

12+



ЦЕНТР ДИАГНОСТИКИ
И ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ

Научно-практический клинический центр
диагностики и телемедицинских технологий
Департамента здравоохранения города Москвы

Д. В. Леонов, Ю. А. Васильев, О. В. Омелянская, Ю. В. Булгакова,
О. В. Власова, В. В. Гребенникова, А. И. Громов, М. С. Дубова,
А. А. Насибуллина, М. А. Тыртышникова, Д. Ю. Шестакова

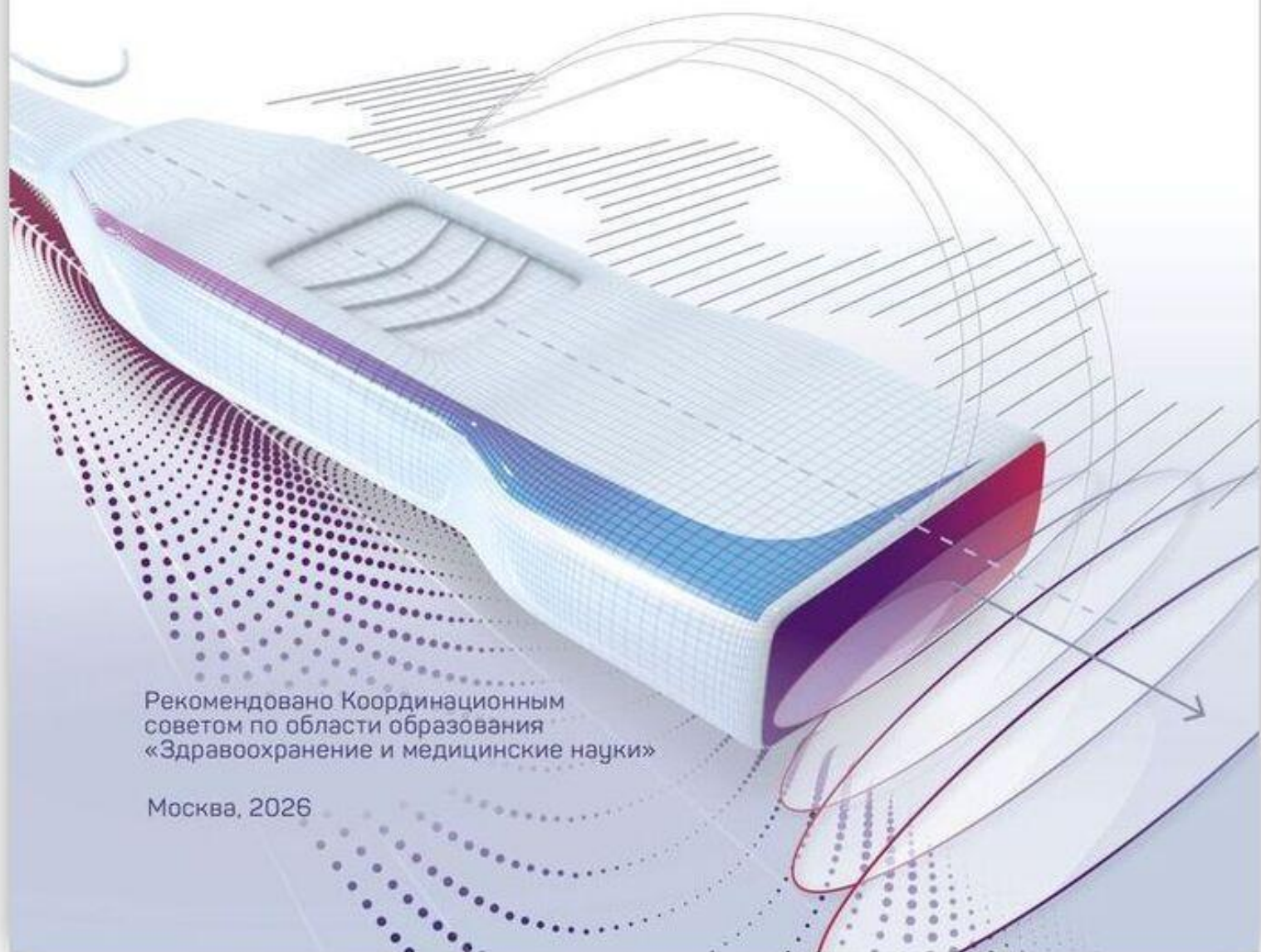
УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА

Часть 2. Основные режимы визуализации

Учебное пособие

Рекомендовано Координационным
советом по области образования
«Здравоохранение и медицинские науки»

Москва, 2026



Юрий Васильев

**Ультразвуковые медицинские
диагностические устройства.**

**Часть 2. Основные
режимы визуализации**

«Издательские решения»

Васильев Ю. А.

