



ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
<https://doi.org/10.24835/1607-0763-1610>



Влияние настроек ультразвукового аппарата на визуализацию артефакта мерцания

© Громов А.И.^{1, 2}, Леонов Д.В.^{3, 4, 5}, Сивков А.В.¹, Войтко Д.А.^{1*}, Каприн А.Д.^{6, 7}

¹ НИИ урологии и интервенционной радиологии им. Н.А. Лопаткина – филиал ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России; 105425 Москва, 3-я Парковая ул., д. 51, Российская Федерация

² ФГБОУ ВО “Российский университет медицины” Минздрава России; 127006 Москва, ул. Долгоруковская, д. 4, Российская Федерация

³ ГБУЗ города Москвы “Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗ города Москвы”; 127051 Москва, ул. Петровка д. 24, стр.1, Российская Федерация

⁴ ФИЦ “Информатика и управление” РАН; 119333 Москва, ул. Вавилова, д. 44, корп. 2, Российская Федерация

⁵ ФГБОУ ВО “НИУ “Московский энергетический институт”; 111250 Москва, ул. Красноказарменная, д. 14, стр. 1, Российская Федерация

⁶ ФГБУ “Национальный медицинский исследовательский центр радиологии” Минздрава России; МНИОИ им. П.А. Герцена – филиал ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России; 125284 Москва, 2-й Боткинский проезд, д. 3, Российская Федерация

⁷ ФГАОУ ВО “Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы” Минобрнауки России; 117198 Москва, ул. Миклухо-Маклая, 6, Российская Федерация

Цель исследования: определение оптимальных параметров ультразвукового сканирования мочевых камней для эффективной визуализации доплеровского артефакта мерцания.

Материал и методы. В научных базах Pubmed, Scopus и Elibrary проведен поиск современной литературы (с 2015 по 2025 г.), посвященной влиянию настроек ультразвукового сканера на визуализацию артефакта мерцания на русском и английском языках.

Изучение влияния параметров сканирования на интенсивность визуализации доплеровского артефакта мерцания выполнено на специально разработанном фантоме, в который помещали кальций-оксалатный мочевой камень диаметром 5 мм. Исследование проводили на ультразвуковых аппаратах Philips Affinity 70, ALOKA ProSound F75, Canon Aplio i700, Siemens ACUSON NX3 Elite, GE Healthcare LOGIQ E9, Mindray DC-60 Pro X-Insight с использованием конвексного абдоминального датчика.

Определяли следующие параметры: мощность передатчика, опорную частоту цветового доплера, частоту датчика в В-режиме, фокусное расстояние, ширину цветового окна, гармонику, частоту повторения импульсов, многолучевое сканирование, приоритет тканей (color-write priority), усиление доплеровского сигнала (C-gain), усиление в В-режиме (B-gain), режим тканевой гармоники, межкадровое усреднение, усреднение цветового картирования, подавление вспышки и фильтр колебаний стенок сосудов.

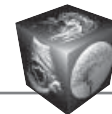
Результаты. Проведен поиск современной литературы (с 2015 по 2025 г.), посвященной влиянию настроек ультразвукового сканера на визуализацию артефакта мерцания на русском и английском языках. Проведен анализ настроек, таких как частота ультразвука, уровень усиления сигнала и параметры временной настройки, наглядно демонстрирующий, как эти факторы влияют на четкость изображений и точность диагностики.

Определены следующие параметры настроек ультразвуковых сканеров, увеличивающие эффективность визуализации артефакта мерцания: увеличение мощности передатчика до максимальной; снижение опорной частоты цветового доплера; установка фокальной зоны ниже глубины расположения объекта; уменьшение ширины цветового окна и увеличение частоты повторения импульсов. Уменьшения влияния программных решений, направленных на подавление артефактов, можно достичь: установкой приоритета в значении для цвета; отключением подавления “вспышки”; увеличением значений фильтра стенок; отключением подавления “вспышки” и тканевой гармоники.

Закключение. Оптимизация параметров ультразвукового сканирования позволяет в значительной степени повысить эффективность выявления артефакта мерцания в мочевых камнях.

Ключевые слова: ультразвуковая диагностика; артефакт мерцания; мерцающий артефакт; обнаружение мочевых камней; настройки ультразвукового сканера

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.



Для цитирования: Громов А.И., Леонов Д.В., Сивков А.В., Войтко Д.А., Каприн А.Д. Влияние настроек ультразвукового аппарата на визуализацию артефакта мерцания. *Медицинская визуализация*. 2026; 30 (2): 56–67. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1610>

Поступила в редакцию: 23.10.2025. **Принята к печати:** 31.03.2026. **Опубликована online:** 5.05.2026.

Effect of ultrasound machine settings on twinkling artifact visualization

© Alexander I. Gromov^{1, 2}, Denis V. Leonov^{3, 4, 5}, Andrey V. Sivkov¹, Dmitry A. Voitko^{1*}, Andrey D. Kaprin^{6, 7}

¹ N. Lopatkin Scientific Research Institute of Urology and Interventional Radiology – branch of the National Medical Research Radiological Center of the Ministry of Healthcare of Russian Federation; 51-1, 3rd Parkovaya str., Moscow 105425, Russian Federation

² The Russian University of Medicine of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation; 4, Dolgorukovskaya str., Moscow 127006, Russian Federation

³ Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department; 24/1, Petrovka str, Moscow 127051, Russian Federation

⁴ Federal Research Center “Computer Science and Control” of the Russian Academy of Sciences; 44, bld. 2, Vavilov st., Moscow 119333, Russian Federation

⁵ National Research University “Moscow Power Engineering Institute” (MPEI); 14, bld. 1, Krasnokazarmennaya str., Moscow 111250, Russian Federation

⁶ National Medical Research Radiological Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation; P. Hertsen Moscow oncology research institute – Branch of National Medical Research Radiological Centre of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation; 3, 2nd Botkinsky proezd, Moscow 125284, Russian Federation

⁷ Peoples' Friendship University of Russia named after Patrice Lumumba; 6, Miklukho-Maklay str., Moscow 117198, Russian Federation

Study objective. Determination of optimal parameters of ultrasound scanning of urinary stones for effective visualization of Doppler twinkling artifact.

Materials and Methods. A search of modern literature (from 2015 to 2025) devoted to the influence of ultrasound scanner settings on twinkling artifact visualization in Russian and English was conducted in the scientific databases Pubmed, Scopus and Elibrary.

The influence of scanning parameters on the intensity of Doppler twinkling artifact visualization studied using a specially designed phantom, in which a calcium oxalate urinary stone with a diameter of 5 mm placed.

