

**ПРАВИТЕЛЬСТВО МОСКВЫ
ДЕПАРТАМЕНТ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ ГОРОДА МОСКВЫ**

СОГЛАСОВАНО

Главный внештатный специалист
Департамента здравоохранения города Москвы
по лучевой и инструментальной
диагностике

_____ С. П. Морозов
« ____ » _____ 2021 г.

РЕКОМЕНДОВАНО

Экспертным советом по науке
Департамента здравоохранения
города Москвы № 2

_____ «24» МАРТА 2021 г.



**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕРЦАЮЩЕГО АРТЕФАКТА
ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ ТВЕРДЫХ ВКЛЮЧЕНИЙ
В УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКЕ**

Методические рекомендации № 11

Москва
2021

УДК 615.84+616-073.75

ББК 53.6

И 88

Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики»
Основана в 2017 году

Организация-разработчик:

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

Авторы:

Леонов Д. В. – к.т.н., научный сотрудник отдела разработки средств медицинской визуализации ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Кульберг Н. С. – к.ф.-м.н., руководитель отдела разработки средств медицинской визуализации ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Громов А. И. – д.м.н., профессор ФГБОУ ВО МГМСУ им А. И. Евдокимова Минздрава России, заведующий отделом лучевой диагностики Клинической больницы №2 МЕДСИ

И 88 Использование мерцающего артефакта для выявления твердых включений в ультразвуковой диагностике: методические рекомендации / Д. В. Леонов, Н. С. Кульберг, А. И. Громов // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». – Вып. 96. – М. : ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2021. – 30 с.

Рецензенты:

Камалов Юлий Рафаэльевич – д.м.н., профессор, заведующий лабораторией ультразвуковой диагностики ФГБНУ «РНЦХ им. акад. Б. В. Петровского»

Ольхова Елена Борисовна – д.м.н., профессор, заведующая отделением ультразвуковой диагностики ГБУЗ «ДГКБ св. Владимира ДЗМ»

Методические рекомендации знакомят с ультразвуковым доплеровским мерцающим артефактом, рассказывают про основные особенности его применения для выявления твердых включений при ультразвуке исследовании (мочевых камней, кальцинатов и т.п.). Рекомендации предназначены для врачей ультразвуковой диагностики, врачей-нефрологов.

Данные методические рекомендации разработаны в ходе выполнения научно-исследовательской работы «Разработка подходов к повышению информативности томографических исследований отдельных органов и систем путем применения технологий цифровой обработки изображений и анализа данных»

Данный документ является собственностью Департамента здравоохранения города Москвы, не подлежит тиражированию и распространению без соответствующего разрешения

ISSN

© Департамент здравоохранения города Москвы, 2021
© ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2021
© Коллектив авторов, 2021

СОДЕРЖАНИЕ

Нормативные ссылки	4
Обозначения, сокращения, определения	5
Введение.....	6
Для чего может понадобиться анализ мерцания?	8
Как выглядит мерцающий артефакт?	9
Когда впервые был обнаружен?	9
Проявления в цветовых доплеровских режимах	9
Проявление в спектральных режимах	13
Похожие на мерцающий артефакт явления	14
Артефакт наложения частот (<i>aliasing artifact</i>).....	14
Артефакт вспышки (<i>flash artifact</i>)	15
Турбулентный поток крови (<i>turbulent flow</i>)	16
Артефакт «хвост кометы» (<i>comet-tail</i> или <i>ring-down artifact</i>)	17
Смешение с изображением кровотока.....	17
Причины мерцания	18
Настройка УЗ-прибора для наилучшего проявления мерцающего артефакта	21
Мощность передатчика (<i>power</i>)	21
Фокусное расстояние (<i>focus</i>)	21
Усиление ЦДК (<i>C-gain</i>)	21
Межкадровое усреднение и сглаживание	21
(<i>frame averaging</i> и <i>smoothing</i>)	21
Приоритет тканей (<i>color-write priority</i>).....	22
Усиление в В-режиме (<i>B-gain</i>).....	22
Частота повторения импульсов (<i>PRF</i>).....	22
Фильтр колебаний стенок сосудов (<i>wall filter</i>)	23
Чувствительность (<i>sensitivity</i>).....	23
Размер цветового окна (<i>color box</i>).....	23
Рабочая частота датчика (<i>carrier frequency</i>).....	24
Рекомендации по настройке ультразвукового прибора.....	24
Использование предустановленных режимов (<i>presets</i>)	25
Заключение	26
Список используемых источников	27

НОРМАТИВНЫЕ ССЫЛКИ

Н1. Приказ Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации от 19.03.2019 №161н «Об утверждении профессионального стандарта „Врач ультразвуковой диагностики”».

Н2. Приказ Министерства здравоохранения Российской Федерации от 10.05.2017 № 203н «Об утверждении критериев оценки качества медицинской помощи».

Н3. СанПиН 2.2.4/2.1.8.582-96 «Гигиенические требования при работах с источниками воздушного и контактного ультразвука промышленного, медицинского и бытового назначения».

Н4. Федеральный закон от 21.11.2011 №323-ФЗ «Об основах охраны здоровья граждан в Российской Федерации».

ОБОЗНАЧЕНИЯ, СОКРАЩЕНИЯ, ОПРЕДЕЛЕНИЯ

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

B – яркость (*brightness*), часто встречается в сочетаниях **B-mode** и **B-gain**.

B-gain – усиление сигналов формирования серошкального изображения.

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

B-mode – серошкальный режим.

Carrier frequency – несущая частота излучаемого сигнала.

C-gain – усиление доплеровских сигналов в цветовых режимах.

Color-write priority – приоритет тканей.

Focus – глубина расположения фокуса передатчика.

Frame averaging – межкадровое усреднение.

Gain – усиление сигналов в приборе при приеме, часто встречается в сочетаниях **B-gain** и **C-gain**.

PD – энергетическое доплеровское картирование (*power Doppler*).

Power – мощность излучаемого сигнала.

PRF – частота повторения импульса (*pulse repetition frequency*), соответствующие регуляторы обычно называются *speed range* или *scale*.

Sensitivity – чувствительность доплеровских режимов.

Smoothing – сглаживание вдоль луча.

Twinkling artifact – мерцающий артефакт.

Wall filter – фильтр колебаний стенок сосудов.

КТ – компьютерная томография.

УЗИ – ультразвуковое исследование.

ЦДК – цветное доплеровское картирование.

ЭДК – энергетическое доплеровское картирование.

ВВЕДЕНИЕ

Мерцающий артефакт (англ. *twinkling artifact*) [1–6] представляет собой аномалию работы доплеровских режимов УЗИ. В режимах, связанных с цветовым картированием кровотока (ЦДК, ЭДК), он выглядит как скопление быстроменяющихся окрашенных пикселей, появляющееся в тех местах, где движение крови заведомо отсутствует. В спектральных режимах мерцающий артефакт приводит к появлению широкого «белого» спектра; громкоговорители прибора при этом воспроизводят шум большой интенсивности.