Ультразвуковые медицинские диагностические устройства.
Часть 2. Основные режимы визуализации / Ю. А. Васильев —
«Издательские решения»,

Рекомендовано Координационным советом по области образования
«Здравоохранение и медицинские науки» в качестве учебного пособия
для подготовки кадров по программам ординатуры по специальности
31.08.11 «Ультразвуковая диагностика» (протокол №096 от 22.01.2026, рег.
№3530 ЭКУ от 22.01.2026). Во второй части учебного пособия раскрываются
принципы работы современных ультразвуковых систем и рассматриваются
ключевые режимы сканирования.

Содержание

ИНФОРМАЦИЯ ОБ ИЗДАНИИ	6
ТЕРМИНЫ И СОКРАЩЕНИЯ	7
ВВЕДЕНИЕ	8
ГЛАВА 1. ДОПЛЕРОВСКИЕ РЕЖИМЫ	10
1.1. Эффект Доплера	10
1.2. Применение доплерографии	14
1.3. Виды доплеровского исследования	15
1.3.1. Спектральная доплерография	15
Конец ознакомительного фрагмента.	17

Ультразвуковые медицинские диагностические устройства

Часть 2. Основные режимы визуализации

Авторы: Леонов Денис Владимирович, Васильев Юрий Александрович, Омелянская Ольга Васильевна, Булгакова Юлия Владиславовна, Власова Ольга Викторовна, Гребенникова Вероника Вячеславовна, Громов Александр Викторович, Дубова Марина Сергеевна, Насибуллина Анастасия Александровна, Тыртышникова Мария Александровна, Шестакова Дарья Юрьевна

Редактор Валентина Павловна Гамарина

Верстка Екатерина Дмитриевна Бугаенко

Дизайнер обложки Екатерина Дмитриевна Бугаенко

© Денис Владимирович Леонов, 2026

© Юрий Александрович Васильев, 2026

© Ольга Васильевна Омелянская, 2026

© Юлия Владиславовна Булгакова, 2026

© Ольга Викторовна Власова, 2026

© Вероника Вячеславовна Гребенникова, 2026

© Александр Викторович Громов, 2026

© Марина Сергеевна Дубова, 2026

© Анастасия Александровна Насибуллина, 2026

© Мария Александровна Тыртышникова, 2026

© Дарья Юрьевна Шестакова, 2026

© Екатерина Дмитриевна Бугаенко, дизайн обложки, 2026

ISBN 978-5-0071-2740-0 (т. 2)

ISBN 978-5-0071-2738-7

Создано в интеллектуальной издательской системе Ridero

ИНФОРМАЦИЯ ОБ ИЗДАНИИ

Учебное пособие подготовлено в рамках выполнения НИР «Научное обоснование разработки и применения тканезквивалентных материалов для создания тест-объектов в области лучевой диагностики».

Рецензенты:

Сурков Виктор Иванович — кандидат технических наук, доцент кафедры основ радиотехники НИУ «МЭИ»

Борсуков Алексей Васильевич — доктор медицинских наук, профессор, заслуженный деятель науки РФ, директор ПНИЛ «Диагностические исследования и малоинвазивные технологии» ФГБОУ ВО СГМУ МЗ РФ, заведующий отделением диагностических и малоинвазивных технологий ОГБУЗ КБ №1 г. Смоленска

ТЕРМИНЫ И СОКРАЩЕНИЯ

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

TD — доплеровская тканевая визуализация (*tissue Doppler*)

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

Ультразвуковые медицинские диагностические приборы играют ключевую роль в современной клинической практике, обеспечивая неинвазивный, безопасный и доступный метод визуализации внутренних органов и тканей организма [1]. Благодаря возможности получения изображений в реальном времени, ультразвуковая диагностика широко применяется в таких областях, как акушерство, кардиология, гастроэнтерология, онкология и многие другие [2]. Одним из главных преимуществ ультразвука является его безопасность — отсутствие ионизирующего излучения позволяет проводить исследования многократно без вреда для пациента. Высокая мобильность и относительно невысокая стоимость оборудования делают ультразвуковые приборы доступными для широкого круга медицинских учреждений [3].