The study performed on the following ultrasound machines: Philips Affinity 70, ALOKA ProSound F75, Canon Aplio i700, Siemens ACUSON NX3 Elite, GE Healthcare LOGIQ E9, Mindray DC-60 Pro X-Insight using a convex abdominal probe in Doppler mapping mode.

The following ultrasound parameters were determined: Transmitter power, Color Doppler reference frequency, B-mode probe frequency, Focal length, Color window width, Harmonic, Pulse repetition frequency, Multibeam scanning, Color-write priority, Doppler signal gain (C-gain), B-mode gain (B-gain), Tissue harmonic mode, Interframe averaging, Color mapping averaging, Flash suppression, and Vessel wall oscillation filter.

Results. The paper analyzes settings such as ultrasound frequency, signal gain level, and time setting parameters, clearly demonstrating how these factors affect image clarity and diagnostic accuracy. The following ultrasound scanner settings have been determined to increase twinkling artifact visualization efficiency: increasing the transmitter power to maximum; decreasing the color Doppler reference frequency; setting the focal zone below the object location depth; decreasing the color window width and increasing the pulse repetition rate. The influence of software solutions aimed at artifact suppression can be reduced by setting the priority to the color value; disabling flash suppression; increasing the wall filter values; disabling flash suppression and tissue harmonics.

Conclusions. Optimization of ultrasound scanning parameters can significantly increase the efficiency of twinkling artifact detection in urinary stones.

Keywords: ultrasound diagnostics; twinkling artifact; urinary stone detection; ultrasound machine settings

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Gromov A.I., Leonov D.V., Sivkov A.V., Voitko D.A., Kaprin A.D. Effect of ultrasound machine settings on twinkling artifact visualization. *Medical Visualization*. 2026; 30 (2): 56–67. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1610>

Received: 23.10.2025.

Accepted for publication: 31.03.2026.

Published online: 5.05.2026.



Введение

Артефакт мерцания (АМ) – известный эффект в ультразвуковой диагностике, повышающий возможности визуализации и оценки конкрементов, прежде всего мочевых камней, а также внутритканевых кальцинатов и плотных инородных тел [1, 2]. Данные о частоте выявления этого эффекта, в частности в камнях почек и мочеточников, разнятся в значительной степени [3]. Для демонстрации этого можно привести две работы, опубликованные в один и тот же год исследователями из одной и той же страны, в которых представлены данные о чувствительности АМ в мочевых камнях: в одном случае она составила 54,33% [4], а в другом – 100% [5]. Проведенный в 2023 г. метаанализ 16 публикаций, посвященных АМ, показал также большой разброс показателей чувствительности в выявлении АМ при уролитиазе, показатель составил от 0,54 до 0,97 [6].

Действительно, на возможность визуализации АМ в камнях почек и мочеточников влияет большое число факторов, таких как химический состав камня, характер его поверхности, а также настройки ультразвукового прибора [7, 8].

Собственный практический опыт подсказывает, что АМ в мочевых камнях успешно визуализировался в эпоху, когда только ультразвуковые сканеры стали цифровыми [9]. Но через несколько лет исследователи обратили внимание, что добиться его визуализации стало заметно труднее [10]. Объяснить это с позиций сегодняшнего времени можно, вероятно, тем, что в этот период в ультразвуковых аппаратах реализовывались различные средства подавления артефактов, в число которых случайно попал и АМ [11]. Однако в последнее время данный эффект стал вновь очень демонстративно проявляться при сканировании пациентов с уролитиазом. Проведенная нами специальная оценка возможности выявления АМ с использованием специально разработанного фантома, содержащего мочевые камни, погруженные в воду, показала возможность получения АМ практически на всех современных ультразвуковых сканерах [12].

В данной статье будут представлены рекомендации по настройкам ультразвукового сканера, основанные на систематизации литературных данных, а также на основании собственных клинических и фантомных исследований.

Цель исследования: определение оптимальных параметров ультразвукового сканирования мочевых камней для эффективной визуализации доплеровского артефакта мерцания.

Материал и методы

В научных базах Pubmed, Scopus, Elibrary был проведен поиск современной литературы на русском и английском языках (2015–2025 гг.), посвященной влиянию настроек ультразвукового сканера на визуализацию АМ.

В экспериментальной части работы был использован специальный фантом, разработанный в НИИ урологии и интервенционной радиологии им. Н.А. Лопаткина – филиал ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России, представляющий собой пластиковый контейнер с помещенной в него силиконово-платиновой подложкой. В центральное углубление подложки устанавливали кальций-оксалатный мочевой камень диаметром 5 мм. Предотвращение смещения датчика во время исследования осуществляли системой фиксации, расположенной в его верхней части. В качестве контактной среды использовали дегазированную минеральную воду. Исследование проводили на аппаратах Philips Affinity 70, ALOKA ProSound F75, Canon Aplio i700, Siemens ACUSON NX3 Elite, GE Healthcare LOGIQ E9, Mindray DC-60 Pro X-Insight с использованием конвексного абдоминального датчика в режиме доплеровского картирования.

Результаты исследования

Рассмотрев весь перечень настроек ультразвукового сканера, влияющих на интенсивность отображения АМ, мы посчитали целесообразным разделить их на 2 группы:

- 1) направленные на повышение акустической мощности, подводимой к изучаемому объекту;
- 2) направленные на уменьшение влияния технических и программных решений, которые могут подавить отображение АМ.

Первые из них относятся в основном к препроцессингу, вторые – к постпроцессингу.

В ходе исследования была собрана информация по влиянию настроек сканера на проявление артефакта. Она представлена в таблице.

Настройки, направленные на повышение акустической мощности, подводимой к изучаемому объекту

Не подлежит сомнению факт, что интенсивность АМ непосредственно зависит от акустической мощности, которая доходит до объекта, формирующего артефакт. Вероятно, недостаточная мощность акустической волны не способна вызвать кавитацию микропузырьков газа, а уж тем более смещение самого твердого объекта [13, 14].

