoin R., Herment A., et al. Color doppler twinkling artifact in hyperechoic regions // *Radiology*. 1996. Vol. 199, N 1. P. 269–271. doi: 10.1148/radiology.199.1.8633158
12. Kamaya A., Tuthill T., Rubin J.M. Twinkling artifact on color Doppler sonography: dependence on machine parameters and underlying cause // *Am J Roentgenol*. 2003. Vol. 180, N 1. P. 215–222. doi: 10.2214/ajr.180.1.1800215
13. 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*. 2002: Vol. 4, N 1. P. 265–269. doi: 10.1148/radiol.2241010511
14. Seghal C. Apparatus for imaging an element within a tissue and method therefor // *United States Patent*. 1999. Vol. 477, N 5. P. 997.

15. 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, N 10. P. 1698–708. doi: 10.1109/TUFFC.2014.006502
16. 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, N 2. P. 025011. doi: 10.1088/1361-6560/aa9a2f
17. 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, N 5. P. 624–636. doi: 10.1134/S1063771018050068
18. Yu A.C., Johnston K.W., Cobbold R.S. Frequency-based signal processing for ultrasound color flow imaging // *Canadian Acoustics*. 2007. Vol. 35, N 2. P. 11–23.
19. Yu A.C., Løvstakken L. Eigen-based clutter filter design for ultrasound color flow imaging: a review // *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2010. Vol. 57, N 5. P. 1096–1111. doi: 10.1109/TUFFC.2010.1521
20. Yu A.C., Cobbold R.S. Single-Ensemble-based eigen-processing methods for color flow imaging — Part I. The Hankel-SVD filter // *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2008. Vol. 55, N 3. P. 559–572. doi: 10.1109/TUFFC.2008.682
21. 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 Engineering*. 2013. Vol. 33, N 3. P. 309–318. doi: 10.5405/jmbe.1368
22. Yoo Y.M., Managuli R., Kim Y. Adaptive clutter filtering for ultrasound color flow imaging // *Ultrasound Med Biol*. 2003. Vol. 29, N 9. P. 1311–1320. doi: 10.1016/S0301-5629(03)01014-7
23. Torp H. Clutter rejection filters in color flow imaging: a theoretical approach // *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 1997. Vol. 44, N 2. P. 417–424. doi: 10.1109/58.585126
24. Wang P.D., Shen Y., Feng N.Z. A novel clutter rejection scheme in color flow imaging // *Ultrasonics*. 2006. Vol. 44, Suppl 1. P. e303–305. doi: 10.1016/j.ultras.2006.06.017
25. Bjærum S., Torp H. Statistical evaluation of clutter filters in color flow imaging // *Ultrasonics*. 2000. Vol. 38, N 1-8. P. 376–380. doi: 10.1016/s0041-624x(99)00153-5
26. Kargel C., Hoebenreich G., Plevnik G., et al. Velocity estimation and adaptive clutter filtering for color flow imaging // *WSEAS*. 2002. P. 1711–1716.
27. Kargel C., Hoebenreich G., Trummer B., Insana M.F. Adaptive clutter rejection filtering in ultrasonic strain-flow imaging // *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2003. Vol. 50, N 7. P. 824–835. doi: 10.1109/tuffc.2003.1214502
28. 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. Vol. 2008. P. 785243. doi: 10.1155/2008/785243
29. Gerbands J.J. On the relationships between SVD, KLT and PCA // *Pattern Recognition*. 1981. Vol. 14. P. 375–381. doi: 10.1016/0031-3203(81)90082-0
30. 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. Trondheim; 2007. Режим доступа: <https://pdfslide.net/documents/signal-processing-in-diagnostic-ultrasound-algorithms-for-real-time-.html>. Дата обращения: 14.08.2021.
31. XRAD C++ software library. Режим доступа: <https://github.com/Center-of-Diagnostics-and-Telemedicine/xrad.git>. Дата обращения: 14.08.2021.
32. Leonov D.V., Kulberg N.S., Gromov A.I., et al. Causes of ultrasound doppler twinkling artifact // *Acoust Phys*. 2018. Vol. 64, N 1. P. 105–114. doi: 10.1134/S1063771018010128