Важной особенностью ультразвуковых систем является наличие нескольких основных режимов визуализации, каждый из которых имеет свои особенности и сферы применения. К распространенным режимам относятся В-режим (двухмерное изображение), цветное доплеровское картирование, эластография, спектральная доплерография, позволяющие оценивать как анатомические структуры, так и функциональные характеристики кровотока и движения тканей [4]. Правильный выбор и использование режимов визуализации играют решающую роль в постановке диагноза и успешном ведении пациента.

Учебное пособие ставит своей целью формирование у обучающихся комплексных знаний о принципах работы ультразвукового оборудования, особенностях различных режимов визуализации и их практическом применении в клинической диагностике.

Во второй части учебного пособия рассматриваются основные режимы визуализации, а также приводятся сведения об артефактах доплеровских режимов, что является необходимой основой для эффективного применения данного диагностического метода в клинической практике [5].

Основной задачей второй части пособия является углубленное изучение современных режимов ультразвуковой визуализации — В-режима, доплерографии и эластографии, с анализом их диагностических возможностей и ограничений. Особое внимание уделяется освоению практических аспектов работы: оптимизации параметров сканирования, методикам количественной оценки параметров кровотока и жесткости тканей, а также клинической интерпретации получаемых данных. Важное место отводится систематизации артефактов доплеровских режимов и методам контроля качества работы ультразвуковой аппаратуры.

Требования к входным знаниям, компетенциям и умениям для проведения занятий: теоретические знания и практические навыки в соответствии с федеральными государственными образовательными стандартами высшего образования по специальностям 31.08.11 «Ультразвуковая диагностика» (приказ Минобрнауки России от 25.08.2014 №1053), 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» (приказ Минобрнауки России от 19.09.2017 №1975), 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии» (уровень магистратуры, приказ Минобрнауки России от 21.11.2014 №1497), 03.03.02 «Медицинская физика» (приказ Минобрнауки России от 07.08.2020 №891). Для успешного освоения материала обучающиеся должны знать основы анатомии и физиологии человека, базовые принципы распространения звуковых волн, уметь анализировать графические данные и владеть навыками работы с персональным компьютером.

Изучение пособия направлено на формирование у обучающихся следующих компетенций:

I. По специальности 31.08.11 «Ультразвуковая диагностика»:

1. Общекультурные:

— способность к абстрактному мышлению, анализу и синтезу (ОК-1);

— готовность к саморазвитию, самореализации и самообразованию (ОК-5).

2. Общепрофессиональные:

- готовность решать стандартные задачи профессиональной деятельности с использованием информационных ресурсов и медико-биологической терминологии (ОПК-1);
- способность анализировать результаты собственной деятельности для предотвращения ошибок (ОПК-5).

3. Профессиональные:

- навыки управления качеством ультразвуковой диагностики (ПК-17);
- готовность к освоению и клиническому внедрению современных ультразвуковых технологий (3D/4D, эластография, контрастные методики) (ПК-22).

4. Дополнительно:

- совмещение ультразвуковых исследований с другими методами визуализации;
- оптимизация параметров исследования для различных клинических ситуаций.

II. По специальностям 12.03.04 и 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии»:

1. Общекультурные:

- способность совершенствовать интеллектуальный и общекультурный уровень (ОК-1);
- умение применять новые методы исследований (ОК-2).

2. Общепрофессиональные и профессиональные:

- коррекция артефактов и шумов (ОПК-5);
- диагностические алгоритмы для патологий различного профиля (ПК-8).

III. По специальности 03.03.02 «Медицинская физика»:

1. Общекультурные:

- способность к профессиональной эксплуатации современного оборудования (ОК-7).