Таблица. Настройки прибора для визуализации артефакта мерцания**Table.** Device settings for visualization of the twinkling artifact

Параметр Parameters	Установка Installation	Пояснение Explanation	Наименование в сканере Name in the scanner					
			Hitachi	Canon	GE	Philips	Samsung	Mindray
Параметры, направленные на повышение акустической мощности (препроцессинг)								
Мощность передатчика Transmitter power	Максимально допустимая прибором Maximum allowed by the device	Может меняться настройкой Penetration Can be changed by the Penetration setting	Acoustic Power	Acoustic Power	Transmit Power	Output Power	Power	Acoustic Power
			Мощность передачи	Акустическая мощность	Излучаемая мощность	Передаваемая мощность	Передаваемая мощность	Мощность передачи
Опорная частота цветового доплера Color Doppler Reference	Минимально возможная Frequency Minimum Possible		Reference frequency Color Doppler	Frequency (CF)	Doppler baseline frequency	Doppler transmit frequency	Center frequency	Freq C
			Опорная/базовая частота ЦДК	Частота цветового доплера	Центральная частота доплера	Базовая частота цвета	Опорная частота ЦДК	Опорная частота ЦДК
Частота датчика в В-режиме The sensor frequency in B mode	Минимально возможная The minimum	Если она не связана с опорной частотой цветового доплера If it is not related to the reference frequency of the color Doppler	Reference frequency B	Frequency	Transducer frequency	Transducer frequency	Tx Frequency	Freq B
			Опорная частота В-режима	Выбор частоты	Частота датчика	Рабочая частота	Частота датчика	Частота
Фокусное расстояние The focal length	На глубине расположения изучаемого объекта или ниже At or below the depth of the object being studied		Focus seting	Focus	Focal Zone	Focal Zone	Focus depth	Focal zone
			Фокусировка	Положении зоны фокусировки	Фокусировка	Глубина фокуса	Фокусировка	Глубина фокуса
Ширина цветового окна The width of the color window	Малая Small	Высота окна не влияет The height of the window does not affect	Region of Interest (ROI) Color Doppler	ROI Size	Color Box Size	Color Box Size	ROI Size	ROI size
			Размер окна опроса/ цветового поля	Размер зоны интереса	Размер цветового окна	Зона отображения цвета	Площадь цветового отображения	Размер цветового окна



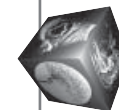


Таблица. Настройки прибора для визуализации артефакта мерцания

Table. Device settings for visualization of the twinkling artifact

Параметр Parameters	Установка Installation	Пояснение Explanation	Наименование в сканере Name in the scanner					
			Hitachi	Canon	GE	Philips	Samsung	Mindray
Гармоника Harmonics	Выключить Switch off		Tissue Harmonic Imaging	THI	harmonics	PureWave	Harmonic	Tissue Harmonic Imaging
			Гармоничная визуализация	Режим тканевой гармоник	Гармоническое изображение	Гармоничный режим	Гармоническое изображение	Режим тканевой гармоник
Частота повторения импульсов Pulse repetition rate	Чуть ниже максимальных Slightly below the maximum	Теоретически уменьшает интенсивность АМ, но при этом подавление отображения кровотока заметно повышает возможности его случайного обнаружения Theoretically, it reduces the intensity of AM, but at the same time suppressing the display of blood flow significantly increases the possibility of its accidental detection.	PRF	Scale	PRF	Pulse Frequency	PRF	Scale
			Частота повторения импульсов	Регулировка скоростной доплеровской шкалы	Частота повторения импульсов	Частота повторения импульсов	Частота повторения импульсов	Частота повторения импульсов
Многолучевое сканирование Multipath scanning	Выключить Switch off		Compound	Aplipure	Compound Imaging	PureWave Crystal Transducer Technology	MultiVision	iBeam
			Многолучевой режим	Многолучевое сканирование	Многолучевой режим		Многочастотное сканирование	

Параметры, влияющие на отображение АМ или направленные на подавление артефактов цветового доплеровского картирования (постпроцессинг)

Parameters that affect the display of AM or are aimed at suppressing artifacts of color Doppler mapping (postprocessing)

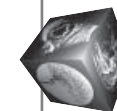
Приоритет тканей Priority of fabrics	Приоритет цвета Color priority		Color Priority	Balance	Priority	Priority Color	–	Priority
			Приоритет цветного режима	Приоритет цветовой/серошкальной информации	Настройка приоритета цветного потока	Цветовой приоритет	–	Приоритет
Допплеровское усиление Doppler gain	Уменьшить до исчезновения цветового затека Reduce the color fading until it disappears		CFI/CFM/CF gain	CDI gain	Color gain	Color gain	C-gain	Color gain
			Усиление доплера	Регулировка интенсивности цветовых эхосигналов	Допплеровский усилитель	Усиление доплера	Регулировка чувствительности доплера	Допплеровский усилитель

Таблица. Настройки прибора для визуализации артефакта мерцания
Table. Device settings for visualization of the twinkling artifact

Параметр Parameters	Установка Installation	Пояснение Explanation	Наименование в сканере Name in the scanner					
			Hitachi	Canon	GE	Philips	Samsung	Mindray
Усиление в В-режиме Gain in B-mode	Уменьшить Reduce		B-gain	Gain	General Gain Adjustment	Global Gain Adjustment	B-gain	B-Gain
			Усиление В-режима	Усиление эхосигнала в В-режиме	Усиление	Усиление	Усиление	Усиление
Межкадровое усреднение Inter-frame averaging	Минимальные значения Minimum		Persistence B	Time smoothing	Temporal Filtering	B-mode Frame Averaging	B-Frame Average	Smooth
			Межкадровый фильтр	Временное сглаживание в В-режиме	Среднее между кадрами	Межкадровое сглаживание	Межкадровая фильтрация	Усреднение кадров
Усреднение цветового картирования Averaging of color mapping	Выключить Switch off		Persistence CF/CFM/CF	Time smoothing (CDI)	Frame Averaging	Flow Smoothed Imaging (FSI)	C-Frame Average	Persistence
			Цветовое усреднение	Временное сглаживание в режиме ЦДК	Цветовое усреднение	Цветовое усреднение	Цветовое усреднение	Цветовое усреднение
Подавление вспышки Flash suppression	Выключить Flash suppression		Wall motion reduction	–	Flash Artifact Removal	Flash Artefact Correction	–	–
			Подавление вспышки	–	Удаление артефактов вспышки	Коррекция эффектов вспышки	–	–
Фильтр колебаний стенок сосудов Vascular wall vibration filter	Увеличить Increase		Wall filter	Filter	Wall Motion Filter	Wall filter	Wall Filter	Wall filter
			Фильтр колебаний	Фильтр артефактов движения стенки сосуда	Фильтр стенок сосудов	Фильтрация колебаний стенки сосуда	Фильтр стенок сосудов	Фильтрация пульсаций

Примечание. Названия настроек могут варьировать в зависимости от модели устройства и версии программного обеспечения. Рекомендуется обратиться к руководству пользователя конкретного ультразвукового сканера для получения наиболее точной информации.

Note. The names of the settings may vary depending on the device model and software version. It is recommended to consult the user manual of a specific ultrasound scanner for the most accurate information.



