

## ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ТЕХНИЧЕСКОЙ АКУСТИКИ

УДК 534.141

### РЕЖИМ ОБНАРУЖЕНИЯ ТВЕРДЫХ МИНЕРАЛЬНЫХ ВКЛЮЧЕНИЙ ПРИ МЕДИЦИНСКОЙ АКУСТИЧЕСКОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

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

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

<sup>b</sup>Московский Энергетический Институт, кафедра основ радиотехники  
111250 Москва, ул. Красноказарменная 14, Россия

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

<sup>d</sup>Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова Минздрава России  
127206 Москва, ул. Вучетича 9а, Россия

\*e-mail: LeonovDV@mpei.ru

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

Поступила в редакцию 18.12.2017 г.

Предлагаемый режим ультразвуковой визуализации позволяет обнаружить объекты, которые существенно отличаются по рассеивающим характеристикам от окружающих тканей и жидкостей — прежде всего, микрокальцинаты, почечные и мочевые конкременты. Ранее проведенные нами исследования указывают на наличие в доплеровском сигнале, помимо общеизвестных компонент кровотока и шума в тракте приема, двух компонент, характерных для рассеяния на твердых включениях. Одна характеризуется наличием кавитации, другая — вынужденными колебаниями объекта под действием акустической радиационной силы. По статистическим и энергетическим параметрам эти компоненты отличны друг от друга, от шума и сигнала кровотока. В статье предложена методика различения сигналов, на основе которой разработан диагностический режим визуализации.

*Ключевые слова:* ультразвуковая визуализация, цветное доплеровское картирование, мерцающий артефакт, кавитация, микрокальцинаты, конкременты, радиационная сила, вынужденные колебания, тканемитирующий фантом

DOI: 10.1134/S0320791918050064

#### ВВЕДЕНИЕ

В статье описан опыт создания диагностического режима, позволяющего обнаруживать твердые минеральные включения при акустической локации доплеровскими методами. Статья является развитием исследования, проведенного нами ранее и опубликованного в [1]. Если в работе [1] делался упор на качественное уяснение механизма возникновения мерцающего артефакта, являющегося признаком наличия твердого включения, то здесь разработана методика оценки вероятности обнаружения таких объектов. Предложен подход к различению двух характерных компонент, приводящих к возникновению артефакта 1-го рода, обусловленного кавитацией, и 2-го рода, объясняющегося микроколебаниями под действием акустической радиационной силы, а также компонент кровотока и шума.

Предлагаемый режим ориентирован в первую очередь на медицинское применение и предна-

значен для обнаружения аномальных объектов, которые по физическим свойствам (главным образом плотности и сжимаемости) резко отличаются от окружающих тканей и жидкостей. Примером таких аномалий в биологических тканях могут служить прежде всего кальцинаты, почечные и мочевые камни. Обнаружение их актуально, поскольку мочекаменная болезнь находится на первом месте среди заболеваний мочеполовой системы [2], а кальцинаты встречаются в любых органах и рассматриваются как один из признаков дифференциальной диагностики патологических образований [3].

Используется ряд критериев сравнительной оценки свойств эхосигналов, указывающих на наличие кавитации или колебаний исследуемого объекта. Кавитация в диагностических режимах ультразвукового прибора замечалась неоднократно по косвенным признакам и с использованием специальных детекторов [4–7] (визуальное обна-

ружение ее затруднено из-за крайне малых размеров пузырьков и короткого времени их существования).

Упругие колебания объектов под действием акустической радиационной силы также описаны в литературе [8–11]. Известные нам экспериментальные наблюдения подтверждают существование таких колебаний в случае использования длинных (сотни микросекунд) толкающих импульсов [10, 11]. На основании экспериментов, описанных нами в работе [1], мы предположили, что значительно более короткие диагностические импульсы также могут возбудить такие колебания, если в спектре зондирующей последовательности есть частота, близкая к резонансной частоте упругих колебаний самого объекта. На наш взгляд, эта гипотеза непротиворечиво объясняет появление в наших опытах сигналов характерной формы (рис. 1С), хотя она частично противоречит результатам работ [12–15], где на основании математических выкладок и численных экспериментов сделано предположение, что диагностических импульсов может быть недостаточно для возникновения заметных колебаний.

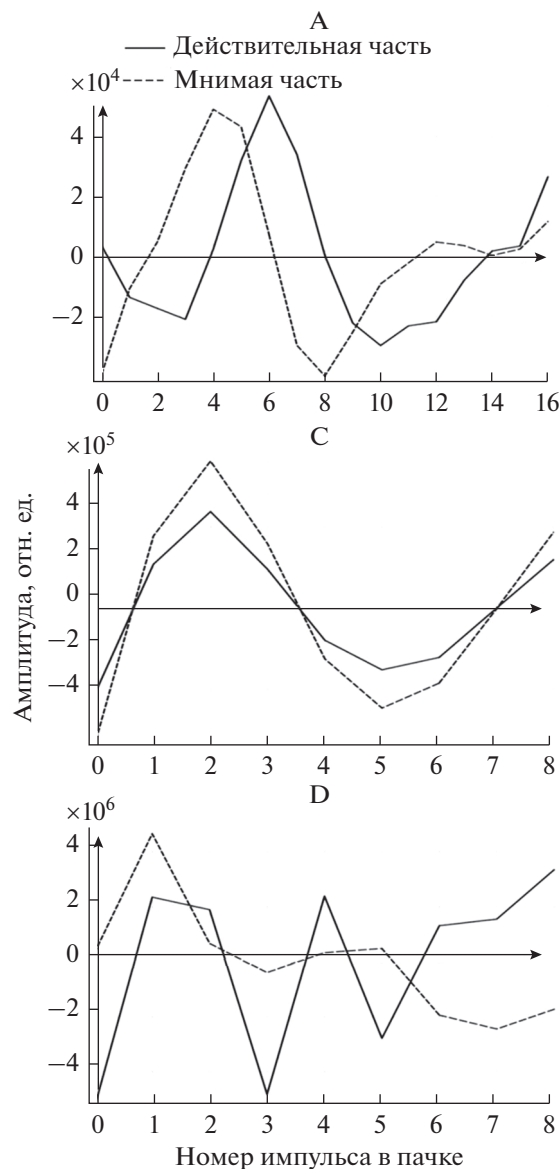
Когда кавитация или микроколебания возникают спонтанно в режиме цветового доплеровского картирования, они приводят к появлению мерцающего артефакта, проявляющегося в быстрой смене окрашенных пикселей в окрестности гиперэхогенного объекта.

Предполагается, что исследованные здесь характерные особенности и параметры сигналов, такие как корреляционные зависимости, станут дополнительным средством обнаружения твердого включения и определения его свойств [12].

### СОПОСТАВЛЕНИЕ С ИЗВЕСТНЫМИ МЕТОДАМИ

В ультразвуковой медицинской диагностике для обнаружения минеральных включений часто используется В-режим. При этом искомые объекты представляют собой яркие области на экране ультразвукового прибора, за которыми может быть видна акустическая тень. Но точность такого метода обнаружения невелика [3]. Для увеличения точности возможно использование режима цветового доплеровского картирования кровотока (ЦДК): при этом в окрестностях интересующего объекта наблюдается мерцающий артефакт. Многие клинические исследования подтвердили, что мерцающий артефакт увеличивает чувствительность обнаружения мочевых камней и кальцинатов [2–7]. Однако он нестабилен, проявляется по-разному на разных приборах и может быть перепутан с шумом или сигналами от кровотока.