Чаще всего это явление наблюдается на почечных камнях, кальцинатах молочной железы, камнях желчного пузыря кальцинированных сердечных клапанах, инородных телах (металлические скрепки, стенты и т.п.) и некоторых иных структурах [2, 7–9]. Все эти объекты значительно отличаются между собой по химическому составу, плотности, эхогенности и другим признакам. Общим для всех них является механическая жесткость, значительно большая, чем у окружающих их мягких тканей. Поэтому в данной работе они будут называться *твердыми включениями*.

Влияние мерцающего артефакта на диагностику оценивается по-разному. С одной стороны, происходит искажение диагностической информации – по начальному смыслу доплеровских режимов врач должен видеть окрашивание только там, где есть течение крови. С другой стороны, многократно отмечалось, что это явление можно использовать для повышения эффективности диагностики твердых включений в тех органах, где они имеются [2, 10–15]. Но, чтобы извлечь из него пользу, врач УЗД должен не только обладать рядом навыков и соблюдать необходимые требования [Н1–Н4], но также знать основные признаки мерцающего артефакта, уметь отличить его от кровотока и других похожих артефактов. Также, чтобы добиться наилучших результатов, необходимо не только статически анализировать доплеровскую картину, но и знать, что может произойти с изображением при изменении настроек прибора.

Для правильной интерпретации диагностических изображений особенно важно понимать, каковы физические причины наблюдаемых явлений. Для объяснения мерцающего артефакта за 20 с лишним лет, прошедших с момента первого наблюдения, было предложено несколько разных, совсем не схожих между собою гипотез. Разные гипотезы предполагают различные способы настройки прибора, позволяющие добиться как наилучшего проявления артефакта, так и его подавления, когда он не нужен. Такие противоречия, встречающиеся в литературе, могут вызвать затруднения у врача, породить недоверие к этому диагностическому признаку и тем самым снизить качество диагностики.

В ходе подготовки данных методических рекомендаций авторы провели самостоятельное лабораторное исследование по выявлению причин

мерцания [3, 16]. Исследовались «сырые» радиочастотные сигналы из доплеровского тракта ультразвукового аппарата. Нам удалось подтвердить два разных физических явления, приводящих к появлению мерцания. Оба этих явления дают сходную картину в режимах ЦДК и ЭДК, однако воспроизводятся в различных физических условиях и при отличающихся настройках прибора.

В настоящем руководстве приводятся практические рекомендации, с помощью которых можно достигнуть наилучшей выраженности мерцающего артефакта вне зависимости от модели ультразвукового аппарата. Также приведены технические пояснения, раскрывающие причины, по которым тот или иной параметр влияет на проявление артефакта.

ДЛЯ ЧЕГО МОЖЕТ ПОНАДОБИТЬСЯ АНАЛИЗ МЕРЦАНИЯ?

Достоверно обнаружить при УЗИ твердые включения (прежде всего, камни почек и кальцинаты мягких тканей) – не всегда простая задача. Хотя крупные камни обычно проявляются на В-изображении как яркие объекты с четкой акустической тенью, значительное множество небольших камней не создает позади себя тени и не выделяется по эхогенности на фоне почечного синуса, жировых или иных тканей, вследствие чего обнаружить их гораздо труднее. Согласно недавним исследованиям [17], конкременты почек размером менее 5 мм имеют вероятность обнаружения при УЗИ не выше 32%. В настоящее время «золотым стандартом» для обнаружения мочевых камней является компьютерная томография, которая, однако, связана с лучевой нагрузкой и из-за этого применяется с определенными ограничениями. В литературе имеются указания, что использование мерцающего артефакта позволяет повысить вероятность обнаружения камней размером до 4 мм на 37% [18].

Сходные проблемы возникают при визуализации кальцинатов молочной железы. Лучше всего они видны при рентгеновской маммографии. На УЗИ крупные кальцинаты или значительные скопления мелких дают акустическую тень, позволяющую их обнаружить, однако это происходит далеко не всегда. В отдельных публикациях утверждается, что применение мерцающего артефакта способно повысить чувствительность системы к диагностике микрокальцинатов молочной железы с 30% до 89% [19].

С помощью анализа мерцания удастся выявить бляшки кровеносных сосудов, труднодиагностируемые камни желчного пузыря, кальцинаты щитовидной железы, роговые массы в эпидермальной кисте и т. д. [2, 22].

КАК ВЫГЛЯДИТ МЕРЦАЮЩИЙ АРТЕФАКТ?

Когда впервые был обнаружен?

Впервые в мировой практике он описан в 1996 году [20]. В нашей стране независимо от зарубежных исследователей явление было открыто А. Ю. Васильевым и А. И. Громовым [4]. Обнаружение мерцания связывают с появлением цифровых приборов, обеспечивающих заметно бóльшую точность обработки сигналов в доплеровских режимах, хотя это явление наблюдалось и при исследовании на аналоговых приборах. В частности, есть свидетельства, что в экспериментах на цифровом сканере артефакт наблюдается в 96% случаев, а на аналоговом — только в 39% [21].

Проявления в цветовых доплеровских режимах

В цветовых режимах доплеровского картирования (ЦДК, ЭДК) мерцающий артефакт — это хаотическое окрашивание таких участков изображения, в которых можно с уверенностью исключить движение крови в сосудах. Несмотря на наличие окрашивания, получаемая картина обычно сильно отличается от нормальных изображений кровотока. Примеры представлены на рис. 1–7. Характерные признаки мерцающего артефакта:

- всегда: быстрая беспорядочная смена цветов, охватывающая всю палитру кодируемых скоростей кровотока: можно видеть предельно большие «положительные» и «отрицательные» скорости;
- часто: наличие акустической тени непосредственно за зоной мерцания (рис. 1 б);
- часто: зона мерцания вытянута в направлении от датчика независимо от наличия акустической тени (рис. 1 г, д, ж);
- иногда: акустическая тень также может быть заполнена мерцанием (рис. 1 д).