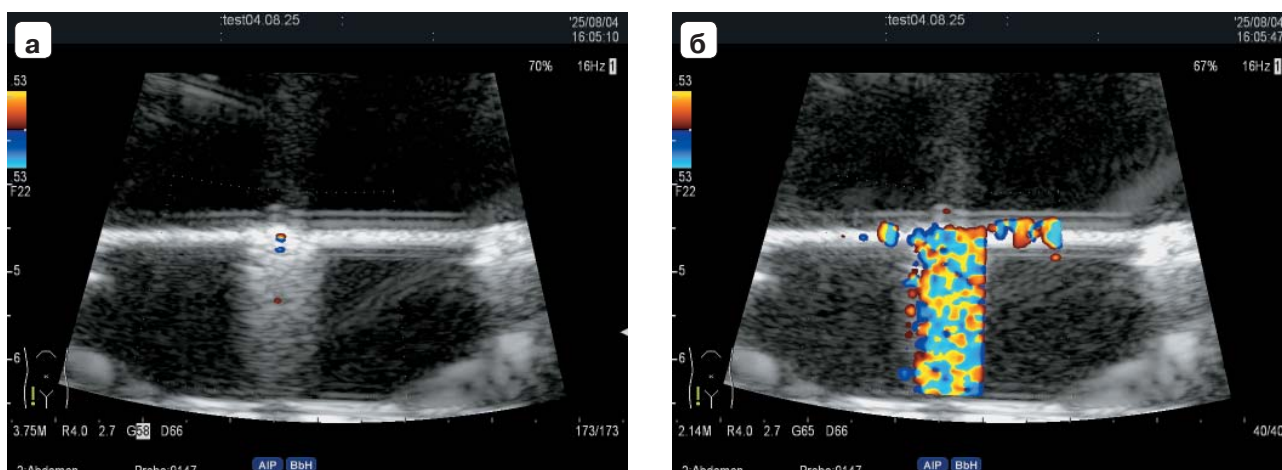


Рис. 1. Здесь и далее на рисунках фантомное исследование в специальном контейнере, заполненном водой. В силиконовой подложке на дне расположен конкремент оксалата кальция. Влияние изменения опорной частоты цветового доплера на отображение АМ. **а** – частота 3,75 МГц; **б** – частота 2,14 МГц. Усиление отображения АМ при уменьшении опорной частоты цветового доплера.

Fig. 1. Here and further in the figures, a phantom study in a special container filled with water. In the silicone substrate at the bottom there is a calcium oxalate concrement. The effect of changing the reference frequency of color Doppler on the twinkling artifact display. **a** – frequency 3.75 MHz; **b** – frequency 2.14 MHz. Enhancement of the twinkling artifact display with a decrease in the reference frequency of color Doppler.

Мощность передатчика. Практически во всех ультразвуковых сканерах имеется возможность изменить мощность акустической волны, формируемой датчиком. Уменьшение акустического индекса требуется для исследования органов и объектов, которые теоретически могут пострадать в результате нагревания при взаимодействии ультразвуковой волны на ткань, в частности глаз и эмбрион на ранних сроках беременности. Поэтому необходимо проверить показатели акустического индекса и **установить их на максимальные значения (100%)**. В некоторых сканерах имеется механический регулятор, в других изменение данной настройки возможно только через меню.

Опорная частота цветового доплера. От опорной частоты доплеровского сигнала зависит степень затухания звуковой волны. Чем ниже частота волны, тем меньше ее затухание. Поэтому для получения максимального сигнала на глубине, т.е. его энергии, необходимо установить **минимальные значения** опорной частоты цветового доплера [15]. И хотя мощность, которую приносит акустическая волна серошкального изображения, заметно меньше, чем мощность доплеровского режима, целесообразно снизить значения и опорной частоты В-режима (рис. 1). При этом нужно помнить, что в некоторых приборах изменение этих частот взаимосвязано, и снижение частоты цветового доплера автоматически приводит к снижению опорной частоты В-режима [16].

Фокусное расстояние. Именно в зоне фокуса ультразвукового луча имеется максимальный уровень мощности сигнала. Поэтому необходимо устанавливать фокальную зону на глубину изучаемого объекта или ниже ее (рис. 2) [12]. Это позволит подвести туда максимальную акустическую энергию.

Ширина цветового окна значительно влияет на акустическую мощность. Уменьшение ширины позволяет значительно увеличить мощность на протяжении всего окна. При этом мощность сигнала вне окна будет иметь значительно меньшие значения. Поэтому для максимальной выраженности АМ необходимо разумно **уменьшить ширину цветового окна** и поместить в него изучаемый объект. Однако при поисковых исследованиях, тогда, когда мы не знаем, где может появиться АМ, значительное уменьшение ширины окна, наверно, нецелесообразно. При этом нужно отметить, что высота цветового окна на распределение акустической мощности влияния не оказывает.

Многочуевое сканирование. В настоящее время нет однозначного понимания влияния режима многочуевого сканирования на интенсивность АМ. Однако проведенное нами фантомное исследование показало, что его включение может приводить к уменьшению степени отображения АМ. Поэтому **режим многочуевого сканирования целесообразно выключить**.

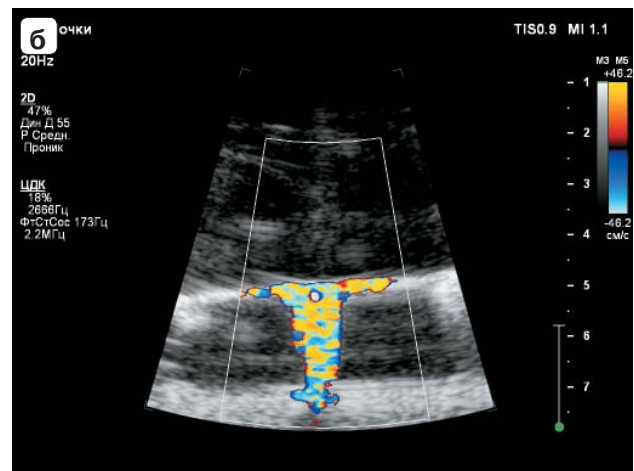
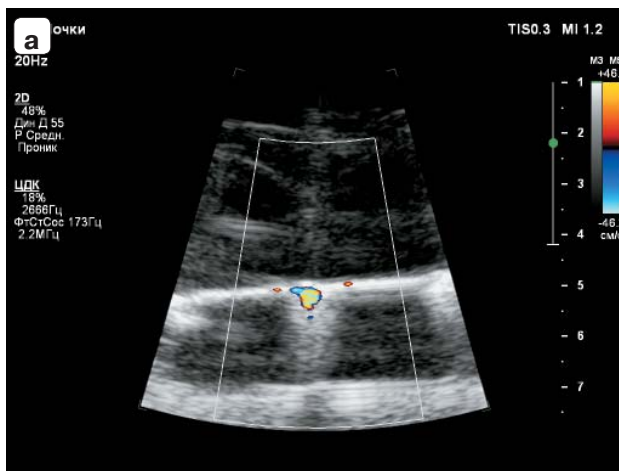


Рис. 2. Влияние местоположения фокуса на отображение АМ. **а** – фокус расположен выше объекта; **б** – фокус расположен ниже объекта. Усиление отображения АМ при смещении фокуса вниз за объект.