33. 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.
34. Leonov D.V., Kulberg N.S., Gromov A.I., Morozov S.P. Detection of microcalcifications using the ultrasound Doppler twinkling artifact // *Biomedical Engineering*. 2020. Vol. 54, N 3. P. 174–178. doi: 10.1007/s10527-020-09998-y
35. Leonov D.V., Kulberg N.S., Fin V.A., et al. Clutter filtering for diagnostic ultrasound color flow imaging // *Biomedical Engineering*. 2019. Vol. 53, N 3. P. 217–221. doi: 10.1007/s10527-019-09912-1
36. 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, N 2. P. 97–101. doi: 10.1007/s10527-019-09885-1
37. Song P., Manduca A., Trzasko J.D., Chen S. Ultrasound small vessel imaging with block-wise adaptive local clutter filtering // *IEEE Trans Med Imaging*. 2017. Vol. 36, N 1. P. 251–262. doi: 10.1109/TMI.2016.2605819
38. 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, N 11. P. 1878–1889. doi: 10.1109/TUFFC.2016.2616112
39. 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, N 3. P. 390–399. doi: 10.1109/TUFFC.2017.2784183
40. 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, N 1. P. 150–163. doi: 10.1109/TUFFC.2016.2606598

## REFERENCES

1. Masch WR, Cohan RH, Ellis JH, 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;206:326–331. doi: 10.2214/ajr.15.14998
2. Fujimoto Y, Shimono C, Shimoyama N, Osaki M. Twinkling artifact of microcalcifications in breast ultrasound. *Ultrasound Med Biol*. 2017;43(Suppl. 1):S21. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2017.08.1010
3. Bennett J.M., Estrada J.C., Shoemaker M.B., Pretorius M. Twinkling Artifact Associated with Guidewire Placement. *Anesth Analg*. 2015;121(1):69–71. doi: 10.1213/ane.0000000000000683
4. 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;45(2):215–219. doi: 10.1007/s00240-016-0891-8
5. Winkel RR, Kalhauge A, Fredfeldt KE. The usefulness of ultrasound colour-Doppler twinkling artefact for detecting urolithiasis compared with low dose nonenhanced computerized tomography. *Ultrasound Med Biol*. 2012;38(7):1180–1187. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2012.03.003
6. Yavuz A, Ceken K, Alimoglu E, Kabaalioglu A. The reliability of color Doppler "twinkling" artifact for diagnosing millimetrical nephrolithiasis: comparison with B-Mode US and CT scanning results. *J Med Ultrasonics*. 2015;42(2):215–222. doi: 10.1007/s10396-014-0599-8

7. 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;44(6):1291–1295. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2018.01.003
8. Relea A, Alonso JA, González M, et al. Usefulness of the twinkling artifact on Doppler ultrasound for the detection of breast microcalcifications. *Radiología*. 2018;60(5):413–423. doi: 10.1016/j.rx.2018.04.004
9. Lu W, Sapozhnikov OA, Bailey MR, et al. Evidence for trapped surface bubbles as the cause for the twinkling artifact in ultrasound imaging. *Ultrasound Med*. 2013;39(6):1026–1038. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2013.01.011
10. Aytac SK, Ozcan H. Effect of color Doppler system on the «twinkling» sign associated with urinary tract calculi. *J Clin Ultrasound*. 1999;27(8):433–439. doi: 10.1002/(sici)1097-0096(199910)27:8<433::aid-jcu4>3.0.co;2-1
11. Rahmouni A, Bargoin R, Herment A, et al. Color Doppler Twinkling artifact in hyperechoic regions. *Radiology*. 1996;199(1):269–271. doi: 10.1148/radiology.199.1.8633158
12. Kamaya A, Tuthill T, Rubin JM. Twinkling artifact on color Doppler sonography: dependence on machine parameters and underlying cause. *Am J Roentgenol*. 2003;180(1):215–222. doi: 10.2214/ajr.180.1.1800215
13. Weinstein SP, Seghal C, Conant EF, Patton JA. Microcalcifications in breast tissue phantoms visualized with acoustic resonance coupled with power doppler US: initial observations. *Radiology*. 2002;224(1):265–269. doi: 10.1148/radiol.2241010511
14. Seghal C. Apparatus for imaging an element within a tissue and method therefor. *United States Patent*. 1999;477(5):997.
15. Li T, Khokhlova TD, Sapozhnikov OA, et al. A new active cavitation mapping technique for pulsed HIFU applications—bubble Doppler. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2014;61(10):1698–1708. doi: 10.1109/TUFFC.2014.006502
16. Simon JC, Sapozhnikov OA, Kreider W, et al. The role of trapped bubbles in kidney stone detection with the color Doppler ultrasound twinkling artifact. *Phys Med Biol*. 2018;63(2):025011. doi: 10.1088/1361-6560/aa9a2f
17. Leonov DV, Kulberg NS, Gromov AI, et al. Diagnostic mode detecting solid mineral inclusions in medical ultrasound imaging. *Acoust Phys*. 2018;64(5):624–636. doi: 10.1134/S1063771018050068
18. Yu AC, Johnston KW, Cobbold RS. Frequency-based signal processing for ultrasound color flow imaging. *Canadian Acoustics*. 2007;35(2):11–23.
19. Yu AC, Løvstakken L. Eigen-based clutter filter design for ultrasound color flow imaging: a review. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2010;57(5):1096–1111. doi: 10.1109/TUFFC.2010.1521
20. Yu AC, Cobbold RS. Single-ensemble-based eigen-processing methods for color flow imaging — Part I. The Hankel-SVD filter. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2008;55(3):559–572. doi: 10.1109/TUFFC.2008.682
21. Shen Z, Feng N, Shen Y, Lee CH. An improved parametric relaxation approach to blood flow signal estimation with single-ensemble in color flow imaging. *J Med Biomed Engineering*. 2013;33(3):309–318. doi: 10.5405/jmbe.1368
22. Yoo YM, Managuli R, Kim Y. Adaptive clutter filtering for ultrasound color flow imaging. *Ultrasound Med Biol*. 2003;29(9):1311–1320. doi: 10.1016/S0301-5629(03)01014-7
23. Torp H. Clutter rejection filters in color flow imaging: a theoretical approach. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 1997;44(2):417–424. doi: 10.1109/58.585126
24. Wang PD, Shen Y, Feng NZ. A novel clutter rejection scheme in color flow imaging. *Ultrasonics*. 2006;44(Suppl 1):e303–305. doi: 10.1016/j.ultras.2006.06.017
25. Bjærum S, Torp H. Statistical evaluation of clutter filters in color flow imaging. *Ultrasonics*. 2000;38(1-8):376–380. doi: 10.1016/s0041-624x(99)00153-5