Возможно и дополнительное повышение вероятности обнаружения объекта, если использо-



**Рис. 1.** Действительная и мнимая части полученных экспериментально типичных сигналов: (А) отражение от движущихся частиц в потоке жидкости после ВЧ-фильтрации, (С) колебания кальцината в упругой среде под воздействием радиационной силы, (D) кавитационный сигнал. По оси ординат – условные дискретные единицы на выходе формирователя луча, по оси абсцисс – порядковый номер импульса в доплеровском ансамбле. Действительная часть – исходный сигнал, мнимая часть – преобразование Гильберта от исходного сигнала.

вать добавочный источник низкочастотных акустических колебаний. Эта методика называется акустической резонансной визуализацией [16, 17]. При этом объект также начинает колебаться. В патенте [16] предлагается дооснастить ультразвуковой медицинский диагностический прибор генератором гармонических колебаний для возбуждения микрокальцинатов. Это приведет к уве-

личению интенсивности мерцающего артефакта. В описанных работах предлагается наблюдать результат в режиме ЦДК.

Однако режим ЦДК в медицинских устройствах предназначен для картирования кровотока. Мерцающий артефакт является скорее “случайной находкой”. Часто он мешает визуализации сосудов, и поэтому многие производители ультразвуковых медицинских диагностических приборов стремятся от него избавиться. Следовательно, разумным выходом является создание режима, специально предназначенного для обнаружения подобных аномальных рассеивателей [1, 5, 18–20].

Такой режим предложен группой из университета штата Вашингтон в работах [5–7]. Однако он учитывает только энергетические различия компонент конкрементов, кальцинатов, “белого” шума и кровотока и ориентируется на наличие кавитации.

В нашем исследовании [1] были выявлены статистические различия, учет которых позволит повысить чувствительность метода к сигналам от твердых включений. Также была выявлена компонента, обусловленная упругими колебаниями объекта под действием радиационной силы. Ее учет позволяет обнаруживать конкременты и в отсутствие кавитации.

В статье [10] предложен метод обнаружения микрокальцинатов, основанный на наблюдении смещения микрочастиц под действием акустической радиационной силы. Среда возбуждается с помощью толкающего импульса длительностью 200 мкс, после чего смещение объекта регистрируется по корреляционным различиям между импульсами измерительной последовательности. Этот подход весьма близок к предлагаемому нами методу выявления артефакта 2-го рода (т.е. микроколебаний частиц), только в нашем случае толкающий импульс не используется, и предполагается, что объект возбуждается за счет резонанса с помощью импульсов зондирующей последовательности.

## МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ДОПЛЕРОВСКИХ СИГНАЛОВ.

### НЕДОСТАТКИ ТРАДИЦИОННОЙ МОДЕЛИ

В доплеровских режимах ультразвуковой визуализации исследуемый объект облучается  $K$  раз с некоторым интервалом  $T_{PRF}$ . В каждой точке исследуемого объема получается ансамбль, состоящий из  $K$  комплексных входных отсчетов, называемый также пачкой. Традиционно этот сигнал описывается следующим выражением:

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

где  $A_k$  — комплексная амплитуда сигналов от кровотока (на рис. 1А представлены графики измене-

ний действительной и мнимой частей такого сигнала),  $\omega_A$  — доплеровский сдвиг частоты, обусловленный движением крови.  $B_k$  — комплексная амплитуда сигналов от малоподвижных тканей,  $\omega_B$  — доплеровский сдвиг частоты, обусловленный медленным движением тканей и перемещением датчика.  $E_k$  — комплексная компонента, характеризующая тепловой шум и шумы квантования и дискретизации в тракте приема и первичной обработки сигнала.

Мы используем более полную модель сигнала, изложенную и обоснованную в [1], которая учитывает влияние компонент, порожденных отражением как от кровотока, так и от аномального рассеивателя, приводящих к появлению мерцающего артефакта. Согласно этой модели  $k$ -й элемент пачки описывается выражением:

$$x_k = \left( A_k e^{i\omega_A t_k} + B_k + C_k e^{i\phi_k} + D_k \right) e^{i\omega_B t_k} + E_k. \quad (2)$$

Здесь  $C_k$  — амплитуда сигнала от аномалии. Поскольку конкремент может двигаться вместе с окружающими его малоподвижными тканями, ему также соответствует доплеровский сдвиг частоты, равный  $\omega_B$ . Также конкремент может совершать вынужденные колебания под действием акустической радиационной силы, это приводит к дополнительному изменению фазы сигнала, обозначенному здесь  $\phi_k$  (это изменение принципиально отличается от обычного доплеровского сдвига, см. рис. 1А и 1С).  $D_k$  — комплексное приращение амплитуды, вызванное влиянием кавитации, эти величины меняются от импульса к импульсу непредсказуемым образом (рис. 1D).

Для выделения доплеровской компоненты сигнал подвергается ВЧ-фильтрации, также называемой wall-filtering. Вместе с компонентой  $A_k$  фильтр пропускает  $E_k$ ,  $C_k$  и  $D_k$ . После фильтрации сигнал принимает вид

$$\tilde{x}_k = A_k e^{i\omega_A t_k} + C_k e^{i\phi_k} + D_k + E_k. \quad (3)$$

Как видно, по сравнению с моделью (1), фильтр пропускает не две компоненты, а четыре.

Далее при визуализации строится маска, отмечающая те области на изображении, где возможно наличие движущихся объектов. Часто используется маска по среднеквадратичному отклонению:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} |\tilde{x}_k|^2}. \quad (4)$$

Эта маска пропускает только значения, превышающие некоторый порог. В модели (1) рост величины  $\sigma$  возможен только за счет компонент  $A_k$  и  $E_k$ . Поскольку уровень шума  $E_k$  известен, все сигналы, превысившие вычисленный по нему порог, интерпретируются как кровоток и пропускаются

маской. Но компоненты  $C_k$  и  $D_k$ , соответствующие отражению от аномалии, намного превышают  $E_k$  и также пропускаются маской. Вследствие этого происходит неверная их интерпретация. И они, вместо того, чтобы стать самостоятельным полезным признаком, превращаются в артефакт, мешающий картированию кровотока.

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

$$\mu = \frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} |x_k|. \quad (5)$$

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

### СПОСОБЫ РАЗЛИЧЕНИЯ КОМПОНЕНТ СИГНАЛА: КОРРЕЛЯЦИОННЫЕ ЗАВИСИМОСТИ

Итак, сигналы от минеральных включений содержат компоненты  $C_k$  и  $D_k$ , которые не подавляются ФВЧ, предназначенным для исключения малоподвижных объектов. При этом они имеют достаточную мощность, чтобы пройти маску (4), изначально рассчитанную на обнаружение только компоненты  $A_k$ . В результате наряду с картированием движущихся участков в доплеровском режиме на изображении появляются дополнительные окрашенные области (мерцающий артефакт).