2. Профессиональные:

- применение естественно-научных знаний в медицинской практике (ОПК-1).

В результате изучения пособия обучающийся должен:

- **знать:** физические основы современных режимов ультразвуковой визуализации, включая доплерографию и эластографию; классификацию и природу артефактов доплеровских режимов; принципы количественной оценки параметров кровотока и жесткости тканей;
- **уметь:** оптимизировать параметры сканирования для различных клинических задач; проводить количественный анализ показателей кровотока и эластичности; идентифицировать и минимизировать артефакты доплеровских режимов; выполнять базовый контроль качества аппаратуры;
- **владеть:** навыками клинической интерпретации данных доплерографии и эластографии; методиками настройки аппаратуры для специализированных исследований; алгоритмами комплексной диагностики с использованием многорежимной визуализации.

Материал изложен с учетом последних достижений в области ультразвуковой диагностики, включая современные технологии визуализации и обработки изображений. Пособие содержит практические примеры, клинические кейсы и тестовые задания для самопроверки, что позволяет не только усвоить теоретические знания, но и развить практические навыки, необходимые для работы в клинических условиях. Особое внимание уделяется вопросам безопасности и стандартизации ультразвуковых исследований, что соответствует современным требованиям к качеству медицинской диагностики.

Авторы выражают признательность Кульбергу Николаю Сергеевичу за консультации, полученные в ходе работы над рукописью.

ГЛАВА 1. ДОПЛЕРОВСКИЕ РЕЖИМЫ

1.1. Эффект Доплера

Методы доплеровских исследований основаны на эффекте Доплера, который заключается в том, что при взаимном движении наблюдателя (приемника) и источника частота принятой волны отличается от длины испускаемой волны [6]. Эффект описывается формулой (1.1):

$$f_{\text{пр}} = f_{\text{ист}} \left(\frac{u_{\text{в}} + u_{\text{пр}}}{u_{\text{в}} - u_{\text{ист}}} \right), \quad (1.1)$$

где $f_{\text{пр}}$ — частота принятой волны,

$f_{\text{ист}}$ — частота испускаемой источником волны,

$u_{\text{пр}}$ — проекция скорости приемника на прямую, соединяющую точку наблюдателя и источник,

$u_{\text{ист}}$ — проекция скорости источника на эту же прямую,

$u_{\text{в}}$ — скорость распространения волны в среде.

Таким образом, частота принятой волны увеличивается при движении источника и наблюдателя навстречу и уменьшается при их отдалении друг от друга. Если наблюдаемые биологические структуры неподвижны, эхосигналы от них не будут иметь частотного сдвига [7].

Сдвигом доплеровской частоты f_D называют разницу частот излученной и принятой волн. Она возникает из-за сжатия или растяжения ультразвуковых волн вследствие движения источника [8—10]:

$$f_D = f_{\text{пр}} - f_{\text{ист}}, \quad (1.2)$$

Произведем замену, подставив $f_{\text{пр}}$ из (1.1):

$$f_D = f_{\text{пр}} - f_{\text{ист}}, \quad (1.2)$$

$$f_D = \left(\frac{u_B + u_{пр}}{u_B - u_{ист}} - 1 \right) f_{ист} \quad (1.3)$$

Поскольку в УЗ-аппаратах применяются датчики, которые одновременно являются и излучателями, и приемниками ультразвукового сигнала, то будем рассматривать только относительно движение приемника и движущегося биообъекта. Обозначим как u_0 относительную скорость и подставим в уравнение (1.2), произведем простое преобразование:

$$f_D = \left(\frac{u_B + u_0}{u_B - u_0} - 1 \right) f_{ист} = \left(\frac{u_B + u_0 - u_B + u_0}{u_B - u_0} \right) f_{ист}, \quad (1.4)$$

$$f_D = \left(\frac{2u_0}{u_B - u_0} \right) f_{ист}.$$

Так как скорость распространения волны в биотканях намного больше скоростей движения, то в знаменателе можно пренебречь слагаемым, тогда уравнение примет вид:

$$f_D \approx \frac{2u_0}{u_B} f_{ист}. \quad (1.5)$$

Если источник движется по направлению к приемнику, то наблюдается положительный доплеровский сдвиг ($f_D > 0$), если от источника — отрицательный сдвиг ($f_D < 0$). Схематичное изображение изменения частоты при движении источника показано на рисунке 1.