26. Kargel C, Hoebenreich G, Plevnik G, et al. Velocity estimation and adaptive clutter filtering for color flow imaging. *WSEAS*. 2002. P. 1711–1716.
27. Kargel C, Höbenreich G, Trummer B, Insana MF. Adaptive clutter rejection filtering in ultrasonic strain-flow imaging. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2003;50(7):824–835. doi: 10.1109/tuffc.2003.1214502
28. Lo MT, Hu K, Peng CK, Novak V. Multimodal pressure flow analysis: application of hilbert huang transform in carabral blood flow regulation. *EURASIP J Adv Signal Process*. 2008;2008:785243. doi: 10.1155/2008/785243
29. Gerbands JJ. On the relationships between SVD, KLT and PCA. *Pattern Recognition*. 1981;14:375–381. doi: 10.1016/0031-3203(81)90082-0
30. 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. Trondheim; 2007. Available from: <https://pdfslide.net/documents/signal-processing-in-diagnostic-ultrasound-algorithms-for-real-time-.html>. Accessed: 14.08.2021.
31. XRAD C++ software library. Available from: <https://github.com/Center-of-Diagnostics-and-Telemedicine/xrad.git>. Accessed: 14.08.2021.
32. Leonov DV, Kulberg NS, Gromov AI., et al. Causes of ultrasound doppler twinkling artifact. *Acoust Phys*. 2018;64(1):105–114. doi: 10.1134/S1063771018010128
33. Mari JM, Cachard C. Acquire real-time RF digital ultrasound data from a commercial scanner. *Electronic J Technical Acoustics*. 2007;3:28–43.
34. Leonov DV, Kulberg NS, Gromov AI, Morozov SP. Detection of microcalcifications using the ultrasound Doppler twinkling artifact. *Biomedical Engineering*. 2020;54(3):174–178. doi: 10.1007/s10527-020-09998-y
35. Leonov DV, Kulberg NS, Fin VA, et al. Clutter filtering for diagnostic ultrasound color flow imaging. *Biomedical Engineering*. 2019;53(3):217–221. doi: 10.1007/s10527-019-09912-1
36. Leonov DV, Kulberg NS, Fin VA, et al. Comparison of filtering techniques in ultrasound color flow imaging. *Biomedical Engineering*. 2019;53(2):97–101. doi: 10.1007/s10527-019-09885-1
37. Song P, Manduca A, Trzasko JD, Chen S. Ultrasound small vessel imaging with block-wise adaptive local clutter filtering. *IEEE Trans Med Imaging*. 2017;36(1):251–262. doi: 10.1109/TMI.2016.2605819
38. Li YL, 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;63(11):1878–1889. doi: 10.1109/TUFFC.2016.2616112
39. Chee AJ, Alfred CH. Receiver operating characteristic analysis of eigen-based clutter filters for ultrasound color flow imaging. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2017;65(3):390–399. doi: 10.1109/TUFFC.2017.2784183
40. Chee AJ, Yiu BY, Alfred CH. A GPU-Parallelized eigen-based clutter filter framework for ultrasound color flow imaging. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2017;64(1):150–163. doi: 10.1109/TUFFC.2016.2606598