Предлагаемая здесь процедура различения сигналов, помимо анализа величин (4) и (5), будет включать анализ коэффициента попарной корреляции элементов доплеровской пачки

$$r = \frac{\sum_{k=0}^{K-2} \tilde{x}_k \tilde{x}_{k+1}^*}{\sqrt{\sum_{k=0}^{K-2} |\tilde{x}_k|^2 \sum_{k=0}^{K-2} |\tilde{x}_{k+1}|^2}} \quad (6)$$

и коэффициента корреляции действительной и мнимой частей сигнала:

$$r_{\text{Re,Im}} = \frac{\left| \sum_{k=0}^{K-1} \text{Re } \tilde{x}_k \text{ Im } \tilde{x}_k \right|}{\sqrt{\sum_{k=0}^{K-1} |\text{Re } \tilde{x}_k|^2 \sum_{k=0}^{K-1} |\text{Im } \tilde{x}_k|^2}}. \quad (7)$$

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

Компонента  $A_k$  может быть обнаружена на фоне шума по различию в величине  $r$  по формуле (6). На рис. 2 можно видеть, что гистограмма компоненты  $A_k$  находится справа и четко отделима от гистограмм компонент  $D_k$  и  $E_k$ . Компонента кровотока в комплексных амплитудах представима в виде  $A_k e^{i\omega_k}$ . Ее характерная реализация дана на рис. 1А. В отсутствии шума  $r = 1$ . В то же время корреляция  $r_{\text{Re,Im}}$  по формуле (7) у этих сигналов невелика. И даже в особых случаях, когда скорость кровотока близка к нулю или к граничной скорости, определяемой частотой повторения импульсов,

$$V_{\text{max}} = \frac{c \omega_{PRF}}{4 \omega_0}, \quad (8)$$

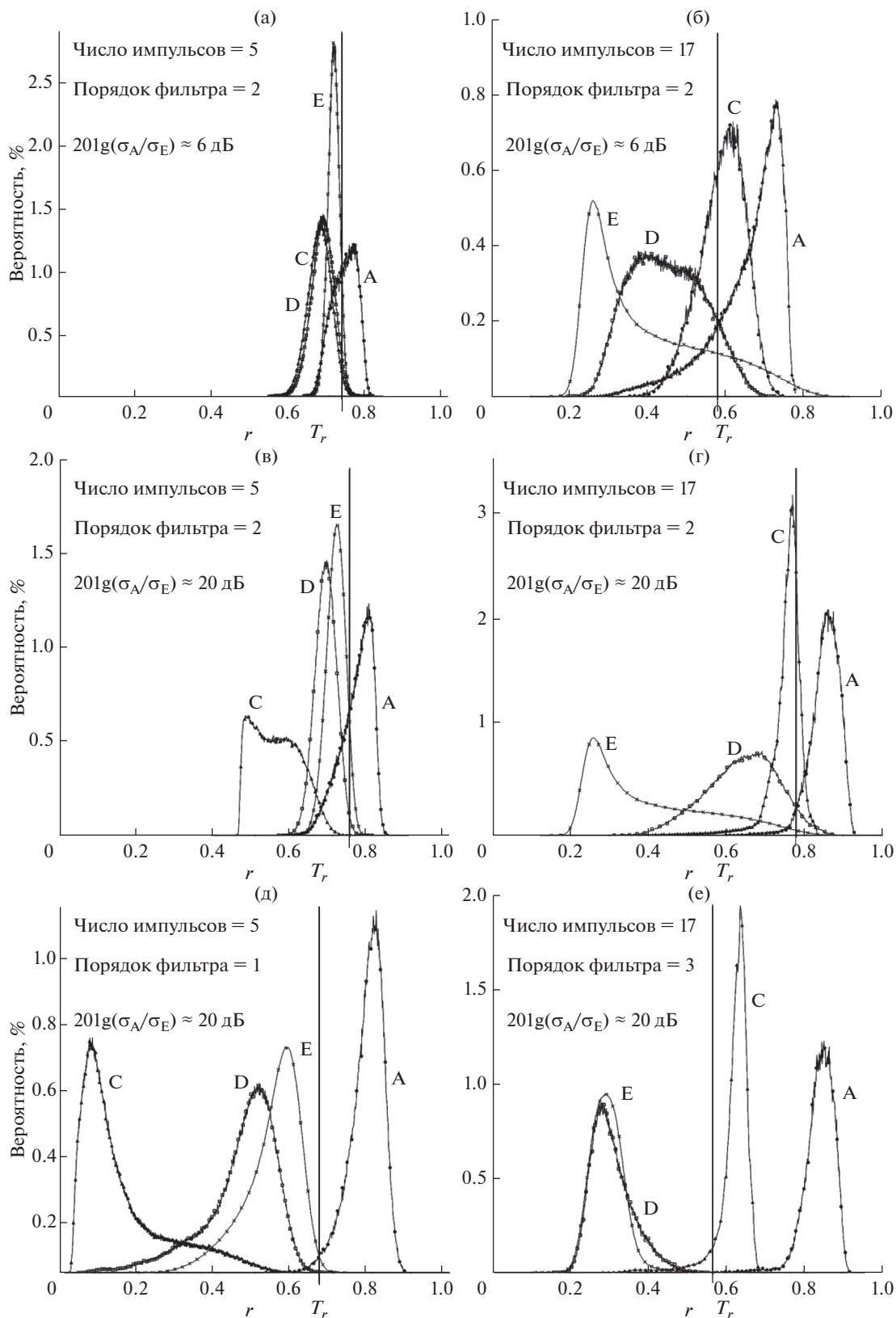
$r_{\text{Re,Im}}$  для кровотока по результатам численного моделирования не превышал 0.7. Величина этого параметра уменьшается с увеличением числа импульсов в пачке.

Компонента  $C_k$ , обусловленная упругими колебаниями объекта, отличается от сигнала кровотока тем, что действительная и мнимая части изменяются синфазно, в то время как в сигнале кровотока действительная и мнимая составляющие сдвинуты на  $\pi/2$  (ср. рис. 1С и 1А). Благодаря этому попарная корреляция  $r$  такого сигнала, как правило, невелика (см. рис. 2С). Только в особых случаях, когда частота колебаний близка к нулю или к граничной частоте

$$\omega_{\text{max}} = \frac{\omega_{PRF}}{2}, \quad (9)$$

величина  $r$  для компоненты  $C_k$  в наших экспериментах на численной модели близка к единице. Зато корреляция  $r_{\text{Re,Im}}$  по формуле (7) у этой компоненты обычно высокая (рис. 3).

Для компоненты  $D_k$  коэффициент попарной корреляции элементов пачки оказывается ниже, чем в области кровотока и в среднем по изображению. Также низок и коэффициент корреляции действительной и мнимой частей сигнала. При этом среднеквадратичное отклонение (4) значительно выше, чем у естественного шума приемника.



**Рис. 2.** Гистограммы модуля попарной корреляции сигналов с преобладанием компонент  $A_k$ ,  $C_k$ ,  $D_k$ ,  $E_k$  при минимальном уровне сигнала по отношению к шуму (а, б), при максимальном уровне сигнала (в, г), при подобранном по объему выборки порядке фильтра, подавляющего компоненту  $B_k$  (д, е). В левом столбце представлены гистограммы для выборки размером 5, в правом — 17 отсчетов.

Шум  $E_k$  не предназначен для картирования, однако нахождение его статистических свойств важно для нахождения пороговых критериев во всех остальных случаях, поэтому он должен быть рассмотрен особо. Он является аддитивным гауссовым, возникает в тракте приема и неотделим от компоненты кровотока. В большинстве случаев сигнал с преобладанием шумовой компоненты надежно отличим от всех видов полезного сигнала на основании порогового разбиения по формуле (4), однако анализ его корреляционных свойств может дать дополнительные сведения. Как известно, коррелированность шума стремится к нулю при бесконечной длине выборки и растет при уменьшении ее объема. Используемое нами оборудование при зондировании в режиме ЦДК работает с выборками в 5, 9 или 17 отсчетов. Численные эксперименты показали, что изменения модуля попарной корреляции с изменением числа импульсов в пачке для шумовой компоненты достаточно велики.