Fig. 2. Effect of focus location on twinkling artifact display. **a** – focus is located above the object; **б** – focus is located below the object. Enhancement of twinkling artifact display when focal position is beneath the object.

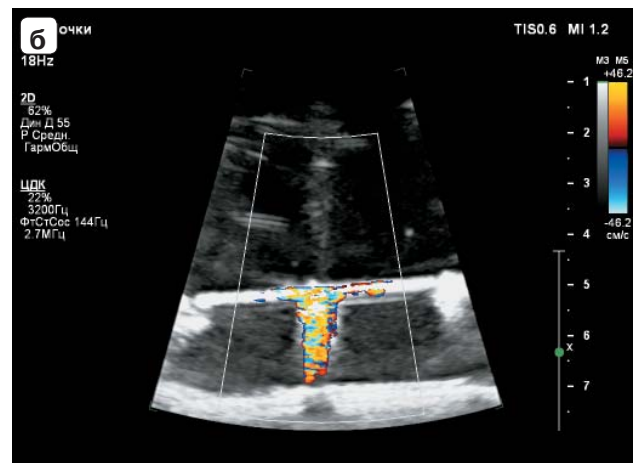
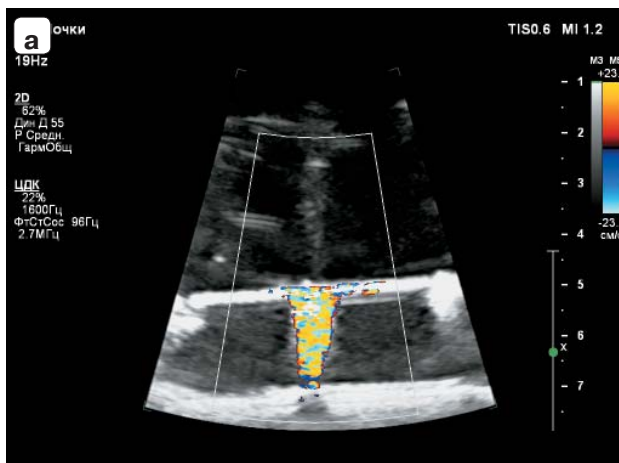
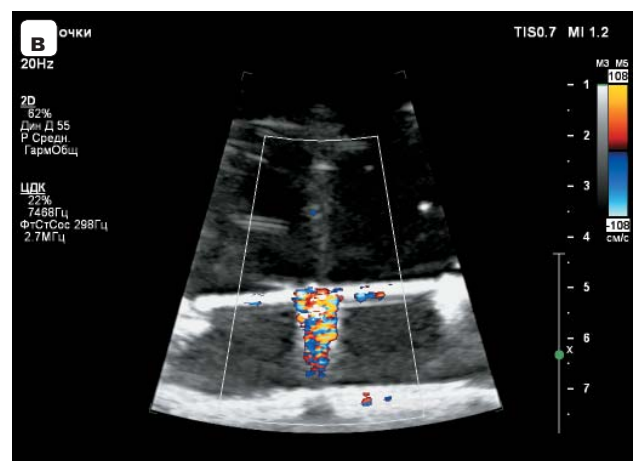


Рис. 3. Влияние изменения частоты повторения импульсов (PRF) на отображение АМ. **а** – PRF 1600 Гц; **б** – PRF 3200 Гц; **в** – PRF 7468 Гц. Снижение интенсивности отображения АМ при увеличении PRF.

Fig. 3. Effect of changing the pulse repetition frequency (PRF) on the twinkling artifact display. **a** – PRF 1600 Hz; **б** – PRF 3200 Hz; **в** – PRF 7468 Hz. Decreasing intensity of the twinkling artifact display with increasing PRF.





Частота повторения импульсов (PRF) – шкала. Высокие, близкие к максимальным, значения PRF действительно приводят к уменьшению интенсивности отображения АМ. Еще J.H. Yang и соавт. [17] в 2015 г. показали уменьшение артефакта при увеличении PRF. Это подтверждают и наши фантомные исследования (рис. 3). С другой стороны, повышение значений этого показателя приводит к уменьшению отображения кровотока, вплоть до его полного исчезновения. При этом интенсивность АМ практически не меняется, и он становится более заметным. Это позволило другим исследователям [5, 18] предположить, что частота повторения не влияет на АМ. Кроме того, нужно иметь в виду, что сканирование на низких значениях PRF может привести к появлению эффекта aliasing в сосудах, который в чем-то схож с отображением АМ, и может его маскировать [19]. Поэтому для выявления структур, дающих АМ, сканирование целесообразно проводить **на частотах несколько ниже максимальных, на том уровне, когда отображение кровотока в сосудах сведено к минимуму.**

Настройки, направленные на уменьшение влияния технических и программных решений, которые могут подавить отображение АМ

Приоритет тканей – специальная программная функция, которая позволяет изменить изображение в режиме цветового доплера с акцентом на серошкальное изображение или цвет. Поэтому значения этого показателя **необходимо устанавливать в максимальные для цвета** (рис. 4) [20].

Межкадровое усреднение и сглаживание – эта функция аппарата направлена на подавление

отображения цветового шума за счет использования в каждом кадре информации предыдущих кадров. Но АМ проявляется очень быстрой сменой цветов на противоположные, поэтому предыдущие кадры будут его маскировать. Поэтому вместе с шумом может подавляться и АМ. Исходя из этого уровень этой настройки **должен быть минимальным.**

Подавление вспышки – специальная функция, настроенная на подавление артефакта вспышки. С этим артефактом мы сталкиваемся постоянно при исследовании органов брюшной полости, и он обусловлен цветовым окрашиванием позади смещающегося газа внутри кишки. Проблема заключается в том, что отображение этого артефакта в чем-то напоминает АМ – широкие полосы быстро сменяющейся цветовой гаммы. Включение данного режима может подавить и АМ, поэтому он **должен быть выключен.**

Фильтр стенок – направлен на устранение цветовых эффектов, вызванных низкоскоростным движением стенок сосудов и сердца. С одной стороны, АМ представляет в цвете предельные скоростные значения, поэтому высокие значения этого показателя не должны влиять на его отображение [21]. Однако в экспериментальных условиях отмечено более яркое отображение АМ в светлых тонах с увеличением его контрастности при увеличении значений данного фильтра (рис. 5).