ОБ АВТОРАХ	AUTHORS INFO
* <b>Леонов Денис Владимирович</b> , к.т.н.; адрес: Россия, 109029, Москва, ул. Средняя Калитниковская, д. 28, стр. 1; ORCID: <a href="http://orcid.org/0000-0003-0916-6552">http://orcid.org/0000-0003-0916-6552</a> ; eLibrary SPIN: 5510-4075; e-mail:	* <b>Denis V. Leonov</b> , Cand. Sci. (Tech); address: 8-1, Srednyaya Kalitnikovskaya street, Moscow, 109029, Russia; ORCID: <a href="http://orcid.org/0000-0003-0916-6552">http://orcid.org/0000-0003-0916-6552</a> ; eLibrary SPIN: 5510-4075; e-mail:

strat89@mail.ru	strat89@mail.ru
<b>Решетников Роман Владимирович</b> , к.ф.-м.н.; ORCID: <a href="http://orcid.org/0000-0002-9661-0254">http://orcid.org/0000-0002-9661-0254</a> ; eLibrary SPIN: 8592-0558; e-mail: <a href="mailto:reshetnikov@fbb.msu.ru">reshetnikov@fbb.msu.ru</a>	<b>Roman V. Reshetnikov</b> , Cand. Sci. (Phys.-Math.); ORCID: <a href="http://orcid.org/0000-0002-9661-0254">http://orcid.org/0000-0002-9661-0254</a> ; eLibrary SPIN: 8592-0558; e-mail: <a href="mailto:reshetnikov@fbb.msu.ru">reshetnikov@fbb.msu.ru</a>
<b>Кульберг Николай Сергеевич</b> , к.ф.-м.н.; ORCID: <a href="http://orcid.org/0000-0001-7046-7157">http://orcid.org/0000-0001-7046-7157</a> ; eLibrary SPIN: 2135-9543; e-mail: <a href="mailto:kulberg@npcmr.ru">kulberg@npcmr.ru</a>	<b>Nikolay S. Kulberg</b> , Cand. Sci. (Phys.-Math.); ORCID: <a href="http://orcid.org/0000-0001-7046-7157">http://orcid.org/0000-0001-7046-7157</a> ; eLibrary SPIN: 2135-9543; e-mail: <a href="mailto:kulberg@npcmr.ru">kulberg@npcmr.ru</a>
<b>Насибуллина Анастасия Александровна</b> ; ORCID: <a href="http://orcid.org/0000-0003-1695-7731">http://orcid.org/0000-0003-1695-7731</a> ; eLibrary SPIN: 2482-3372; e-mail: <a href="mailto:nastya.nasibullina@yandex.ru">nastya.nasibullina@yandex.ru</a>	<b>Anastasia A. Nasibullina</b> ; ORCID: <a href="http://orcid.org/0000-0003-1695-7731">http://orcid.org/0000-0003-1695-7731</a> ; eLibrary SPIN: 2482-3372; e-mail: <a href="mailto:nastya.nasibullina@yandex.ru">nastya.nasibullina@yandex.ru</a>
<b>Громов Александр Игоревич</b> , д.м.н., профессор; ORCID: <a href="http://orcid.org/0000-0002-9014-9022">http://orcid.org/0000-0002-9014-9022</a> ; eLibrary SPIN: 6842-8684; e-mail: <a href="mailto:gromov.ai@medsigroup.ru">gromov.ai@medsigroup.ru</a>	<b>Alexandr I. Gromov</b> , MD, Dr. Sci. (Med.), Professor; ORCID: <a href="http://orcid.org/0000-0002-9014-9022">http://orcid.org/0000-0002-9014-9022</a> ; eLibrary SPIN: 6842-8684; e-mail: <a href="mailto:gromov.ai@medsigroup.ru">gromov.ai@medsigroup.ru</a>
* Автор, ответственный за переписку	* Corresponding author

ARTICLE IN PRESS

**Таблица.** 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 <i>sweep</i> , 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 $a$ и $b$ — номера В-лучей, определяющих левую и правую границы окна ЦДК, $c$ — количество ЦДК-лучей	$Q$
Number of CFM beams	Число лучей в режиме ЦДК	$S \times M$
Number of first CFM sample	Позиция окна ЦДК по глубине относительно В-изображения	-