На коррелированности шума также сказываются особенности обработки сигналов: например, она растет с увеличением степени межкадрового усреднения. Этим, в частности, объясняются различия профиля вероятности распределения компоненты  $E_k$  на рис. 2 и 3. Но эти особенности мы здесь рассматривать не будем, чтобы не перегружать статью.

### ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ МАСОК

Для выделения каждой из компонент сигнала мы предлагаем вычисление специфических для них масок, пользуясь формулами (4)–(7). Установим для каждого из параметров  $r$ ,  $r_{\text{Re,Im}}$ ,  $\sigma$ ,  $\mu$  некоторые соответствующие им пороговые значения  $T_r$ ,  $T_{\text{Re,Im}}$ ,  $T_\sigma$ ,  $T_\mu$ .

Значение маски будет представлять собой булево выражение, составленное из предикатов сравнения. Так, для определения видимости компоненты  $A_k$ , как уже говорилось, традиционно используются параметры  $\mu$  и  $\sigma$ . Соответствующее логическое выражение для маски имеет вид

$$M_A = (\sigma > T_\sigma) \& (\mu < T_\mu). \quad (10)$$

С учетом изложенных выше соображений, скорректированная маска принимает вид

$$M_A = (r > T_r) \& (r_{\text{Re,Im}} < T_{\text{Re,Im}}) \& (\sigma > T_\sigma) \& (\mu < T_\mu). \quad (11)$$

Можно видеть, что добавление двух новых условий позволит устранить с карты кровотока все неуместные здесь признаки мерцающего артефакта.

Точно так же записываются выражения масок для двух оставшихся компонент сигнала:

$$M_C = (r_{\text{Re,Im}} > T_{\text{Re,Im}}) \& (\sigma > T_\sigma) \& (\mu > T_\mu), \quad (12)$$

$$M_D = (r < T_r) \& (r_{\text{Re,Im}} < T_{\text{Re,Im}}) \& (\sigma > T_\sigma) \& (\mu > T_\mu). \quad (13)$$

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

После маскирования выделенные области окрашиваются цветом, делающим их заметными на фоне серошкального В-изображения. В классическом режиме ЦДК цветом кодируется направление потока: красным – в сторону датчика, синим – от датчика. Величина скорости кровотока кодируется оттенками синего (голубого) и красного (желтого).

В предлагаемом режиме цветом кодируется тип сигнала: были выбраны два хорошо различимых цвета, один из которых обозначает сигналы с преобладанием компоненты упругих колебаний  $C_k$ , другой – сигналы с преобладанием кавитации (компонента  $D_k$ ). При построении черно-белых иллюстраций маски всех видов отображаются черным цветом.

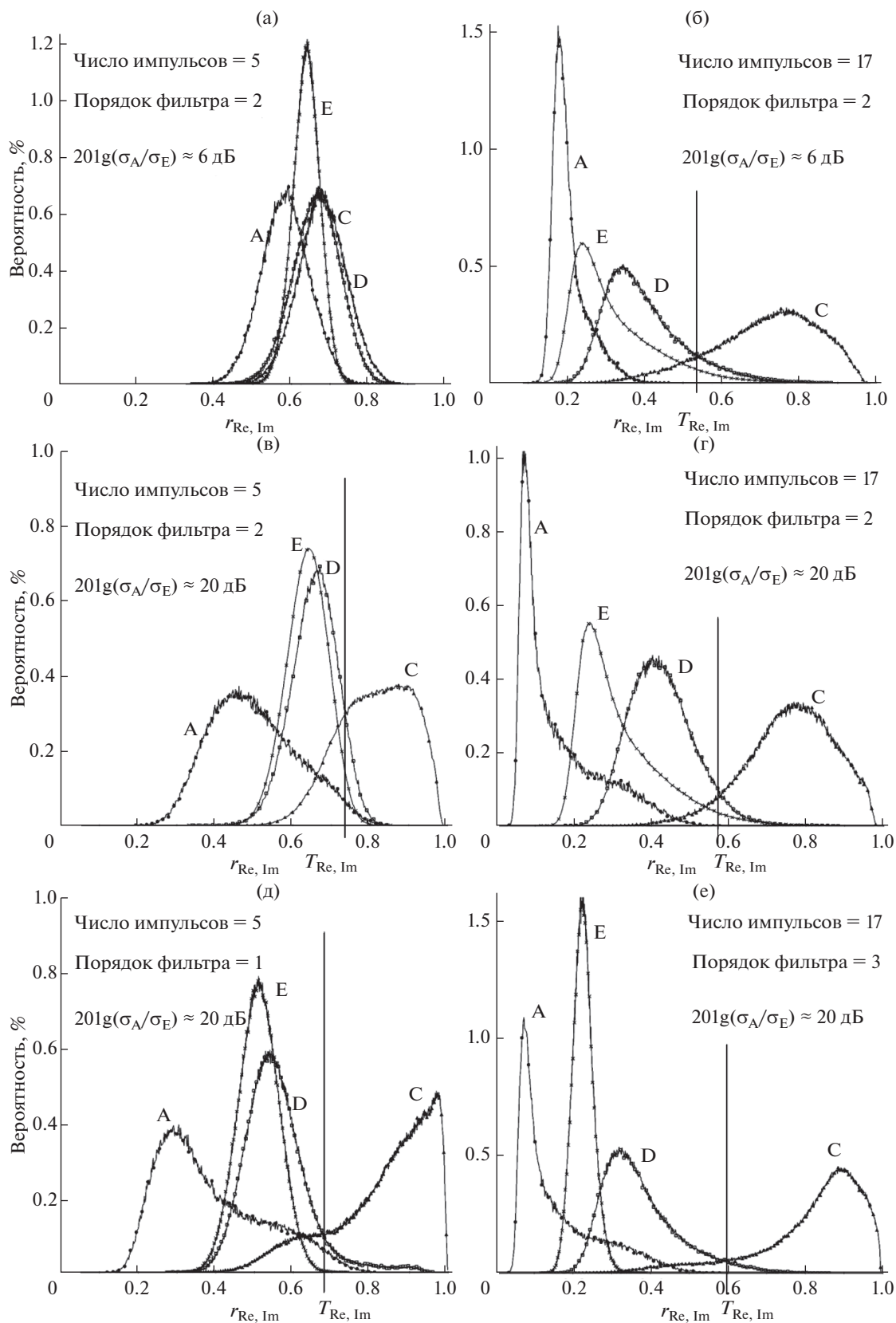
### ВЫБОР ПОРОГОВЫХ ЗНАЧЕНИЙ НА ОСНОВАНИИ СТАТИСТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА

Для построения масок важно определить значения пороговых критериев  $T_r, T_{\text{Re,Im}}, T_\sigma, T_\mu$ . Для этого была проведена серия физических и численных экспериментов. Как и в [1], основным элементом экспериментальной установки был прибор “Сономед-500”, имеющий открытую архитектуру. С его помощью были получены цифровые записи “сырых” сигналов на радиочастоте, по которым осуществлялся набор статистики. После подбора основных параметров все алгоритмы были интегрированы в прибор и тестировались в режиме реального времени.