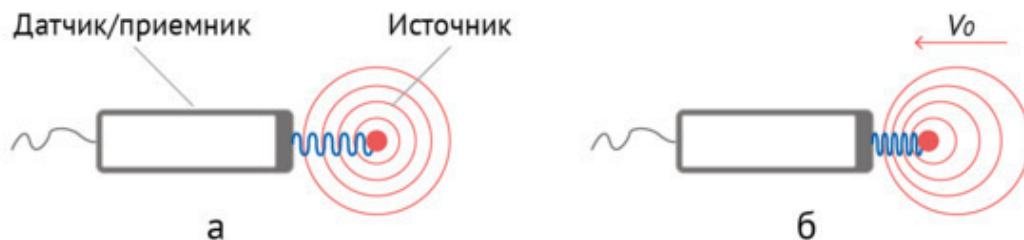


Рисунок 1 — Изменение частоты при движении источника:

а — источник неподвижен; б — источник движется навстречу приемнику

Важно учитывать также, что относительное движение приемника и источника может происходить в произвольном направлении, а не вдоль общей оси [1]. Считаем, что векторы скорости расположены под некоторым углом α , который называется доплеровским углом. Поэтому необходимо учитывать направленность вектора относительной скорости движения.

$$f_D \approx \frac{2\overline{u_0}}{u_B} f_{\text{ист}}. \quad (1.6)$$

В таком случае проекцию скорости источника относительно приемника можно найти по формуле (1.7):

$$\overline{u_0} = u_0 \cdot \cos \alpha, \quad (1.7)$$

где α — угол между направлением распространения плоской УЗ-волны и вектором скорости кровотока.

Тогда частота доплеровского сдвига равна:

$$f_D \approx \frac{2u_0 \cdot \cos \alpha}{u_B} f_{\text{ист}}. \quad (1.8)$$

На рис. 2 представлены три возможных варианта распространения потока относительно приемника. Угол α может быть прямым — поток перпендикулярен сканирующей волне ($\cos \alpha = 0$), тупым — движение по направлению от приемника ($\cos \alpha < 0$) или острым — движение по направлению к приемнику ($\cos \alpha > 0$).

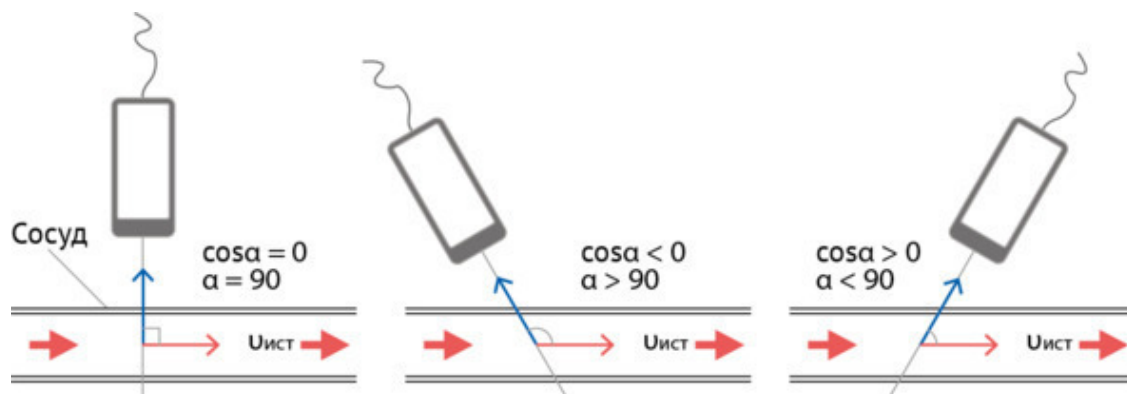


Рисунок 2 — Возможные варианты относительного расположения сосуда и приемника

При диагностике по прошедшей волне считывается информация об акустических характеристиках исследуемых биотканей. Аналоговый сигнал оцифровывается и кодируется в соответствии с выбранным режимом работы УЗ-аппарата. Доплеровское картирование происходит в различных режимах в зависимости от формы излучаемого сигнала и его частотных параметров [11].