**Примечание.** ЦДК — цветное доплеровское картирование.

ARTICLE IN PRESS

РИСУНКИ

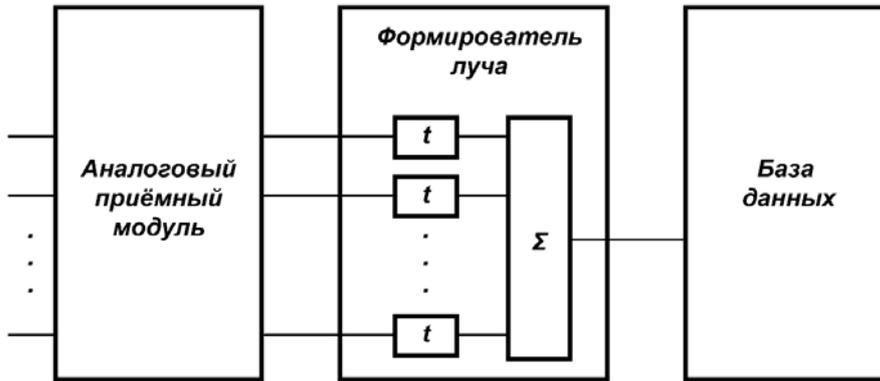


Рис. 1. Схема захвата данных.

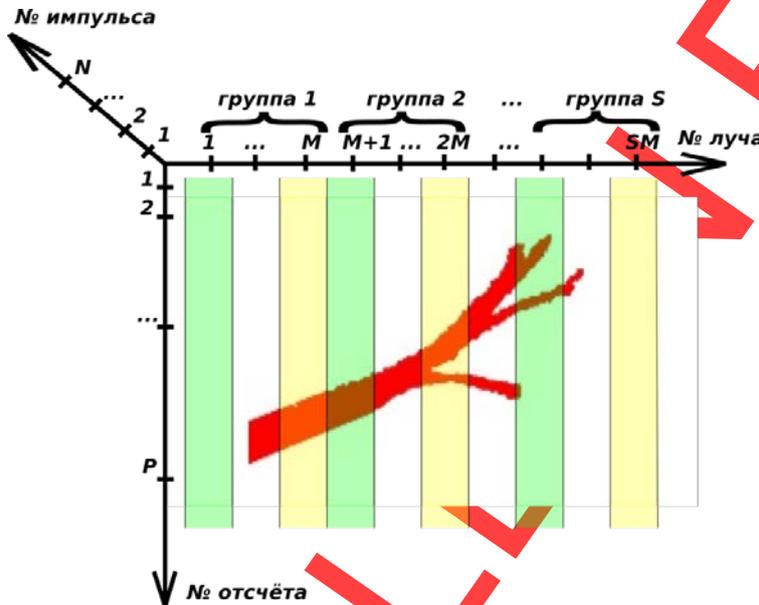


Рис. 2. Пояснение схемы сканирования в режиме цветного доплеровского картирования. Цветовая кодировка у вертикальных полос соответствует номеру луча в группе лучей (sweep). Красным цветом показан исследуемый сосуд.