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

– модель артерии с внутренним диаметром 4 мм в фантоме Gammex 1430 LE Mini-Doppler Flow System послужила источником сигналов с преобладанием компоненты  $A_k$ . Профиль потока – параболический. Наибольшая скорость определяется границей Найквиста (8);

– компонента  $D_k$ , полученная при облучении шероховатого алюминиевого цилиндра, закреп-



**Рис. 3.** Гистограммы модуля корреляции действительной и мнимой частей сигналов с преобладанием компонент  $A_k$ ,  $C_k$ ,  $D_k$ ,  $E_k$  при минимальном уровне сигнала по отношению к шуму (а, б), при максимальном уровне сигнала (в, г), при правильно подобранном порядке фильтра, подавляющего компоненту  $B_k$  (д, е). В левом столбце представлены гистограммы для выборки размером 5, в правом – 17 отсчетов.

ленного на подвеске в изготовленном нами фантоме, заполненном водой;

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

Местонахождение каждого объекта интереса определялось визуально. На основании этого строилась маска, размер которой определялся видимыми размерами изображения объекта. Для построения гистограмм параметров в области кровотока было доступно более 1.3 млн отсчетов; в области кавитации – 0.5 млн отсчетов; в области наблюдения упругих колебаний – 0.3 млн; в области малоподвижных тканей и шумовой компоненты – 1.8 млн.

Вероятности обнаружения компонент  $A_k$ ,  $C_k$ ,  $D_k$ ,  $E_k$  обозначаются  $P_A$ ,  $P_C$ ,  $P_D$ ,  $P_E$  соответственно. Абсолютное различие всех компонент не обязательно достижимо при существующих в ЦДК ограничениях размера выборки. Для оценки возможности различения рассмотрены критические случаи. На рис. 2–5 в первом столбце приведены гистограммы параметров  $\mu$ ,  $\sigma$ ,  $r$ ,  $r_{\text{Re,Im}}$  для последовательности из пяти импульсов, во втором – из 17-ти. В первой строке приведены гистограммы при наименьшей энергии излученной последовательности (мощность передатчика в приборе “Сономед-500” выставилась на минимум, а отношение компоненты кровотока к шуму составляло  $\approx 6$  дБ), во второй – при наибольшей ( $\approx 20$  дБ). Таким образом, на левом верхнем графике всех изображений представлены наиболее трудные для различения данные, на правом нижнем – самые легкие.

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

На рис. 4 изображены гистограммы интенсивностей сигналов  $A_k$ ,  $C_k$ ,  $D_k$ . На основании рис. 4 можно утверждать, что в проведенных экспериментах возможно достоверно отличить гипоэхогенный просвет сосуда от гиперэхогенных источников компонент  $C_k$  и  $D_k$  при любых допустимых параметрах сигнала, основываясь на пороге  $T_\mu$ .

Различение компоненты  $A_k$  от шума  $E_k$ , основанное на пороге  $T_\sigma$ , не столь однозначно (см. рис. 5). В случае мощного сигнала и большой выборки граничное значение  $T_\sigma$  между компонентами  $A_k$  и  $E_k$  четко определено. Однако в “сложном” случае, представленном на рис. 5а, когда энергия излученного сигнала минимальна,  $P_A = 0.93$  и  $P_E = 0.07$ . Из-за этого часто применяемая маска (10) работает неточно: на карте будут видны сигналы “ложной тревоги”.

#### *Различение $A_k$ от $E_k$ и $D_k$ в “сложных” случаях по корреляции $r$*

На графиках рис. 2, представляющих распределение модуля попарной корреляции  $r$  компонент  $A_k$ ,  $C_k$ ,  $D_k$  и  $E_k$ , гистограмма компоненты  $A_k$  всегда находится справа. Пороговое значение  $T_r$  только на последнем графике позволяет полностью отличить сигнал  $A_k$  от  $E_k$  и  $D_k$ . В остальных приведенных случаях различие носит вероятностный характер. Это говорит о недостаточности традиционно применяемой маски (10). Но если вместо нее использовать маску (11), которая учитывает корреляционные отличия компоненты  $A_k$  от других компонент сигнала, удастся получить абсолютное отличие компоненты  $A_k$  от  $D_k$  и  $E_k$  даже в самом сложном случае.

Критерий различия сигналов по  $r$  непригоден для компоненты  $C_k$ . Эксперименты показали, что этот параметр зависит от частоты колебаний объекта нелинейно и изменяется от единицы при нулевой или граничной частоте по Найквисту до  $\approx 0.2$  при  $\omega_C = \omega_{PRF}/4$  (измерения проводились при отношении компоненты кровотока к шуму 10 дБ, зависимость от объема выборки пренебрежимо мала).

#### *Различие $C_k$ и $A_k$*

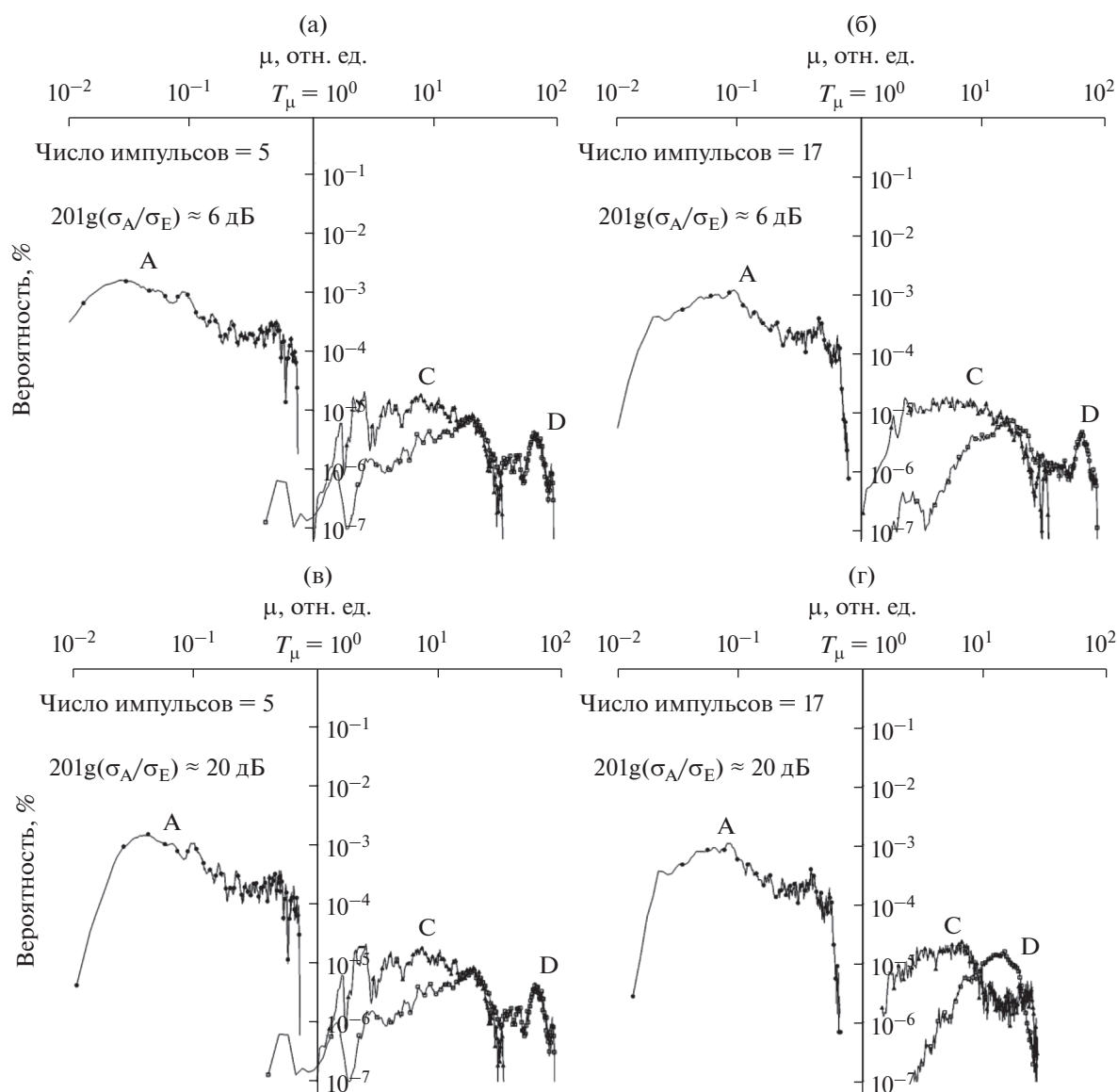
Для отличия компоненты  $C_k$  от  $A_k$  может быть использована корреляция  $r_{\text{Re,Im}}$ . На гистограммах рис. 3 компонента  $A_k$  всегда находится слева. Ее действительная и мнимая части ортогональны, следовательно, при доступных объемах выборки не следует ожидать их существенной коррелированности. Именно это продемонстрировали эксперименты. Согласно результатам, наибольшая зафиксированная величина  $r_{\text{Re,Im}}$  для  $A_k \approx 0.7$  (наблюдалась при выборке в 5 импульсов и частоте Найквиста;  $r_{\text{Re,Im}} < 0.5$  при 9 и  $r_{\text{Re,Im}} < 0.3$  при 17 импульсах).