1.2. Применение доплерографии

Доплерография в УЗИ используется с целью визуализации системы кровообращения организма, а также оценки скорости потока крови [12]. Доплерографическое исследование обычно проводится после стандартного морфологического исследования в серошкальном В-режиме, с помощью которого осуществляется поиск области интереса в организме пациента. Метод можно использовать как одновременно с другими режимами исследования, так и самостоятельно [13, 14].

При отображении спектра доплеровских частот на экране монитора прибора амплитуда каждой доплеровской частоты обычно задается яркостью свечения или цветом. При этом спектр частот отображается в виде двумерного графика — доплерограммы, у которого по вертикали проходит ось частот, а по горизонтали — ось времени. Амплитуда сигнала кодируется соответственно с помощью цвета [15]. Состояние кровотока оценивают как по качественным, так и по количественным характеристикам. К качественным показателям относят: характер звукового доплеровского сигнала; форму доплерограммы; распределение частот в доплерограмме; направление кровотока. Вид доплерограммы позволяет более точно оценить состояние кровотока, поскольку при нарушениях кровотока форма спектра претерпевает существенные изменения.

Рассмотрим основные параметры сигнала [1]:

Критический доплеровский угол. Для доплеровских исследований сосудов характерно наличие критического доплеровского угла $\alpha = 25^\circ$. При прохождении волны через среду стенки сосуда в кровь под углом, меньшим 25° , вся волна отражается от границы раздела сред. Аналогично происходит и для угла падения 155° — 180° в случае отдаления источника от приемника. Критический угол проиллюстрирован на рис. 3.

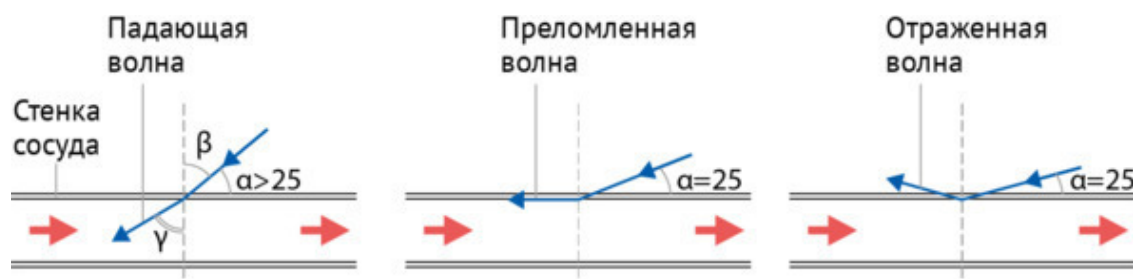


Рисунок 3 — Влияние доплеровского угла на распространение волны в тканях

Следует также учитывать, что при $\alpha = 90^\circ$ $v_0 \cos \alpha = 0$, а значит, доплеровский сдвиг частоты равен 0.

Наличие критического угла обусловлено различием скорости распространения волны в средах — в жидкой (в нашем случае в крови) она выше.

Частота дискретных измерений. Скорость движения жидкостей и тканей динамична — изменяется во времени. Поэтому для точного отображения состояния исследуемой системы важно подобрать достаточно высокую частоту проведения измерений в цикле. Для получения полной картины изменения фаз желательно проводить не менее 10 измерений в одном цикле, длительность которого в свою очередь зависит от собственных движений объекта интереса.

Частота излучаемого сигнала. Чем больше частота излучаемого сигнала, тем больше сдвиг доплеровской частоты, а значит — система более чувствительна к изменениям скорости движения объекта. Верхнее значение частоты ограничено, как для прочих видов УЗ-исследований, уменьшением глубины проникновения вследствие увеличения затухания сигнала [16].

1.3. Виды доплеровского исследования

Способы представления информации можно разделить на две большие группы: *спектральную доплерографию* и *цветовое доплеровское картирование* (ЦДК).