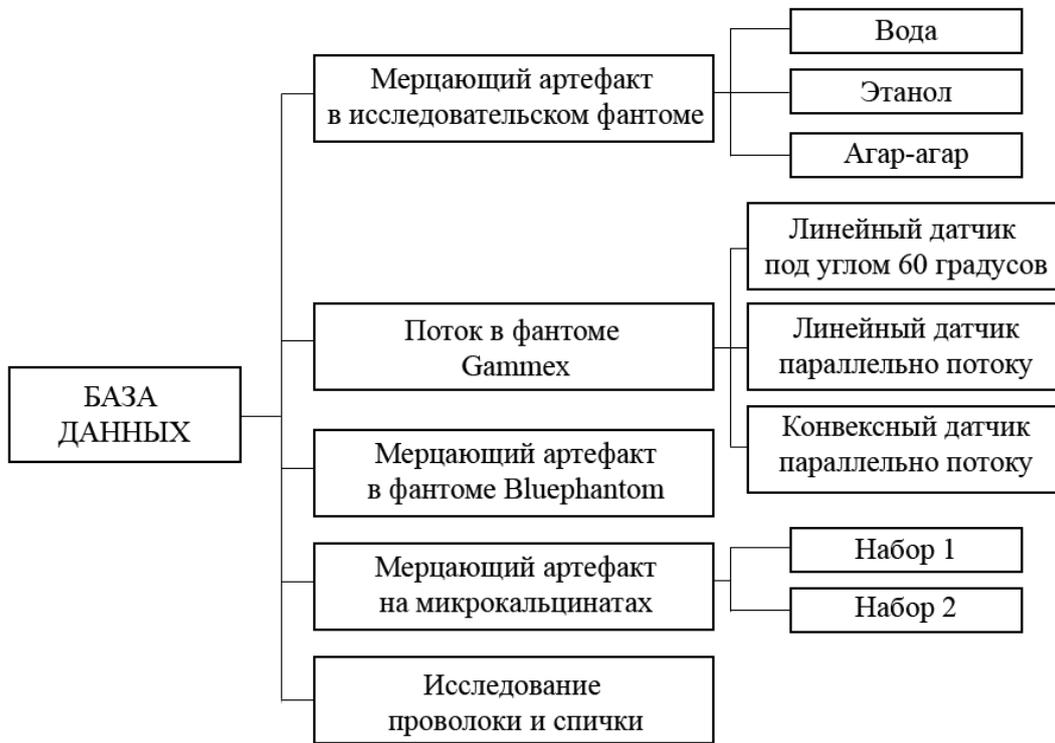


Рис. 3. Состав базы данных.

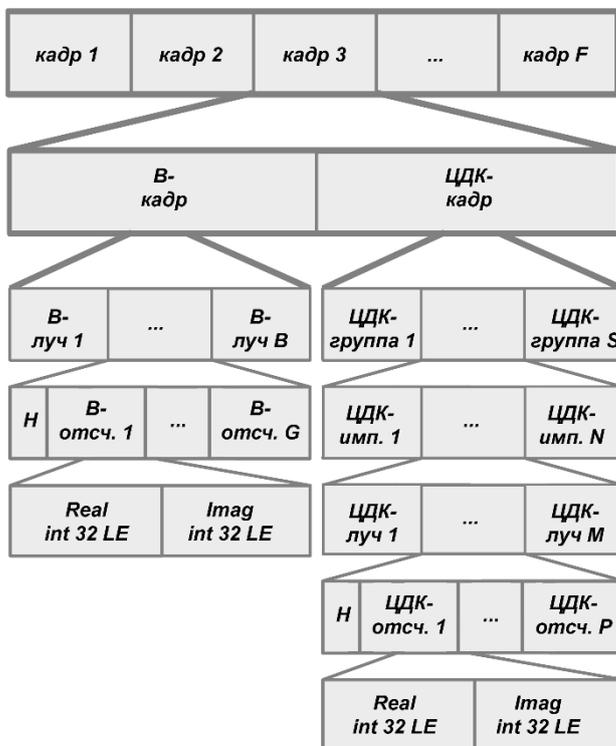
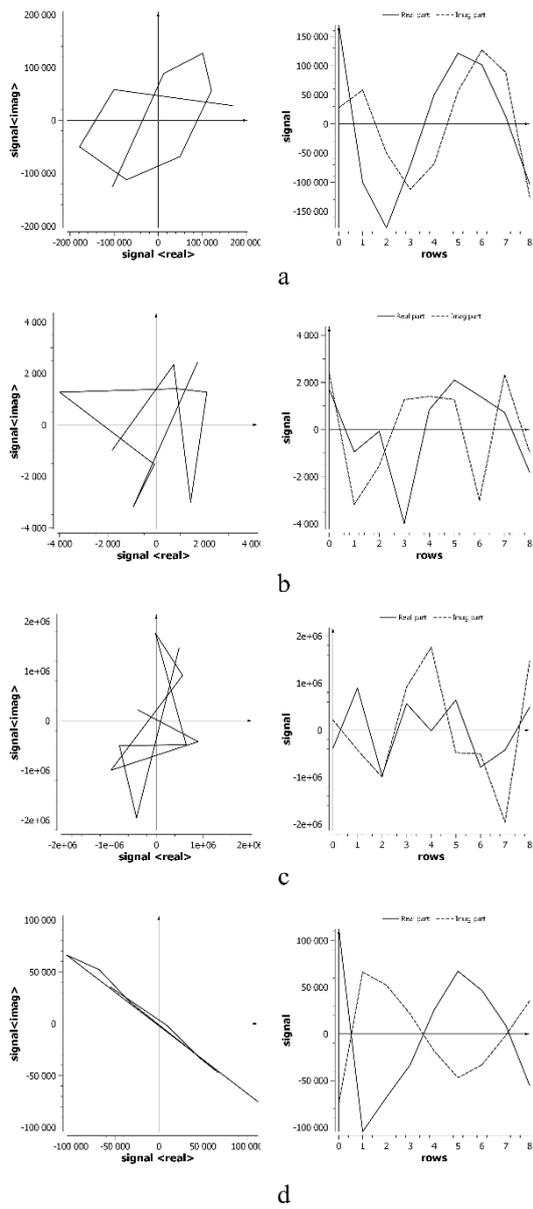


Рис. 4. Схема хранения «сырых» радиочастотных данных в файле \*.dat.