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

Корреляция  $r$  непригодна для различения компонент  $C_k$  и  $D_k$ . Компонента  $D_k$  всегда характеризуется низким значением  $r$ . Для компоненты  $C_k$  величина  $r$  изменяется нелинейно с частотой колебаний объекта и может быть как низкой, так и высокой. В экспериментах наблюдались ее изменения в пределах  $[0.2; 1]$ .

Корреляция  $r_{\text{Re,Im}}$  в нашем способе согласно формулам (12) и (13) является единственным инструментом различения двух сигналов  $C_k$  и  $D_k$ , отраженных от гиперэхогенных объектов. Она чувствительна к энергии сигнала и объему выборки.





**Рис. 4.** Гистограммы амплитуды сигналов с преобладанием компонент  $A_k$ ,  $C_k$ ,  $D_k$  на входе подканала ЦДК при минимальном уровне сигнала по отношению к шуму и выборке в 5 (а) и 17 отсчетов (б); при максимальном уровне сигнала и 5 (в) и 17 отсчетах (г). Логарифмический масштаб по обоим осям.

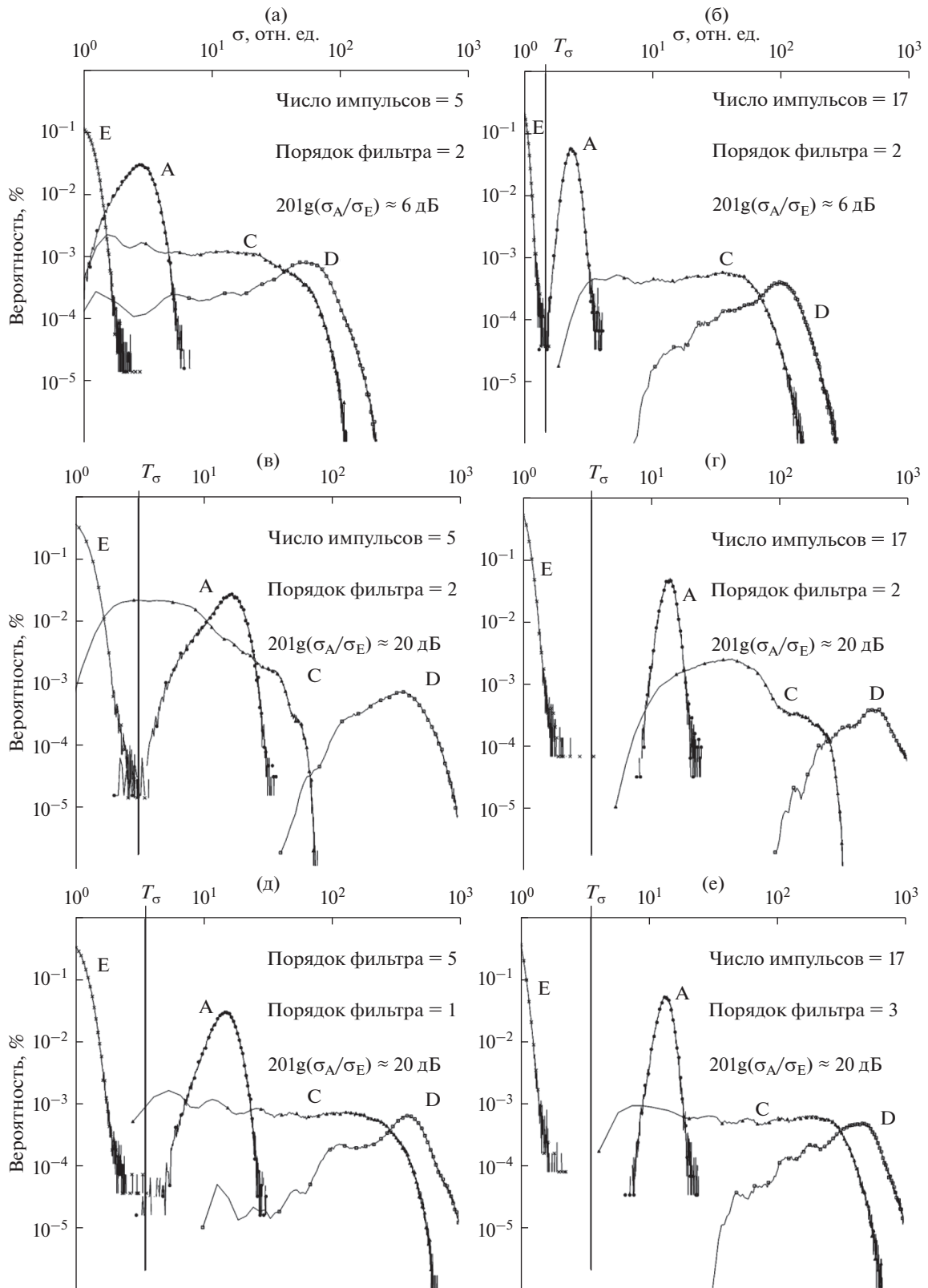
На рис. 3 изображены гистограммы модуля корреляции действительной и мнимой части  $r_{\text{Re,Im}}$  сигналов  $A_k$ ,  $C_k$ ,  $D_k$ ,  $E_k$ . Компонента  $C_k$  на графиках всегда находится справа. Абсолютного различия в приведенных на рис. 3 случаях не достигнуто. Это может быть вызвано “нечистотой” компоненты  $D_k$ : объект-источник кавитации также колебался под действием акустической радиационной силы.

#### Влияние порядка фильтра

По рис. 2д и 2е можно видеть, как важен правильный выбор фильтра, подавляющего компо-

ненту  $B_k$ . В режиме ЦДК для подавления компоненты отражения от тканей часто используются фильтры полиномиальной регрессии малых порядков. На рис. 2г и 2е приведены гистограммы при одинаковых параметрах сигнала, но различных порядках полинома, используемого при фильтрации. Повышенная коррелированность шума, вероятно, обусловлена неполным подавлением компоненты отражения от малоподвижных тканей. Замена квадратичной регрессии полиномом третьего порядка позволила от нее полностью избавиться.