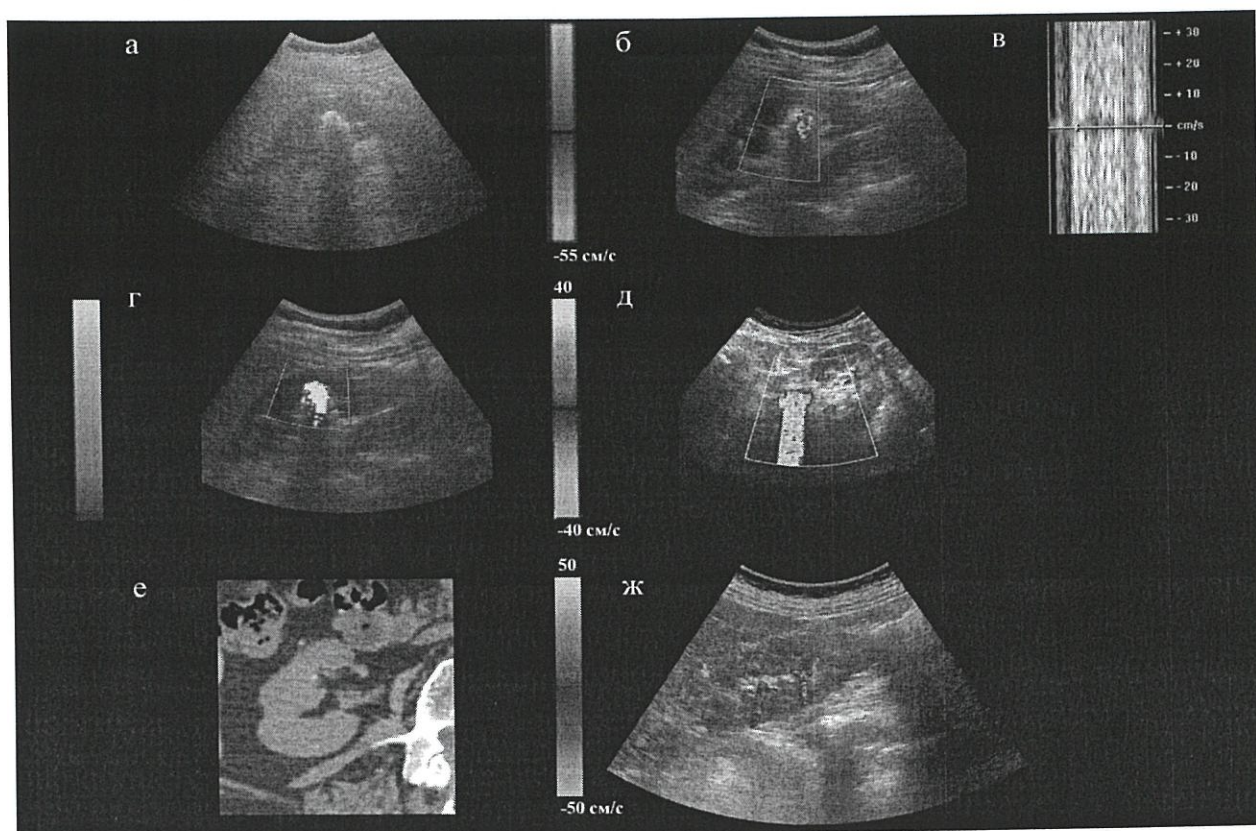


Рисунок 1 – Снимки почек: а – В-режим (камень создает тень); б – режим ЦДК (на камне есть мерцающий артефакт); в – доплеровский спектр эха от камня почки; г – мерцающий артефакт на камне в режиме ЭДК; д – мерцающий артефакт на крупном камне; е – КТ с камнем размером 1,5 мм; ж – мерцающий артефакт на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

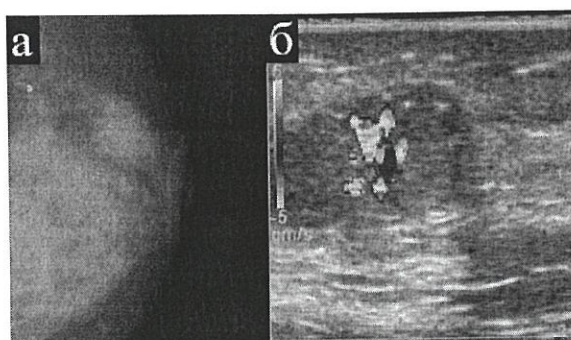


Рисунок 2 – Снимки молочной железы: а – рентгеновская маммограмма; б – режим ЦДК (мерцающий артефакт возник на скоплении микрокальцинов)

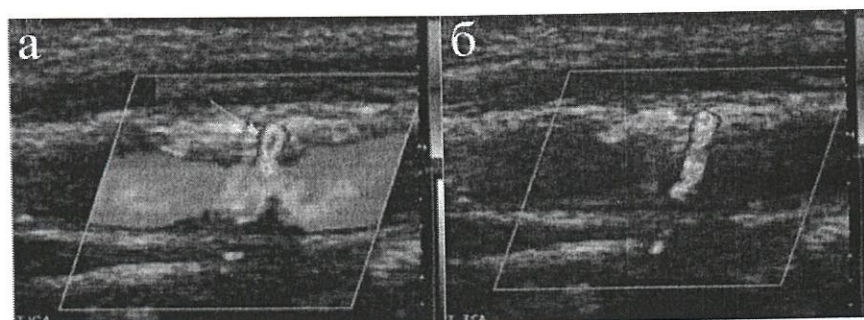


Рисунок 3 – Внутренняя сонная артерия: а – кажущийся поток над сосудом;

б – при повышении PRF (ограничение скорости увеличено до 86 см/с) остался мерцающий артефакт на бляшке сосуда [22]

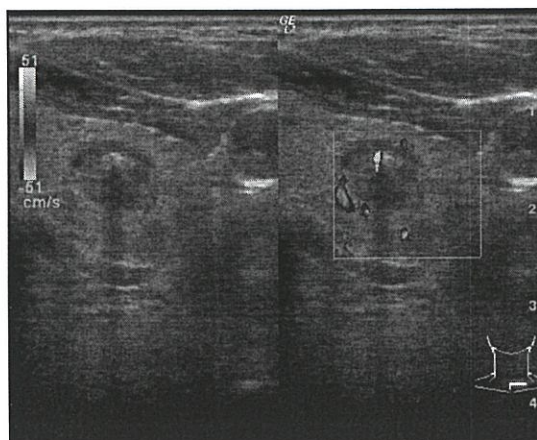


Рисунок 4 – Сонограмма щитовидной железы с проявлением мерцающего артефакта

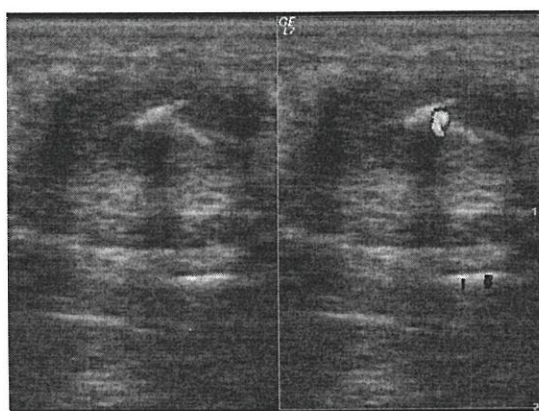


Рисунок 5 – Мерцающий артефакт на металлической проволоке в мягких тканях стопы

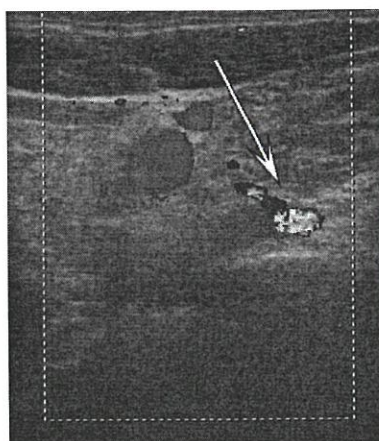


Рисунок 6 – Сонограмма мягких тканей шеи, содержащих кальцинат размером около 3 мм и кровеносные сосуды. Режим ЦДК. Стрелка указывает на мерцание в области кальцината