1.3.1. Спектральная доплерография

Скорость кровотока неравномерна в каждой точке, которая исследуется сканирующей ультразвуковой волной, поэтому отраженная волна является сложной и представляет из себя суперпозицию волн, отраженных от всех точек. Анализ подобного сигнала строится на изучении спектра принятой волны, поэтому метод и называется спектральным. Спектральный анализ стал самым первым режимом исследования в ультразвуковой доплерографии [17]. Изображение строится по изменению спектра эхосигнала, который отражается от биотканей, залегающих на различных глубинах. Результат анализа отображается в виде доплерограммы — графика, у которого спектр скоростей потока принятого сигнала отображается по оси Y, а по вертикальной оси X откладывается время [18]. Спектральная доплерография представлена двумя режимами сканирования: *постоянно-волновым* и *импульсно-волновым*.

Постоянно-волновая доплерография

Излучаемым сигналом в данном типе исследования является синусоида, испускаемая непрерывно. В непрерывно-волновом режиме часть пьезокристаллов создает сканирующий сигнал с частотой $f_{\text{ист}}$, а часть настроена на режим приема отраженного сигнала. Частота принятого сигнала — $f_{\text{пр}}$. Сигнал-источник и эхосигнал суммируются в демодуляторе аппарата, в результате получается набор из двух сигналов с частотами $(f_{\text{пр}} + f_{\text{ист}})$ и $(f_{\text{пр}} - f_{\text{ист}})$, при этом частота суммы значительно больше разностной частоты, следовательно, она может быть эффективно отсеяна с помощью фильтра верхних частот. Сканирующий сигнал и эхосигнал представлены на рис. 4. Как уже было сказано ранее, оставшаяся частота $(f_{\text{пр}} - f_{\text{ист}})$ и является доплеровским сдвигом частот, который представляет интерес для анализа [13].

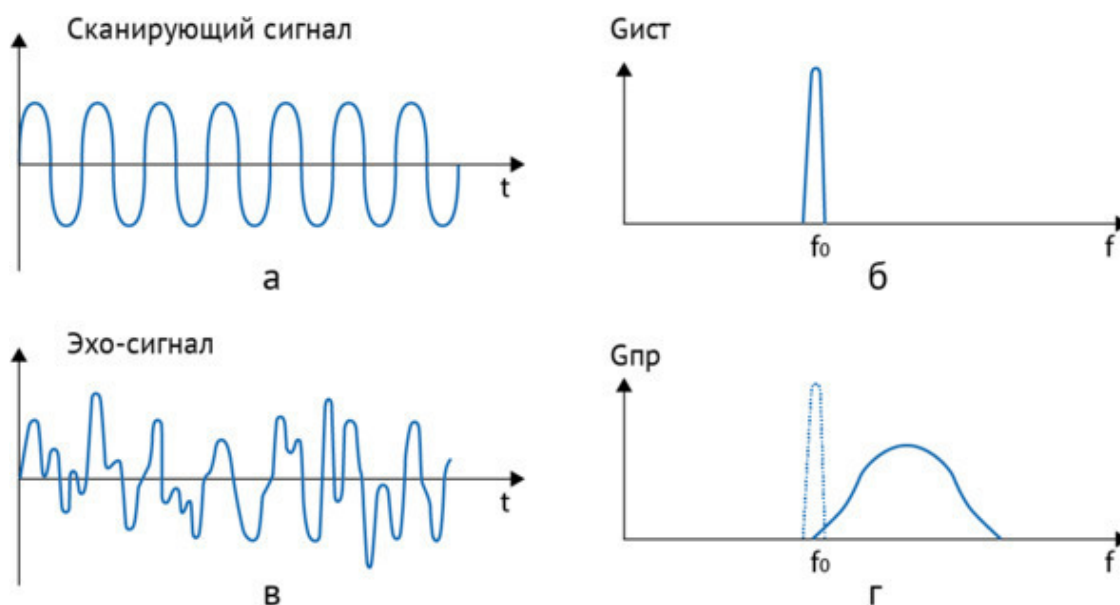


Рисунок 4 — Сканирующий сигнал и эхосигнал и их спектры: а, б — сканирующий сигнал источника; в, г — сигнал, считываемый приемником

В дальнейшем спектр доплеровских частот пересчитывается в спектр скоростей кровотока, и строится доплерограмма (рис. 5), отражающая зависимость скорости эхосигнала от времени. Чем больше элементов крови в исследуемом объеме движется с определенной скоростью, тем больший вклад в общую амплитуду доплерограммы вносит составляющая сигнала, которая соответствует данной скорости.