Таким образом, проведенные исследования подтверждают возможность различения  $C_k$ ,  $D_k$  по



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

**Таблица 1.** Принципы построения масок для выделения различных компонент сигнала (плюс означает пропускание сигнала, превышающего некоторый порог, минус – сигнала, не достигающего порога, 0 – параметр не используется). Серой штриховкой выделены признаки, используемые в классической схеме ЦДК

Параметр	Компонент			
	$A_k$	$C_k$	$D_k$	$E_k$
$r$	+	–	–	–
$r_{\text{Re,Im}}$	–	+	–	–
$\sigma = \text{stddev } \tilde{x}$	+	+	+	–
$\mu = M[x]$	–	+	+	0

формулам (12) и (13). Построенные по ним маски могут быть использованы для целенаправленной визуализации мерцающего артефакта в диагностических целях. Также подтверждено преимущество маски (11) над классической маской (10) применительно к выделению сигналов кровотока. Применение этой маски позволит надежно подавить проявления мерцающего артефакта в тех случаях, когда он не нужен исследователю.

## ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ РЕЖИМА

Процесс разработки диагностического режима содержал следующие этапы:

- нахождение оптимальных пороговых значений критериев различения согласно формулам (4–7) для полученного массива;
- написание алгоритма выделения участков с мерцающим артефактом согласно признакам, описанным в статье;
- испытания *in vitro* с применением фантомов и искусственных неоднородностей;
- испытания *in vivo* с использованием данных от пациента-добровольца с подтвержденным наличием камней в полых органах или кальцинатов в мягких тканях с целью уточнения параметров алгоритма.

Поиск оптимальных пороговых значений осуществлялся итерационными методами. Алгоритм заключался в поиске пороговых значений по гистограммам, представленным на рис. 3 и 4. Например, для критерия по формуле (4) вероятность истинного обнаружения при известной области объекта, видимой на серошальном изображении, рассчитывалась методом подсчета числа доплеровских ансамблей, для которых СКО превышало заданный порог. Подсчетное число нормировалось на известную область объекта. При следующей итерации порог увеличивался. Для учета случайных отклонений проводилось накопление по множеству кадров.

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

За оптимальное пороговое значение принималась такая величина СКО, при которой разность вероятностей истинного и ложного обнаружений максимальна. Если разность вероятностей достигала единицы, в качестве предпочтительного бралось наименьшее значение СКО, при котором это происходило.

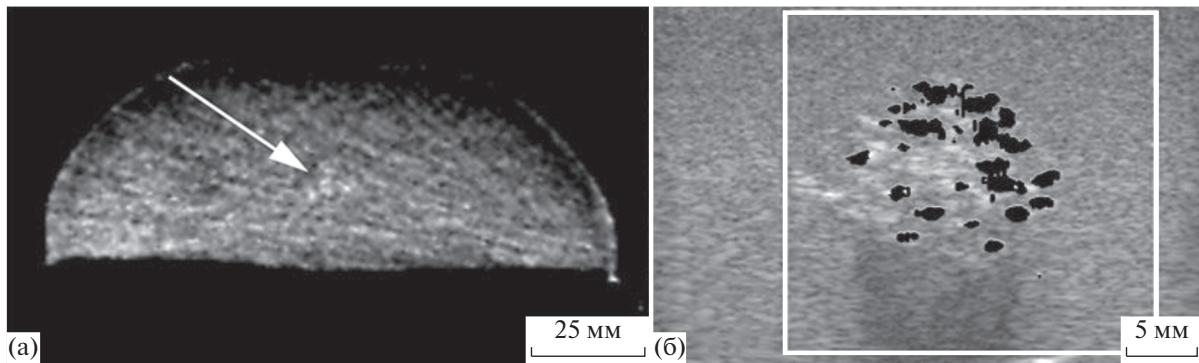
На основании экспериментов выработаны следующие дополнительные условия, соблюдение которых позволяет добиться наилучшего выделения сигналов от аномалий:

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

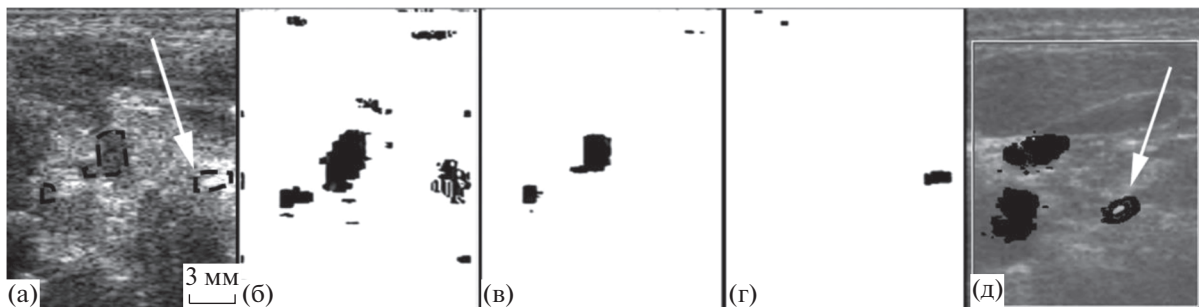
## ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ПРОВЕРКА РАБОТЫ РЕЖИМА

Тестирование проводилось с использованием большого количества различных искусственных неоднородностей, помещенных в фантом, заполнявшийся водой, этанолом, агар-агаром. В качестве неоднородностей использовались металлические и пластиковые цилиндры диаметром 1.75 мм, искусственно выращенные микрокристаллы  $\text{CaSO}_4$ , извлеченные у пациентов почечные камни. Также исследовался готовый маммографический фантом, содержащий минеральные включения, имитирующие микрокальцинаты. В статью включены данные двух обследований, которые, на наш взгляд, наиболее характерны.

На рис. 6 показаны изображения маммографического ультразвукового фантома. В нем присутствуют различные модели опухолей молочной железы. Некоторые из них содержат минеральные включения, близкие по свойствам к микрокальцинатам (наличие таких включений подтверждено на рентгеновском обследовании). В обычном доплеровском режиме на этих объектах возникает мерцающий артефакт, однако он слабо выражен и, чтобы его заметить, требуется изменение настроек прибора. При включении специаль-



**Рис. 6.** Минеральные включения в фантоме молочной железы: снимок рентгеновского компьютерного томографа, подтверждающий наличие минеральных включений, стрелкой указано расположение уплотнения (а), эхограмма с наложенной картой минеральных включений (б). Минеральные включения картированы черным цветом. В отраженном сигнале преобладала компонента  $C_k$ .



**Рис. 7.** Область сонной артерии с минеральным включением: эхограмма (а), заштрихованы контуры сосудов и кальцината (показан стрелкой), классическая маска для кровотока (б), маска для кровотока по формуле (11) (в), маска для минеральных включений (г). На изображениях (а–г) представлен один и тот же кадр. Снимок на контрольном приборе (д) – картируются как сосуды, так и кальцинат. В области кальцината в отраженном сигнале преобладала компонента  $D_k$ .

ного режима визуализации все эти объекты начинают подсвечиваться, указывая на наличие в сигнале информации о микроколебаниях объекта (компонента  $C_k$ ). Это ожидаемо, так как в полимере, из которого изготовлен фантом, возникновение кавитации маловероятно.

Эксперимент *in vivo* проведен с участием добровольца с кальцинатом в мягких тканях шеи. Кальцинат размером до 3 мм располагается вблизи сонной артерии на месте диагностированной ранее гематомы.