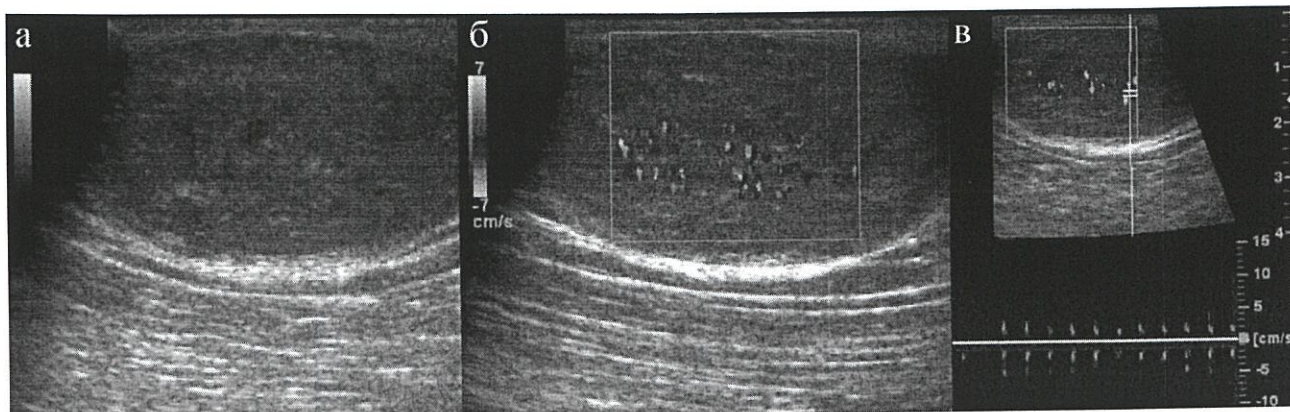


Рисунок 7 – Сонограммы эпидермальной кисты [2]: а – гетерогенная мягкотканная масса с отчетливыми границами в В-режиме; б – режим ЦДК (на роговых включениях появилось мерцание); в – доплеровский спектр эхосигналов от роговых включений, приведших к появлению мерцающего артефакта

Проявление в спектральных режимах

В спектральном доплеровском режиме чаще всего появляется широкий «шумовой» спектр, не позволяющий даже приблизительно выделить какую-либо скорость и направление «кровотока» (сравнительная картина представлена на рис. 8 а и б).

Реже можно наблюдать спектр, содержащий два максимума, расположенных симметрично от нулевой скорости (рис. 7 в и 8 в). Такой спектр можно ошибочно принять за два противоположно направленных потока, однако движение крови в области интереса обычно исключено, а в спектре отсутствуют характерные для кровотока пульсации.

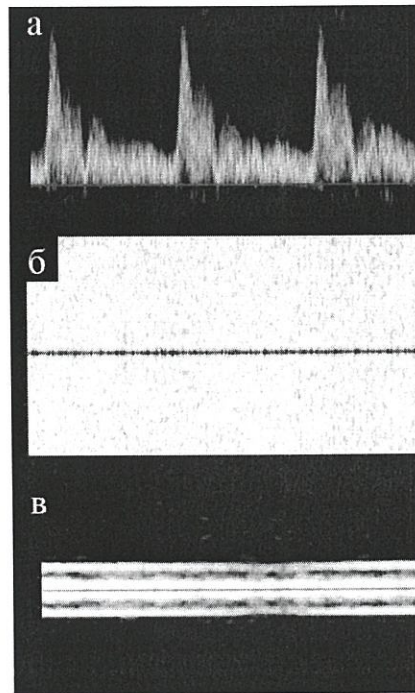


Рисунок 8 – Изображения спектрального доплеровского режима для следующих объектов: а – пульсирующий поток в сосуде фантома; б – широкополосный спектр мерцающего артефакта, наблюдаемый на извлеченном из почки камне; в – узкополосный спектр мерцающего артефакта, наблюдаемый на нейлоновом ярком отражателе тканеимитирующего фантома при частоте повторения импульсов 500 Гц

ПОХОЖИЕ НА МЕРЦАЮЩИЙ АРТЕФАКТ ЯВЛЕНИЯ

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

Артефакт наложения частот (*aliasing artifact*)

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

На рис. 9 а и б приведены изображения крупных сосудов в режиме ЦДК, полученные при различных значениях частоты повторения импульса. Если выбрать слишком низкую частоту повторения, как это сделано на иллюстрации 9 а, то возникнет эффект *aliasing*, и изображение будет похоже на мерцающий артефакт, который, таким образом, можно ошибочно принять за картину кровотока. Но истинное мерцание легко отличить любым из способов:

- проанализировать зону «мерцания» в спектральном режиме. Для спектра кровотока характерно наличие ясно выделяемого диапазона скоростей в каждый момент времени, как это показано на рис. 8 а и 9 в. Для спектра мерцающего артефакта характерна либо шумовая картина с неопределенной скоростью (рис. 8 б), либо симметричная диаграмма, на которой одновременно присутствуют положительная и равная ей отрицательная «скорости» (рис. 7 в, 8 в);
- повысить *PRF*. В сосуде это приведет к смене шумового окрашивания, характерного для артефакта *aliasing*, на равномерное окрашивание, характерное для быстрого кровотока (сравните иллюстрации 9 а и б). На мерцающем артефакте повышение *PRF* либо не скажется вовсе, либо приведет к снижению его интенсивности и, возможно, исчезновению, как это показано на иллюстрациях к следующему разделу «Причины мерцания».