**Рис. 5.** Примеры визуализации радиочастотных сигналов с помощью программы TwinklingDatasetDisplay: *a* — поток жидкости в фантоме Gammex; *b* — область мягких тканей в отсутствие движения; *c* — сигнал мерцающего артефакта на шероховатом объекте; *d* — 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.

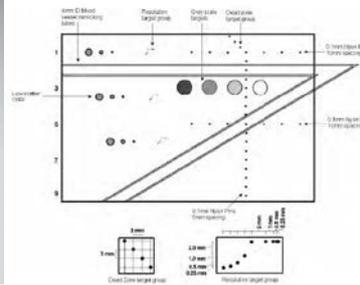


Рис. 6. Внешний вид и схема фантома Gammex 1430 LE Mini-Doppler.

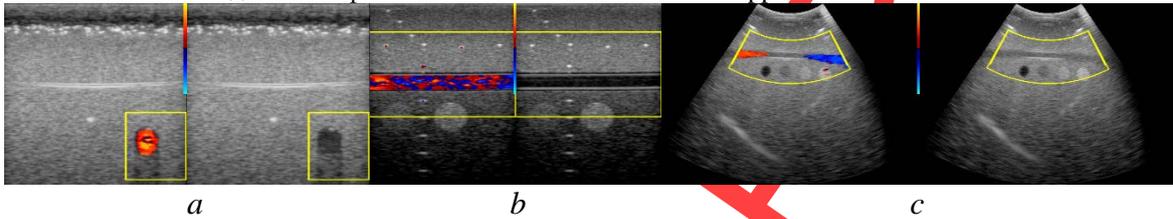


Рис. 7. Сонограммы фантома Gammex: *a* — при исследовании линейным датчиком под углом  $60^\circ$  к потоку; *b* — параллельно потоку; *c* — при исследовании конвексным датчиком.

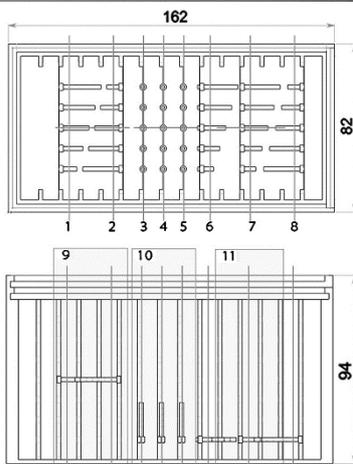
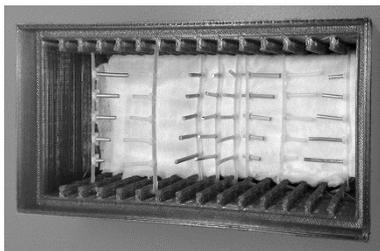
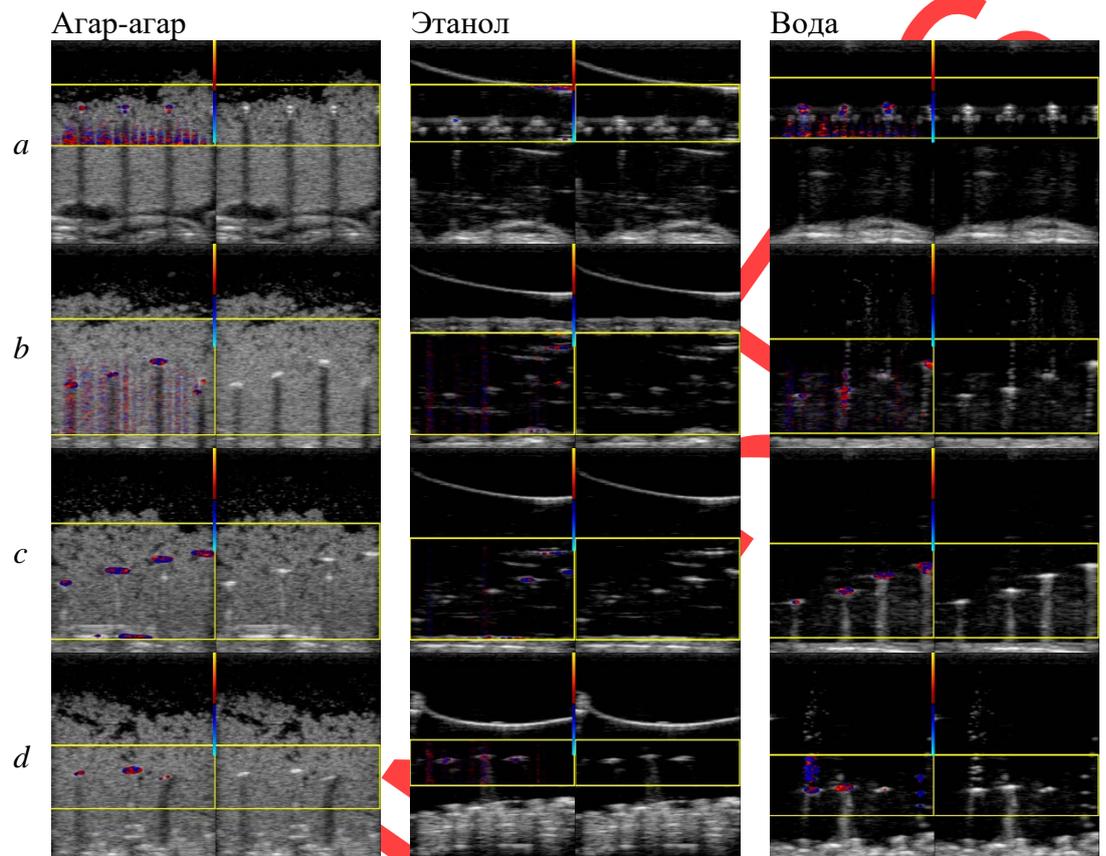
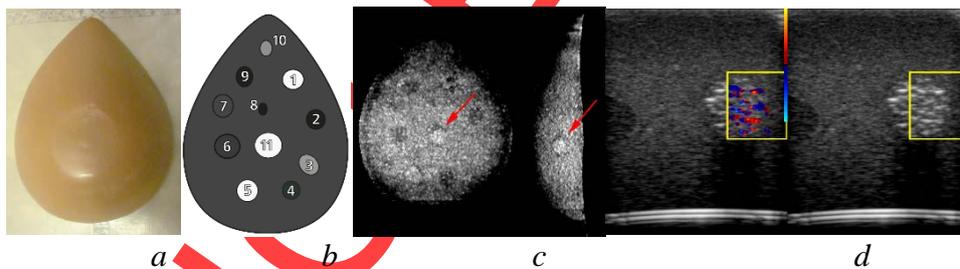