Усиление доплеровского сигнала – влияет не только на правильное отображение потока крови в сосудах, но и на АМ [20]. Здесь уместны стандартные рекомендации – с высоких значений уровень сигнала **уменьшить до исчезновения цветового затека.**

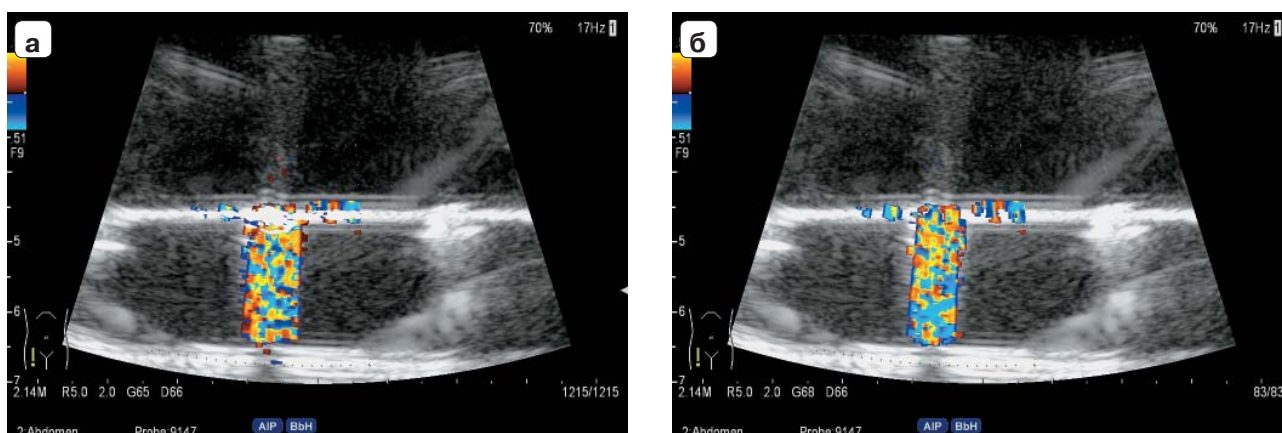


Рис. 4. Влияние изменения настройки “приоритет тканей/цвета” на отображение АМ. **а** – приоритет тканей; **б** – приоритет цвета. При включении режима “приоритет цвета” отмечается прокрашивание и самого конкремента.

Fig. 4. Effect of changing the “tissue/color priority” setting on twinkling artifact display. **a** – tissue priority; **b** – color priority. When the “color priority” mode is on, the calculus itself is also stained.

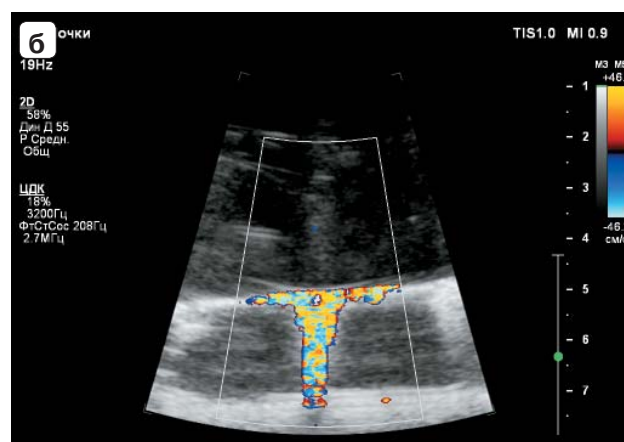
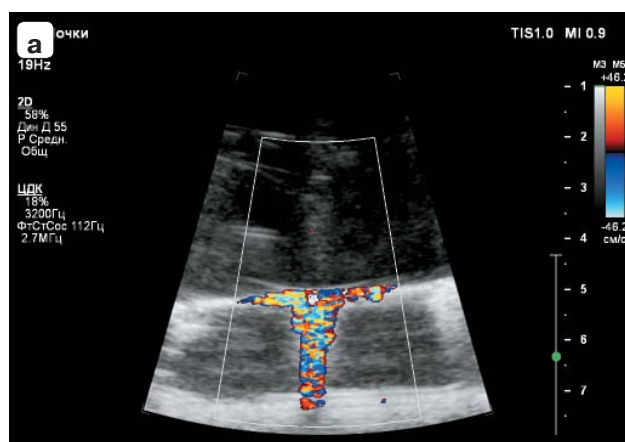
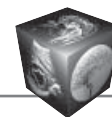


Рис. 5. Влияние изменения “фильтра стенок” на отображение АМ. **а** – минимальные значения “фильтра стенок” 112 Гц; **б** – максимальные значения “фильтра стенок” 208 Гц. Усиление яркости отображения АМ при увеличении параметров “фильтра стенок”.

Fig. 5. Effect of changing the “wall filter” on the twinkling artifact display. **a** – minimum values of the “wall filter” 112 Hz; **б** – maximum values of the “wall filter” 208 Hz. Increase in the brightness of the twinkling artifact display with an increase in the “wall filter” parameters.

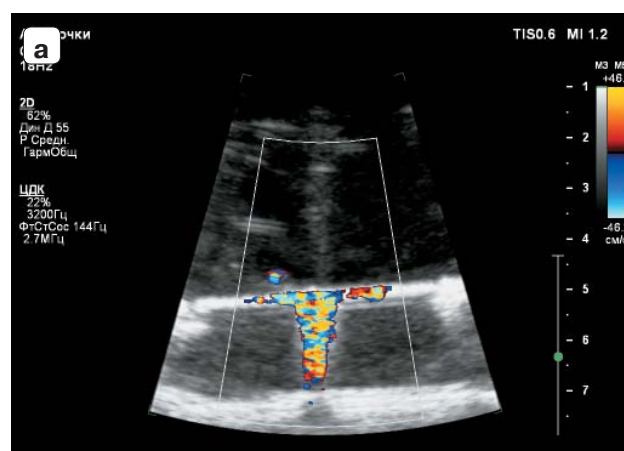
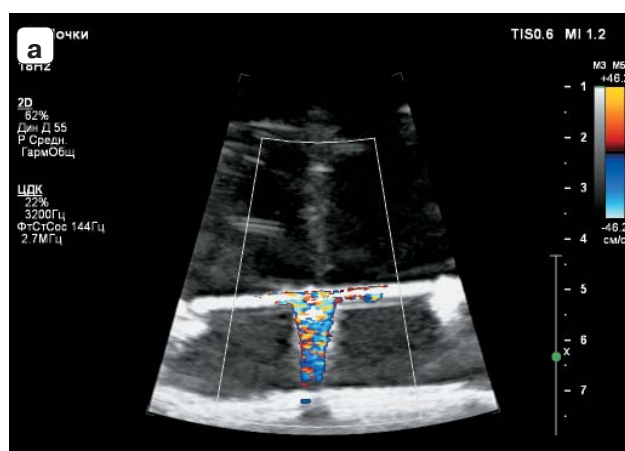


Рис. 6. Влияние включения режима тканевой гармоник на отображение АМ. **а** – режим тканевой гармоник включен; **б** – режим тканевой гармоник выключен. Усиление отображения АМ при выключении режима тканевой гармоник.