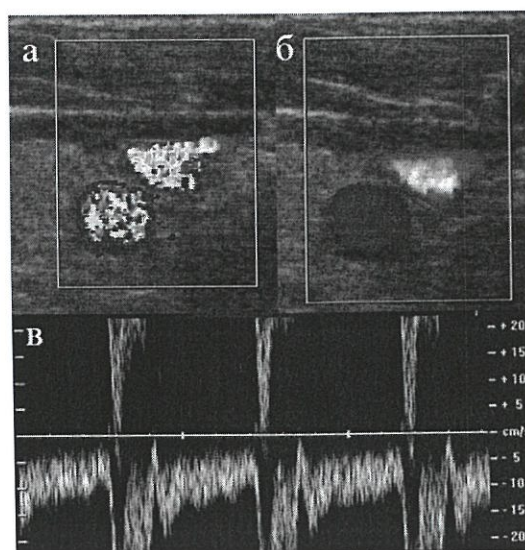


Рисунок 9 – Эхограмма сонной артерии: а – ЦДК заниженная PRF (1,4 кГц) демонстрирует aliasing; б – режим ЦДК с правильно настроенной PRF (5 кГц); в – доплеровский спектр эха с эффектом aliasing

Артефакт вспышки (*flash artifact*)

Это артефакт, вызванный вибрацией и движением тканей. Он характеризуется цветовым окрашиванием внесосудистых зон. Цветовое и энергетическое картирование призвано передавать цветом движущиеся отражатели и оттенками серого – неподвижные структуры. Однако движение мягких тканей тоже может выделяться как цветовое окрашивание вне сосуда, что и является артефактом вспышки [23]. Движения и вибрации тканей обусловлены дыханием, пульсацией сосудов, вибрацией голосовых связок, перистальтикой кишечника и т.д. При дыхательных движениях или пульсации сосудов возникновение цветового окрашивания вызвано перемещением тканей к датчику или от него, в результате чего регистрируется окрашивание в цветовую гамму верхней или нижней шкалы, но не смещение цветов.

При вибрациях голосовых связок или перистальтических сокращениях кишечника появляется смешанное окрашивание тканей вне кровеносных сосудов, как показано на рис. 10. Оно не связано с сердечным циклом. При этом в спектральном режиме возникает характерный симметричный спектр без пульсации.

При проведении ряда УЗИ, в частности, при поиске конкремента в мочеточнике, надо уметь отличить артефакт вспышки, вызванный перистальтическими сокращениями, от мерцающего артефакта. Для первого характерно не постоянное и равномерное цветовое окрашивание, а всплеск непосредственно после движения, его вызвавшего. Для уменьшения

интенсивности артефакта вспышки можно попробовать увеличить значения *PRF* и *sensitivity*.

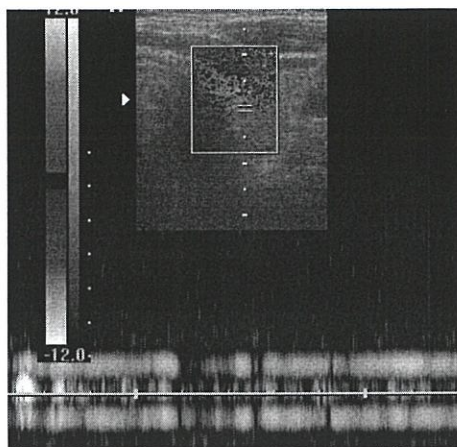


Рисунок 10 – Ультразвуковое исследование щитовидной железы в режиме ЦДК. Цветовое окрашивание обусловлено ларингеальными вибрациями. В режиме спектрального доплера наблюдается характерный «двунаправленный» спектр

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

Турбулентный поток крови (*turbulent flow*)

Этот тип кровотока, возникающий при наличии в сосуде препятствий, проиллюстрирован на рис. 11. При ЦДК выявляется мозаичность окрашивания, а в спектральном режиме – расширение спектра, что вызвано разнонаправленным движением частиц в потоке, при сохранении в спектре пульсаций, вызванных сердцебиением. Окрашивание исчезнет с цветовой карты при повышении *PRF*.

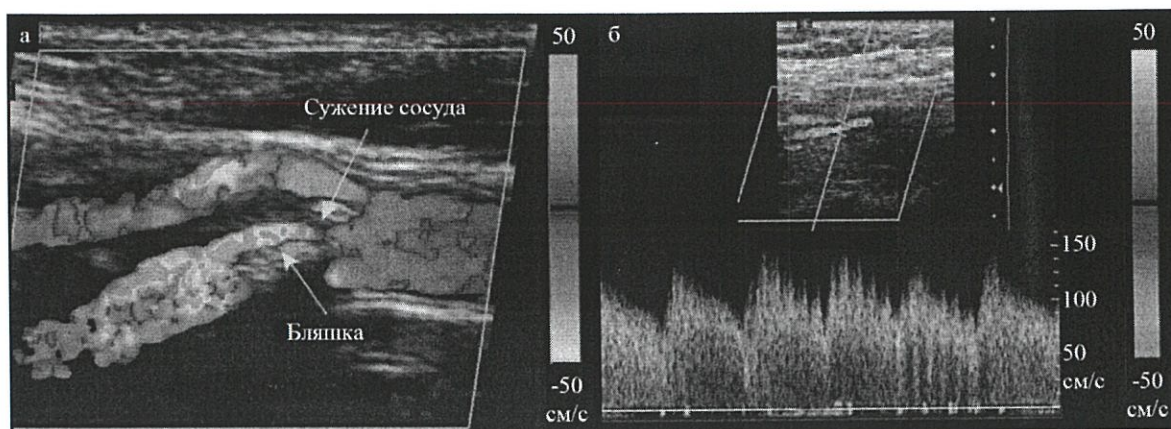


Рисунок 11 – Турбулентный поток в сонной артерии: а – вызванный сужением из-за бляшки в области бифуркации; б – характерное расширение спектра [22]

Артефакт «хвост кометы» (*comet-tail* или *ring-down artifact*)

Такой артефакт нередко наблюдается за гиперэхогенными объектами, такими как: кальцинаты, камни, воздушные пузырьки и пр. Он проявляется в В-режиме, в режимах ЦДК и ЭДК в виде протяженной светлой или окрашенной в палитру соответствующего режима области позади объекта (рис. 1 д и ж). Формирование хвоста кометы может быть вызвано множественными отражениями луча от внутренних стенок объекта или затухающим микрокавитационным процессом. При этом в самих гиперэхогенных областях обычно наблюдается мерцающий артефакт. Артефакт «хвост кометы» служит дополнительным диагностическим признаком твердых включений. Поскольку в режимах ЦДК и ЭДК «хвост кометы» наблюдают позади мерцающего артефакта, в литературе иногда встречается отождествление этих двух явлений [2].

Смещение с изображением кровотока

Возможны ситуации, при которых истинный мерцающий артефакт может быть ошибочно принят за кровоток в крупном сосуде, например, когда мерцание возникает на бляшке, расположенной в стенке этого же сосуда. Выделить мерцающий объект позволит повышение *PRF* и частоты среза *wall filter* (рис. 3).

ПРИЧИНЫ МЕРЦАНИЯ

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

Так, в одной из первых работ, посвященных мерцающему артефакту, авторы предположили, что этот феномен возникает вследствие многочисленных переотражений ультразвука от шероховатой поверхности, которые порождают сложный сигнал большой длительности [20]. Утверждалось, что характеристики этого сигнала очень чувствительны к траектории, так что даже самые незначительные изменения позиции датчика способны привести к изменению спектра сигнала. В других работах авторы склонялись к тому, что причиной явления служит узкополосный фазовый шум в доплеровском тракте прибора, а шероховатость отражателей играет лишь вторичную роль, состоящую в расширении спектра и увеличении выраженности артефакта [25]. Обе названные гипотезы были построены только на умозрительных основаниях без анализа «сырых» данных, т.к. все наблюдения были сделаны на системах с закрытой архитектурой.