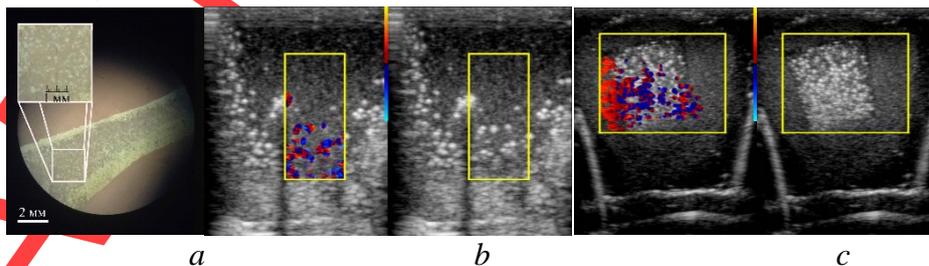
Рис. 8. Фотография и чертежи специализированного фантома с указанием размеров в миллиметрах и позиций измерения.



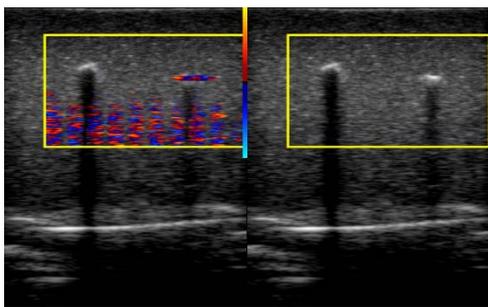
**Рис. 9.** Примеры сонограмм специализированного фантома с указанием позиций и среды заполнения: *a* — позиция 2 (4 стержня из пластика, расположенных параллельно плоскости датчика); *b* — позиция 3 (4 стержня из древесины, расположенных торцом к датчику); *c* — позиция 4 (4 алюминиевых стержня, расположенных торцом к датчику); *d* — позиция 10 (стержни из древесины, алюминия и пластика, расположенные торцом к датчику).



**Рис. 10.** Фантом молочной железы Blue Phantom: *a* — внешний вид; *b* — схема включений; *c* — срезы компьютерной томограммы (стрелкой обозначена исследуемая область); *d* — сонограмма.



**Рис. 11.** Сонограммы фантомов с микрокристаллами, выращенными в агаровом желе: *a* — срез образца под микроскопом; *b* — микрокристаллы в процессе роста; *c* — вставка с микрокристаллами в фантоме из агар-агара.



**Рис. 12.** Сонограмма фантома с деревянным стержнем (слева) и стальной проволокой (справа).

ARTICLE IN PRESS