Fig. 6. Effect of tissue harmonic mode on twinkling artifact display. **a** – tissue harmonic mode on; **б** – tissue harmonic mode off. Enhancement of twinkling artifact display when tissue harmonic mode is off.

Усиление в В-режиме – этот параметр влияет на работу маски прозрачности, позволяющей выделить полезные сигналы на фоне шумов. При его высоких значениях, особенно при неправильной установке приоритета тканей, АМ может даже пропадать [22]. Потому усиление должно быть **настроено на низкие значения**.

Режим тканевой гармоник – относится к отображению В-режима и напрямую не влияет на мощность излученного сигнала. Кажется бы,

что он не должен изменять характер АМ. Но влияние его может быть опосредованным. Включение этого режима повышает контрастность изображения (рис. 6), а повышение контрастности может привести к превышению порога приоритета цвета, в результате проявление мерцающего артефакта на гиперэхогенных объектах снизится. Поэтому этот параметр **лучше отключить** для наилучшей визуализации артефакта.



Заключение

Результаты исследования показали значительное влияние настроек ультразвукового аппарата на визуализацию АМ. Было выявлено, что параметры, такие как частота несущего колебания, мощность излучения, приоритет тканей и глубина фокуса, оказывают определяющее влияние на стабильность изображения артефакта. Оптимизация этих параметров позволяет иногда получить отображение артефакта в тех случаях, когда он не проявляет себя при стандартных настройках прибора. В конечном итоге это позволяет повысить показатели диагностической эффективности АМ в выявлении конкрементов и внутритканевых кальцинатов.

Участие авторов

Громов А.И. – концепция и дизайн исследования, проведение исследования, написание текста, анализ и интерпретация полученных данных.

Леонов Д.В. – проведение исследования, участие в научном дизайне.

Сивков А.В. – утверждение окончательного варианта статьи, участие в научном дизайне.

Войтко Д.А. – проведение исследования, обзор публикаций по теме статьи, написание текста, анализ и интерпретация полученных данных.

Каприн А.Д. – утверждение окончательного варианта статьи, участие в научном дизайне.

Authors' participation

Gromov A.I. – research concept and design, conducting research, writing text, analyzing and interpreting the data obtained.

Leonov D.V. – conducting research, participating in scientific design.

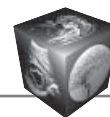
Sivkov A.V. – approval of the final version of the article, participation in scientific design.

Voitko D.A. – conducting research, reviewing publications on the topic of the article, writing the text, analyzing and interpreting the data obtained.

Kaprin A.D. – approval of the final version of the article, participation in scientific design.

Список литературы [References]

1. Rahmouni A., Bargoin R., Herment A. et al. Color Doppler Twinkling artifact in Hyperechoic regions. *Radiology*. 1996; 199: 269–271.
2. Jamallivani A., Behnam H., Tavakkoli J. Monitoring high-intensity focused ultrasound thermal therapy by ultrasound doppler imaging using twinkling artifact. *PLOS ONE*. 2025; 20 (7): e0324801. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0324801>
3. Abid A., Butt R.W., Abbas H.B. et al. Diagnostic accuracy of colour doppler ultrasound using twinkling artefact for the diagnosis of renal and ureteric calculi keeping non enhanced CT KUB as gold standard. *Pak. Armed Forces Med. J.* 2021; 71 (2): 522–525.
4. Adel H., Sattar A., Rahim A. et al. Diagnostic Accuracy of Doppler Twinkling Artifact for Identifying Urinary Tract Calculi. *Cureus*. 2019; 11 (9): e5647. <https://doi.org/10.7759/cureus.5647>
5. Bacha R., Manzoor I., Gilani S.A. Clinical Significance of Twinkling Artifact in the Diagnosis of Urinary Stones. *Ultrasound Med. Biol.* 2019; 45 (12): 3199–3206. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio>
6. Nabheerong P., Kengkla K., Saokaew S. Diagnostic accuracy of Doppler twinkling artifact for identifying urolithiasis: a systematic review and meta-analysis. *J. Ultrasound*. 2023; 26 (2): 321–331. <https://doi.org/10.1007/s40477-022-00759-z>
7. Rokni E., Zinck S., Simon J.C. Evaluation of stone features that cause the color Doppler ultrasound twinkling artifact. *Ultrasound Med. Biol.* 2021; 47 (5): 1310–1318. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2021.01.016>
8. Leonov D.V., Reshetnikov R.V., Kulberg N.S. et al. Doppler twinkling artifact observations: an open-access database of raw ultrasonic signals. *Dig. Diagn.* 2021; 2 (3): 261–276. <https://doi.org/10.17816/DD76511>
9. Васильев А.Ю., Громов А.И. Цветовое доплеровское картирование с использованием энергетического доплера в оценке патологии предстательной железы. *Военно-медицинский журнал*. 1997; 318 (4): 33–37. Vasilev A.Yu., Gromov A.I. Color Doppler mapping using power Doppler in assessing prostate pathology. *Military Medical Journal*. 1997; 318 (4): 33–37. (In Russian)
10. Sorensen M.D., Harper J.D., Hsi R.S. et al. B-mode ultrasound versus color Doppler twinkling artifact in detecting kidney stones. *J. Endourol.* 2013; 27 (2): 149–153. <https://doi.org/10.1089/end.2012.0430>
11. Ortiz S.H.C., Chiu T., Fox M.D. Ultrasound image enhancement: A review. *Biomed. Signal Proc. Control*. 2012; 7 (5): 419–428. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2012.02.002>
12. Громов А.И., Просяников М.Ю., Войтко Д.А., Анохин Н.В., Константинова О.В., Сивков А.В., Аполихин О.И., Каприн А.Д. Разработка способа оценки артефакта мерцания для диагностики мочевых камней на различных УЗ-сканерах. *Экспериментальная и клиническая урология*. 2024; 17 (3): 23–29. <https://doi.org/10.29188/2222-8543-2024-17-3-23-29>
13. Громов А.И., Сапожников О.А., Каприн А.Д. Доплеровский артефакт мерцания: физические механизмы и место в диагностической практике. Современное состояние вопроса. *Медицинская визуализация*. 2023; 27 (1): 120–134. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1206>
14. Gromov A.I., Sapozhnikov O.A., Kaprin A.D. Doppler twinkling artifact: physical mechanisms and place in diagnostic practice. State of the art. *Medical Visualization*. 2023; 27 (1): 120–134. <http://doi.org/10.24835/1607-0763-1206> (In Russian)
14. Rokni E., Kitur E.C., Simon J.C. Dynamics of crevice microbubbles that cause the twinkling artifact. *Ultrasonics Sonochemistry*. 2024; 108: 106971. <http://doi.org/10.1016/j.ulsonch.2024.106971>