Мы провели самостоятельное исследование с использованием большого числа искусственных объектов (фантомов), в ходе которых добивались появления мерцания. Благодаря использованию системы с открытой архитектурой мы записывали и анализировали «сырые» сигналы доплеровского тракта прибора и связывали их с возможными физическими явлениями в зоне артефакта [16, 26–29]. В результате проведенных экспериментов было установлено, что причины, названные в работах [20] и [25] – переотражения и фазовый шум – не вызывают значительных изменений доплеровского спектра и не приводят к появлению мерцания. Эксперименты подтвердили наличие доплеровского сдвига, обусловленного только двумя физическими причинами:

1) нелинейными эффектами взаимодействия ультразвука с микропузырьками на поверхности камня. Хаотические изменения микропузырьков приводят к расширению доплеровского спектра, как это видно на рис. 1 в, 8 б;

2) упругими микроколебаниями твердого включения относительно датчика под действием сканирующих ультразвуковых импульсов. Эти колебания придают доплеровскому спектру характерную симметрию относительно базовой линии (рис. 7 в, 8 в).

Обе эти гипотезы ранее были опубликованы другими исследователями [30, 31], нам только удалось подтвердить их верность и провести обобщение.

Учитывая существенное различие этих явлений, мы предлагаем называть их мерцанием 1-го и 2-го рода соответственно.

На камнях почек в режиме ЦДК и ЭДК наблюдается мерцание 1-го рода, вызванное появлением микропузырьков на поверхности камня. Для него характерны сонограммы вида, представленного на рис. 1 б, г, д, ж, и спектр вида, показанного на рис. 1 в и 8 б. Этот вид мерцания практически не зависит от частоты повторения импульсов и параметров фильтра стенок сосудов (рис. 12 в–д), что позволяет надежно отличать его как от сигналов кровотока (рис. 12 а–б), так и от мерцания 2-го рода (12 е–з). Мерцание 1-го рода хорошо заметно в режиме ЭДК (рис. 1 г).

Сигналы микроколебаний, порождающих мерцание 2-го рода, значительно слабее сигналов, связанных с микропузырьками, поэтому часто теряются на их фоне, если происходят одновременно оба явления. Спектр этих сигналов показан на рис. 7 в и 8 в. Стоит иметь в виду, что он схож со спектром, возникающим при ларингеальных вибрациях (рис. 10).

Как видно из рис. 12 е–з, интенсивность мерцания 2-го рода снижается с ростом частоты повторения импульсов, а цвет окрашивания при этом смещается в сторону понижения скорости. Поскольку сигналы микроколебаний слабы, для подробного изучения их свойств *in vitro* мы использовали искусственные объекты, для которых появление микропузырьков было бы невозможно [5]. В клинической практике этот подвид мерцающего артефакта встречается довольно редко. На рис. 7 дан его пример *in vivo* из статьи [2] для роговых масс внутри эпидермальной кисты.

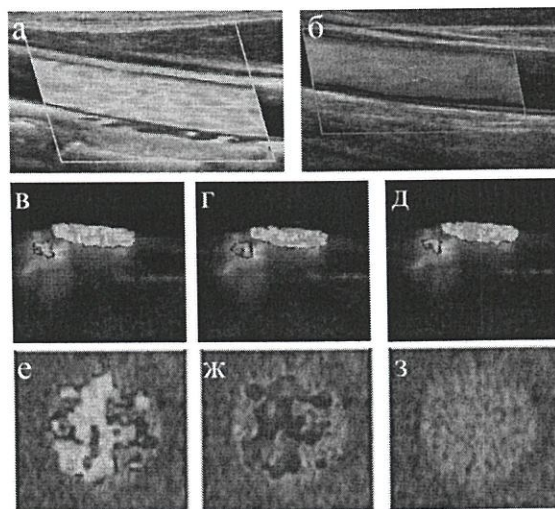


Рисунок 12 – Зависимость доплерографических изображений от частоты повторения импульсов (PRF): а – кровоток в сосуде, PRF=1,4 кГц; б – то же, PRF=5 кГц; в – мерцающий артефакт 1-го рода на извлеченном из почки камне, PRF=1,5 кГц; г – то же, PRF = 3 кГц; д – то же, PRF = 4,5 кГц; е – мерцающий артефакт 2-го рода на объекте в фантоме, PRF=100 Гц; ж – то же, PRF = 300 Гц; з – то же, PRF = 600 Гц

Важно иметь в виду, что в литературе не делается различия между подвидами мерцающего артефакта, поэтому можно встретить противоречивые руководства по настройке прибора для лучшей визуализации мерцания [7–11, 30]. Учет обеих физических причин и соответствующее разделение на мерцание 1-го и 2-го рода позволяют избежать противоречий. Наиболее полезным для врача будет умение использовать артефакт 1-го рода (рис. 1, 8 б и 12 в–д). Однако полагаем, что представление об обеих причинах мерцающего артефакта также не будет лишним.

НАСТРОЙКА УЗ-ПРИБОРА ДЛЯ НАИЛУЧШЕГО ПРОЯВЛЕНИЯ МЕРЦАЮЩЕГО АРТЕФАКТА

Мощность передатчика (power)

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

Фокусное расстояние (*focus*)

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

Усиление ЦДК (*C-gain*)

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

При мерцании 2-го рода сигнал может оказаться ниже порога и не отобразится на экране прибора [1]. Для лучшей визуализации этого вида мерцания нужно увеличить настройку *C-gain*. В доплеровском окне при этом может возникнуть цветовой шум, который легко отличим от искомого явления, поскольку шумовые всплески появляются каждый раз в разных местах, в то время как положение мерцающего объекта относительно анатомических ориентиров остается постоянным.

Межкадровое усреднение и сглаживание (*frame averaging* и *smoothing*)

Оба эти параметра можно с осторожностью применять вместе с увеличением настройки *C-gain*. Они способны снизить проявление цветового

шума, не подавляя мерцающего артефакта [1]. Но при больших значениях они также подавят и мерцание. Рекомендуется уменьшить величины этих параметров.

Приоритет тканей (*color-write priority*)

Эта настройка позволяет не строить цветовую карту в режимах ЦДК и ЭДК там, где находятся гиперэхогенные объекты. Доплеровский сигнал не наносится на карту при яркости сонограммы выше заданного порога, что удобно при анализе кровотока, так как сосуды гипоехогенны. Но объекты, вызывающие мерцание, практически всегда гиперэхогенны. Таким образом, понижение порога приоритета тканей может служить средством подавления мерцания, когда оно препятствует картированию сосудов [32].