На рис. 7а–7г показаны изображения крупных сосудов шеи и кальцината, полученные на приборе “Сономед-500”. На рис. 7а показано обычное В-изображение. При его построении всегда используется логарифмирование, которое сильно сжимает сигналы большой амплитуды, т.е. затрудняет классификацию гиперэхогенных объектов. Поэтому на В-изображении в отсутствие акустической тени положение объекта неочевидно.

На рис. 7б показана маска бинарной классификации классического режима цветного доплеровского картирования. Размеры маски соответ-

ствуют размерам кадра на рис. 7а. Черным цветом на маске отмечены обнаруженные сигналы, белым – их отсутствие. На кальцините возникла кавитация, приводящая к появлению мерцающего артефакта. Поэтому маска в области кальцината окрашена черным. При получении этой маски параметр “приоритет ткани”, эквивалентный порогу  $T_u$ , был установлен на максимум, из-за чего можно видеть шумовые всплески в разных местах изображения. В данном примере классический режим ЦДК не делает различия между аномальными отражателями и крупными сосудами. Исследование также проводилось на контрольном приборе Medison SonoAce 8000EX, где также на кальцините в режиме ЦДК возник мерцающий артефакт (рис. 7д).

Результат применения маски (11) показан на рис. 7в. Эта маска, как и положено, выделила два сосуда, тогда как на рис. 7б, полученном по формуле классической маски кровотока (10), также отмечены области, не относящиеся к кровотоку: минеральное включение и плотные сухожилия.

Это сравнение говорит о преимуществе усовершенствованного режима.

На рис. 7г показана маска режима обнаружения твердого включения. Черным выделены сигналы, пришедшие от аномальных областей. Как следовало ожидать при правильной работе режима, сосуды остались неокрашенными.

Дополнительные примеры работы режима представлены в статье [18].

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Описанный в статье режим дает в руки исследователя новые, ранее не использовавшиеся средства для обнаружения твердых минеральных включений в медицинской акустической визуализации. Он является не просто “надежной версией” мерцающего артефакта, но открывает существенно новые возможности за счет использования корреляционных зависимостей. Режим способен различать два вида сигналов, отраженных от аномального рассеивателя: сигнал  $C_k$ , содержащий информацию об упругих колебаниях объекта, и сигнал  $D_k$ , обусловленный кавитацией на его границе.

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

Предлагаемый режим обладает рядом ограничений, которые необходимо вкратце упомянуть.

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

Гомогенный фон фантомов из используемых нами наполнителей (вода, агар-агар, силикон, спирт) не является идеальной имитацией какого-то конкретного органа. Реальные органы не идентичны и часто неоднородны. Существует большое разнообразие отражающих ультразвук объектов. Например, в молочной железе, помимо glandулярной, жировой ткани и мышечных волокон, присутствует гиперэхогенная соединительная ткань, которая, в силу отличия физических характеристик, при особо чувствительных

настройках алгоритма может быть окрашена наряду с микрокальцинатами.

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

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

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

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

Способ обнаружения минеральных включений, лежащий в основе режима, находится в процессе патентной защиты [19]. Режим как программный продукт зарегистрирован в Реестре программ для ЭВМ [20].

Работа поддержана грантом РФФИ № 17-01-00601.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Громов А.И., Морозов С.П., Ким С.Ю.* Исследование причин возникновения мерцающего артефакта в доплеровских режимах ультразвукового медицинского диагностического устройства // *Акуст. журн.* 2018. Т. 64. № 1. С. 100–111. doi 10.7868/S0320791918010124

2. *Denstedt J., Rosette J.* International Consultation on Urological Diseases. Stone Diseases // Société Internationale d'Urologie. Glasgow, Scotland, 2014.
3. *Громов А.И., Кубова С.Ю.* Ультразвуковые артефакты. М.: Видар, 2007.
4. *Holland C.K., Deng C.X., Apfel R.E., Alderman J.L., Fernandez L.A., Taylor K.J.W.* Direct evidence of cavitation *in vivo* from diagnostic ultrasound // *Ultrasound Med. Biol.* 1996. V. 22. № 7. P. 917–925.
5. *Lu W.* Ultrasonic Detection and Expulsion of Kidney Stones [dissertation]. Seattle: Department of Bioengineering, University of Washington, 2012.
6. *Brisbane W., Bailey M.R., Sorensen M.D.* An Overview of Kidney Stone Imaging Techniques // *Nature Reviews Urology.* 2016. № 13. P. 654–662.
7. *Simon J.C., Wang Y.N., Cunitz B.W., Thiel J., Starr F., Liu Z., Bailey M.R.* Effect of carbon dioxide on the twinkling artifact in ultrasound imaging of kidney stones: a pilot study // *Ultrasound Med. Biol.* 2017. V. 43. № 5. P. 877–883.
8. *Palmeri M.L., Wang M.H., Dahl J.J., Frinkley K.D., Nightingale K.R.* Quantifying hepatic shear modulus *in vivo* using acoustic radiation force // *Ultrasound Med. Biol.* 2008. V. 34. № 4. P. 546–558.
9. *Doherty J.R., Trahey G.E., Nightingale K.R., Palmeri M.L.* Acoustic radiation force elasticity imaging in diagnostic ultrasound // *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control.* 2013. V. 60. № 4. P. 685–701.
10. *Андреев В.Г., Шанин А.В., Демин И.Ю.* Движение группы жестких микрочастиц в вязкоупругой среде под действием акустической радиационной силы // *Акуст. журн.* 2014. Т. 60. № 6. С. 673–678.
11. *Андреев В.Г., Демин И.Ю., Корольков З.А., Шанин А.В.* Движение сферических микрочастиц в вязкоупругой среде под действием акустической радиационной силы // *Известия Российской академии наук. Серия физическая.* 2016. Т. 80. № 10. С. 1321–1326.
12. *Николаева А.В., Цысарь С.А., Сапожников О.А.* Измерение радиационной силы мегагерцового ультразвука, действующей на твердотельный сферический рассеиватель // *Акуст. журн.* 2016. Т. 62. № 1. С. 29–37.
13. *Sapozhnikov O.A., Bailey M.R.* Radiation force of an arbitrary acoustic beam on an elastic sphere in a fluid // *J. Acoust. Soc. Am.* 2013. V. 133. № 2. P. 661–676.
14. *Sapozhnikov O.A., Trusov L.A., Gromov A.I., Owen N.R., Bailey M.R., and Crum L.A.* Radiation force imparted on a kidney stone by a Doppler-mode diagnostic pulse // *J. Acoust. Soc. Am.* 2006. V. 120. № 5. P. 3109.
15. *Sapozhnikov O.A., Owen N.R., Bailey M.R., Gromov A.I., Crum L.A.* Use of scattering of ultrasound pulses and shock waves on kidney stones for imaging lithotripsy // *Proceeding of the 14th international congress on sound and vibration (ICSV14, CAIRNS, AUSTRALIA, 2007)*, section Bioacoustics. P. 1–8.
16. *Seghal C.* Apparatus for Imaging an Element within a Tissue and Method therefor. United States Patent № 5, 997, 477. 1999.
17. *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. V. 224. № 1. P. 265–269.
18. *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 УЗИ // *Радиология-практика.* 2018. № 1(67). С. 37–49.
19. *Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Фин В.А., Громов А.И.* Способ выявления аномалий физической плотности при акустической визуализации. Заявка на изобретение № 2017113162 от 18.04.2017.
20. Ультразвуковой детектор минеральных включений: свидетельство о государственной регистрации в Реестре программ для ЭВМ / *Н.С. Кульберг, Д.В. Леонов*; заявитель ГБУЗ “НПЦМР ДЗМ”. № 2018610936 от 19.01.2018.