15. Lu W., Sapozhnikov O.A., Bailey M.R. et al. Evidence for trapped surface bubbles as the cause for the twinkling artifact in ultrasound imaging. *Ultrasound Med. Biol.* 2013; 39: 1026–1038. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2013.01.011>
16. Poggi C., Palavecino M. Ultrasound principles and instrumentation. *Surgery Open Science.* 2024; 18: 123–128. <http://doi.org/10.1016/j.sopen.2024.02.005>
17. Yang J.H., Kang G., Choi M.J. The role of the acoustic radiation force in color Doppler twinkling artifacts. *Ultrasonography.* 2015; 34 (2): 109–114. <http://doi.org/10.14366/usg.14065>
18. Bacha R., Gilani S. A., Manzoor I. Relation of color Doppler twinkling artifact and scale or pulse repetition frequency. *J. Med. Ultrasound.* 2019; 27 (1): 13–18. http://doi.org/10.4103/JMU.JMU_129_18
19. Raheem A. Effects of Artifacts on the Diagnosis of Ultrasound Image. *Medico-Legal Update.* 2021; 21 (4): 327–336. <http://doi.org/10.37506/mlu.v21i4.3152>
20. Choi M.J., Cho C.H., Kang G., Yang J. Color Doppler Twinkling Artifact: Possible Mechanisms and Clinical Potential. *Biomed. Eng. Lett.* 2014; 4: 41–54. <https://doi.org/10.1007/s13534-014-0124-4>
21. Shabana W., Bude R.O., Rubin J.M. Comparison between color Doppler twinkling artifact and acoustic shadowing for renal calculus detection: an in vitro study. *Ultrasound Med. Biol.* 2009; 35 (2): 339–350. <http://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2008.09.023>
22. Gao J., Hentel K., Rubin J.M. Correlation between Twinkling artifact and color Doppler carrier frequency: Preliminary observations in renal calculi. *Ultrasound Med. Biol.* 2012; 38: 1534–1539. <http://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2012.04.011>

Для корреспонденции*: Войтко Дмитрий Алексеевич – e-mail: 1987vda@mail.ru

Громов Александр Игоревич – доктор мед. наук, профессор, руководитель группы лучевых методов диагностики и лечения отдела онкоурологии НИИ урологии и интервенционной радиологии им. Н.А. Лопаткина – филиала ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России; профессор кафедры лучевой диагностики ФГБОУ ВО “Российский университет медицины” Минздрава России, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-9014-9022>

Леонов Денис Владимирович – канд. техн. наук, ведущий научный сотрудник ГБУЗ города Москвы “Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗМ”; научный сотрудник ФИЦ “Информатика и управление” РАН; доцент ФГБОУ ВО “НИУ “Московский энергетический институт”, Москва. <https://orcid.org/0000-0003-0916-6552>

Сивков Андрей Владимирович – канд. мед. наук, заместитель директора НИИ урологии и интервенционной радиологии им. Н.А. Лопаткина – филиала ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России, Москва. E-mail: uroinfo@yandex.ru

Войтко Дмитрий Алексеевич – канд. мед. наук, старший научный сотрудник отдела мочекаменной болезни НИИ урологии и интервенционной радиологии им. Н.А. Лопаткина – филиал ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России, Москва. <https://orcid.org/0000-0003-1292-1651>

Каприн Андрей Дмитриевич – академик РАН, доктор мед. наук, профессор, заслуженный врач РФ, генеральный директор ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России; директор МНИОИ им. П.А. Герцена – филиал ФГБУ “НМИЦ радиологии” Минздрава России; заведующий кафедрой онкологии и рентгенодиагностики им. В.П. Харченко ФГАОУ ВО “Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы” Минобрнауки России, Москва. <https://orcid.org/0000-0001-8784-8415>

Contact*: Dmitry A. Voitko – e-mail: 1987vda@mail.ru

Alexander I. Gromov – Doct. of Sci., (Med.), Professor, Head of the Radiation Diagnostics and Treatment Group, N. Lopatkin Scientific Research Institute of Urology and Interventional Radiology – branch of the National Medical Research Radiological Center of the Ministry of Healthcare of Russian Federation; Professor of the Department of Radiation Diagnostics of the Moscow State Medical University named after A.I. Evdokimov, Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-9014-9022>

Denis V. Leonov – Cand. of Sci. (Techn.), Leading researcher, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department; scientist, Federal Research Center “Computer Science and Control” of the Russian Academy of Sciences; Associate professor, National Research University “Moscow Power Engineering Institute” (MPEI), Moscow. <https://orcid.org/0000-0003-0916-6552>

Andrey V. Sivkov – Cand. of Sci. (Med.), Deputy Director, N. Lopatkin Scientific Research Institute of Urology and Interventional Radiology – branch of the National Medical Research Radiological Center of the Ministry of Healthcare of Russian Federation, Moscow. E-mail: uroinfo@yandex.ru

Dmitry A. Voitko – Cand. of Sci. (Med.), Researcher at the Department of Urolithiasis, N. Lopatkin Scientific Research Institute of Urology and Interventional Radiology – branch of the National Medical Research Radiological Center of the Ministry of Healthcare of Russian Federation. <https://orcid.org/0000-0003-1292-1651>

Andrey D. Kaprin – Academician of the Russian Academy of Sciences, Doct. of Sci. (Med.), Professor, Honored Physician of the Russian Federation, Director General, National Medical Research Radiological Centre of the Ministry of Health of the Russian Federation; Director, P. Hertsen Moscow oncology research institute – Branch of National Medical Research Radiological Centre of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation; Head of the Department of Oncology and Roentgenology named after V.P. Kharchenko, Peoples' Friendship University of Russia named after Patrice Lumumba (RUDN University), Moscow. <https://orcid.org/0000-0001-8784-8415>