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

Усиление в В-режиме (*B-gain*)

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

Частота повторения импульсов (*PRF*)

Многие источники рекомендуют устанавливать значение этой настройки на максимум. Но это полезно только для артефакта, вызванного наличием микропузырьков (мерцание 1-ого рода) [1]. Если повысить этот параметр, доплеровский сигнал, связанный с кровотоком, уменьшится, и кровеносные сосуды на изображении исчезнут, а шумовой сигнал значительной интенсивности пройдет все фильтры, поэтому артефакт будет виден хорошо (рис. 3 и 12).

Для мерцания 2-го рода имеют место иные, более сложные зависимости. Система, в которой твердое включение окружено эластичными тканями или покоится на упругой стенке полого органа, представима как пружинный маятник. Каждый такой «маятник» имеет свою полосу резонансных частот, за пределами которой колебания почти не возбуждаются. Измерения, проведенные в различных условиях, показали, что резонанс возникает на частотах от 150 до 1000 Гц [6]. Более точные

рекомендации здесь дать нельзя, однако нужно осознавать, что при *PRF* более 1 кГц, вероятнее всего, мерцание 2-ого рода получить будет нельзя.

Фильтр колебаний стенок сосудов (*wall filter*)

Данная настройка позволяет снизить такие нежелательные явления, как артефакт вспышки, дрожание и *blooming*. В литературе рекомендовано задать максимальное значение этого параметра [3]. Как и в случае с *PRF*, эта рекомендация будет полезна лишь для мерцающего артефакта 1-го рода, связанного с микропузырьками.

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

Чувствительность (*sensitivity*)

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

- 1) излучается большее число импульсов за кадр, в связи с чем исследуемый твердый объект поглощает большую энергию, что благоприятствует появлению обоих видов артефакта;
- 2) увеличивается объем выборки, а это, в свою очередь, повышает надежность работы алгоритмов обработки сигналов.

Для лучшей визуализации мерцания рекомендуем увеличить указанный параметр. Это относится к обеим разновидностям артефакта.

Размер цветового окна (*color box*)

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

Как и в случае чувствительности, эффект связан с величиной энергии, поглощаемой объектом исследования. Для расширения окна ЦДК прибору приходится выполнять сканирование по большему числу лучей. Из-за этого снижаются частота кадров и поглощаемая объектом в единицу времени

энергия. Как следствие, уменьшается интенсивность мерцания. Изменение высоты окна не влияет на частоту кадров или выраженность артефакта. Таким образом, рекомендуем не слишком расширять окно ЦДК или ЭДК.

Рабочая частота датчика (*carrier frequency*)

В некоторых источниках [3] отмечено, что интенсивность мерцающего артефакта понижалась с ростом рабочей частоты датчика. Полагаем, это связано с тем, что затухание растет вместе с частотой. Поэтому энергия высокочастотных сигналов поглощается мягкими тканями еще на пути к объекту интереса, что ослабляет мерцание. Рекомендуем устанавливать наиболее низкую из доступных рабочих частот излучателя.

Рекомендации по настройке ультразвукового прибора

Наши рекомендации по настройке цветовых доплеровских режимов сведены в таблицу 1, на рис. 13 дан пример их использования. Для спектрального режима никаких специальных настроек не требуется.

Таблица 1 – Настройка параметров для наилучшей визуализации мерцания*

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

* В таблице: ↓ – мерцание уменьшается с повышением значения параметра; ↑ – мерцание увеличивается с повышением значения параметра; ⊙ – фокус наводится на твердое включение [3].

Использование предустановленных режимов (*presets*)

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

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

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

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

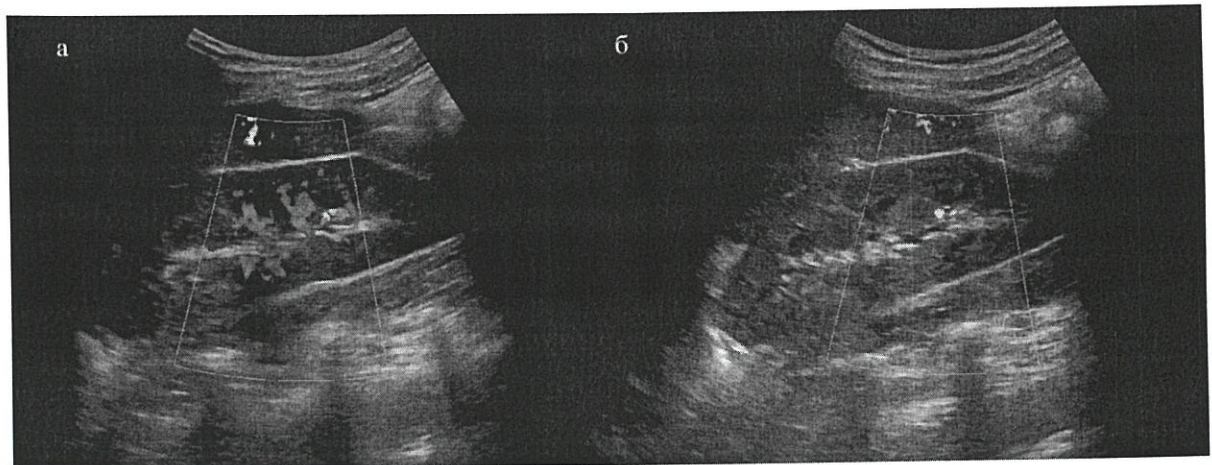


Рисунок 13 – Сонограммы почки в режиме ЦДК: а – при стандартных настройках для исследования почки (окрашиваются различные области); б – при рекомендованных настройках (в почке окрашивается только камень)

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

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

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

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

Авторы выражают признательность докторам медицинских наук, профессорам Виктору Юрьевичу Босину и Елене Полиектовне Фисенко за ценные замечания, позволившие улучшить работу.

СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Кульберг Н.С., Громов А.И., Леонов Д.В., Осипов Л.В., Усанов М.С., Морозов С.П. Диагностический режим обнаружения кальцинатов и конкрементов при ультразвуковом исследовании // Радиология-практика. 2018. №1. С. 37–49.
2. Ozan E., Atac G.K., Gundogdu S. Twinkling artifact on color Doppler ultrasound: an advantage or a pitfall? // J Med Ultrasonics. 2016. Vol. 43. P. 361–371. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10396-016-0715-z>
3. Leonov D.V., Kulberg N.S., Gromov A. Vladzimirsky A.V., Morozov S.P. Discovery of two types of twinkling can explain contradictory observations among twinkling artifact investigators in ultrasound imaging // Статья в открытом архиве. № 1912.02490. Дата депонирования: 05.12.2019.
4. Васильев А.Ю., Громов А.И. Цветовое доплеровское картирование с использованием энергетического доплера в оценке патологии предстательной железы // Военно-медицинский журнал. 1997. Т. 318. № 4. С. 33–37.
5. Леонов Д. В. Ультразвуковая медицинская диагностическая система на основе доплеровского мерцающего артефакта: автореферат дис. ... канд. техн. наук. М., 2018. 16 с.
6. Leonov D.V., Kulberg N.S., Gromov A.I., Morozov S.P., Vladzimirskiy A.V. Diagnostic mode detecting solid mineral inclusions in medical ultrasound imaging // Acoust. Phys. 2018. Vol. 64. №5. P. 624-636. DOI: <https://doi.org/10.1134/S1063771018050068>
7. Masch W.R., Cohan R.H., Ellis J.H., Dillman J.R., Rubin J.M., Davenport M.S. Clinical Effectiveness of Prospectively Reported Sonographic Twinkling Artifact for the Diagnosis of Renal Calculus in Patients Without Known Urolithiasis // Am J Roentgenol. 2016. Vol. 206. P. 326–331. DOI: <https://doi.org/10.2214/ajr.15.14998>
8. 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: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2017.08.1010>
9. Bennett J.M., Estrada J.C., Shoemaker M.B., Pretorius M. Twinkling Artifact Associated with Guidewire Placement // Anesth Analg. 2015. Vol. 121. P. 69–71. DOI: <https://doi.org/10.1213/ane.0000000000000683>
10. Sen V., Imamoglu C., Kucukturkmen I., Degirmenci T., Bozkurt I.H., Yonguc T., Aydogdu O., Gunlusoy B. Can Doppler ultrasonography Twinkling artifact be used as an alternative imaging modality to non-contrast-enhanced computed tomography in patients with ureteral stones? A prospective clinical study // Urolithiasis. 2017. Vol. 45. P. 215–219. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00240-016-0891-8>
11. Winkel R.R., Kalhauge A., Fredfeldt K.E. The usefulness of ultrasound colour-Doppler twinkling artefact for detecting urolithiasis compared with low dose nonenhanced computerized tomography // Ultrasound Med Biol. 2012. Vol. 38. P.1180–1187. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2012.03.003>

12. Кубова С.Ю. Значение доплеровского «мерцающего артефакта» для диагностики конкрементов и внутритканевых кальцинатов: дис. ... канд. мед. наук. Обнинск, 2004. 106 с.: ил.
13. 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. P. 215–222. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10396-014-0599-8>
14. Tian J., Xu L. Color Doppler Twinkling artifact in diagnosis of tuberculous pleuritis: A comparison with gray-scale ultrasonography and computed tomography // *Ultrasound Med Biol*. 2018. Vol. 44. P. 1291–1295. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2018.01.003>
15. Relea A., Alonso J.A., González M., Zornoza C., Bahamonde S., Vinuela B.E., Encinas M.B. Usefulness of the twinkling artifact on Doppler ultrasound for the detection of breast microcalcifications // *Radiología*. 2018. Vol. 60, №5. P. 413–423. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rx.2018.04.004>
16. Leonov D.V., Kulberg N.S., Gromov A.I., Morozov S.P., Kim S.Yu. Causes of Ultrasound Doppler Twinkling Artifact // *Acoust. Phys*. 2018. Vol. 64. P. 105–114. DOI: <https://doi.org/10.1134/S1063771018010128>
17. Salmaslıoğlu A., Bulakçı M., Bakır B., Yılmaz R., Akpınar Y.E., Tefik T., Şanlı Ö., Özel S., Acunas B. The usefulness of agent emission imaging – high mechanical index ultrasound mode in the diagnosis of urolithiasis: A prospective preliminary study // *Diagn Interv Radiol*. 2018. Vol. 24, №3. P. 169–174. DOI: <https://www.doi.org/10.5152/dir.2018.18005>
18. Mitterberger M., Aigner F., Pallwein L., Pinggera G.M., Neururer R., Rehder P., Frauscher F. Sonographic Detection of Renal and Ureteral Stones. Value of the Twinkling Sign // *Int Braz J Urol*. 2009. Vol. 35. №5. P. 532–541. DOI: <https://doi.org/10.1590/S1677-55382009000500004>
19. Relea A., Alonso J.A., González M., Zornoza C., Bahamonde S., Viñuela B.E., Encinas M.B. Usefulness of the twinkling artifact on Doppler ultrasound for the detection of breast microcalcifications // *Radiologia*. 2018. Vol. 60, №5. P. 413–423. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rx.2018.04.004>
20. Rahmouni A., Bargoin R., Herment A., Bargoin N., Vasile N. Color Doppler Twinkling artifact in hyperechoic regions // *Radiology*. 1996. Vol. 199. P. 269–271. DOI: <https://doi.org/10.1148/radiology.199.1.8633158>
21. Aytac S.K., Ozcan H. Effect of color Doppler system on the «twinkling» sign associated with urinary tract calculi // *J. Clin. Ultrasound*. 1999. Vol. 27, №8. P. 433–439. DOI: [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-0096\(199910\)27:8%3C433::aid-jcu4%3E3.0.co;2-1](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-0096(199910)27:8%3C433::aid-jcu4%3E3.0.co;2-1)
22. Tahmasebpour H.R., Buckley A.R., Cooperberg P.L., Fix C.H. Sonographic examination of the carotid arteries // *RadioGraphics*. 2005. Vol. 25, №6. P. 1561–1575. DOI: <https://doi.org/10.1148/rg.256045013>
23. Громов А.И., Кубова С.Ю. Ультразвуковые артефакты. М.: Видар, 2007. 64 с., ил.

24. Громов А.И. Лучевая диагностика и терапия в урологии: национальное руководство / Гл. ред. тома А.И. Громов, В.М. Буйлов. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2011. 544 с.

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

26. Leonov D., Kulberg N., Gromov A., Fin V., Usanov M., Kovbas V., Sergunova K., Strelkov N., Vladzimirskiy A., Morozov S. Ultrasound Stone Detection: Discovery and Analysis of Two Stone-Related Components in Reflected Signal and Their Role in Etiology of Twinkling Artifact // Int J CARS. 2018. Vol. 13 (Suppl. 1). P. 10–11. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11548-018-1766-y>

27. Патент №RU 2 665 223 C1. Способ выявления аномалий физической плотности при акустической визуализации: опубл. 28.08.2018 / Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Фин В.А., Громов А.И. // Бюл. № 25.

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

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

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

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

32. Tsao T.F., Kang R.J., Gueng M.K., Tyan Y.S., Lin Y.C., Lee S.K. Color Doppler twinkling artifact and clinical use // J Med Ultrasound. 2009. Vol. 17, №3. P. 157–166. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0929-6441\(09\)60122-3](https://doi.org/10.1016/S0929-6441(09)60122-3)

Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики»

Выпуск 96

Авторы:

Леонов Денис Владимирович

Кульберг Николай Сергеевич

Громов Александр Игоревич

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕРЦАЮЩЕГО АРТЕФАКТА
ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ ТВЕРДЫХ ВКЛЮЧЕНИЙ
В УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКЕ**

Методические рекомендации

Отдел координации научной деятельности ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Руководитель отдела О.В. Омелянская

Технический редактор А.И. Овчарова

Компьютерная верстка Е.Д. Бугаенко

ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

127051, г. Москва, ул. Петровка, д. 24