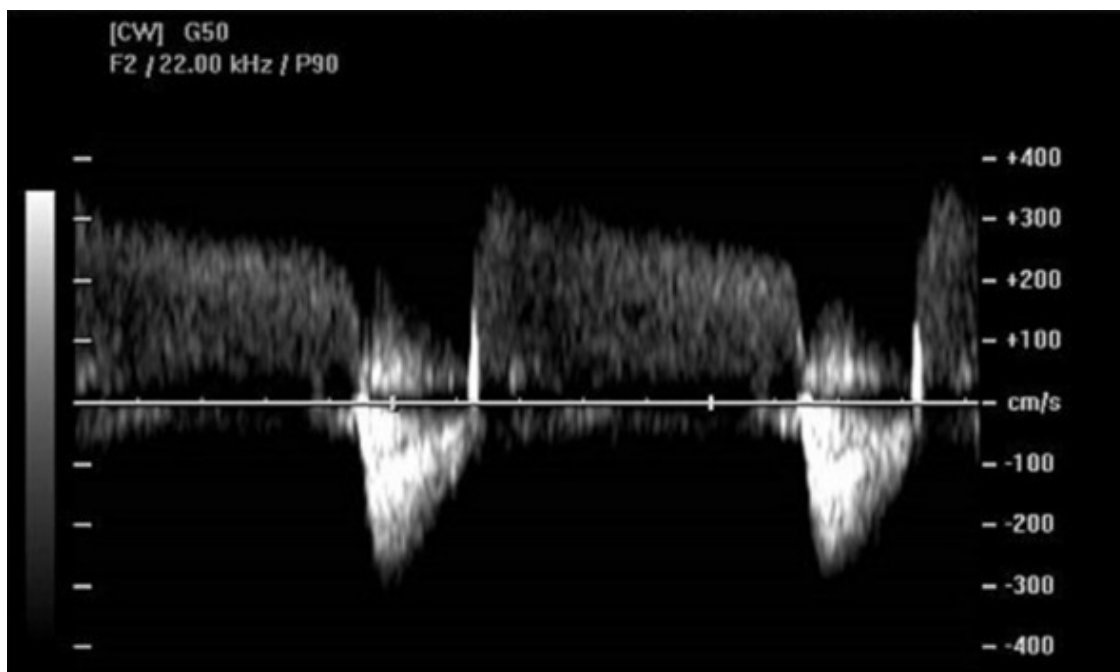


Рисунок 5 — Доплерограмма сердца для измерения минутного объема кровообращения при непрерывно-волновом режиме сканирования

Метод непрерывно-волновой доплерографии обладает высокой точностью оценки спектра скоростей и позволяет получить информативную количественную оценку характеристик кровотока, его скорости, и при этом является довольно простым с точки зрения реализации.

Однако основным недостатком метода является невозможность исследовать строго определенный участок кровотока, так как доплерограмма несет информацию о всей сканируемой области.

Непрерывно-волновой режим позволяет производить оценку скорости кровотока в сосудах, включая и высокоскоростные потоки. По параметрам скорости эхосигнала врач может произвести расчет давления в сосудах.

Импульсно-волновая доплерография

Излучаемый сигнал — повторяющийся с определенной частотой короткий импульс (рис. 6). В отличие от непрерывно-волнового режима, излучающие элементы являются и принимающими, так как процессы передачи и приема происходят последовательно и не должны накладываться друг на друга. В случае пересечения сигналов возникает неоднозначность.

Конец ознакомительного фрагмента.

Текст предоставлен ООО «Литрес».

Прочитайте эту книгу целиком, [купив полную легальную версию](#) на Литрес.

Безопасно оплатить книгу можно банковской картой Visa, MasterCard, Maestro, со счета мобильного телефона, с платежного терминала, в салоне МТС или Связной, через PayPal, WebMoney, Яндекс.Деньги, QIWI Кошелек, бонусными картами или другим удобным Вам способом.