



АССОЦИАЦИЯ
МЕДИЦИНСКИХ
ОБЩЕСТВ
ПО КАЧЕСТВУ



**НАЦИОНАЛЬНЫЕ РУКОВОДСТВА
ПО ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКЕ И ТЕРАПИИ**

ЛУЧЕВАЯ ДИАГНОСТИКА БОЛЕЗНЕЙ СЕРДЦА И СОСУДОВ

Главный редактор серии
акад. РАМН С.К. Терновой

Главный редактор тома
чл.-кор. РАМН Л.С. Коков



Москва
ИЗДАТЕЛЬСКАЯ ГРУППА
«ГЭОТАР-Медиа»

2011

УДК [616.12-073.7+616.13-004.6-073.7+616.15-007.64-073.7](035.3)

ББК 53.6я81

Л87

Национальное руководство по лучевой диагностике болезней сердца и сосудов рекомендовано Ассоциацией медицинских обществ по качеству.

Лучевая диагностика болезней сердца и сосудов : национальное руководство / гл. ред. тома Л. С. Коков. — М. : ГЭОТАР-Медиа, 2011. — 688 с. — (Серия «Национальные руководства по лучевой диагностике и терапии» / гл. ред. серии С. К. Терновой).

ISBN 978-5-9704-1987-8

В книге на современном уровне изложены принципы лучевой диагностики сердечно-сосудистой системы. Подробно изложены методики ультразвуковой, рентгеновской и магнитно-резонансной диагностики заболеваний сердца и сосудов в соответствии с нозологическими формами заболеваний сердечно-сосудистой системы.

В руководстве детально описана лучевая семиотика при врожденных и приобретенных пороках сердца, подробно рассмотрены вопросы диагностики при ишемической болезни сердца. Представлена лучевая семиотика заболеваний сосудов головного мозга, ветвей дуги аорты, изложены диагностические алгоритмы исследований при атеросклеротическом поражении аорты и артерий конечностей. В отдельной главе рассмотрены методы визуализации аневризмы аорты и ее ветвей.

В этом томе описаны возможности лучевых методов исследования в диагностике болезней вен. Подробно разобраны и проанализированы диагностические возможности лучевых методов обследования при варикозной болезни нижних конечностей, варикозном расширении вен малого таза, варикоцеле. Описана лучевая семиотика венозных тромбозов в системе нижней полой вены. Подробно изложены алгоритмы лучевой диагностики такого грозного осложнения, как тромбоз легочной артерии. Отдельная глава посвящена возможностям лучевых методов исследования при диагностике ангиодисплазий.

Издание предназначено для клинических ординаторов, слушателей факультета послевузовского и дополнительного образования, проходящих первичную специализацию или тематическое усовершенствование по лучевой диагностике, сердечно-сосудистой, рентгеноэндovasкулярной и общей хирургии, а также травматологии. Материалы руководства могут быть использованы и в практической деятельности врачами отделений ультразвуковой диагностики, рентгенологами, специалистами по компьютерной и магнитно-резонансной томографии, а также сердечно-сосудистыми, рентгеноэндovasкулярными, общими хирургами и травматологами.

УДК [616.12-073.7+616.13-004.6-073.7+616.15-007.64-073.7](035.3)

ББК 53.6я81

Права на данное издание принадлежат ООО Издательская группа «ГЭОТАР-Медиа». Воспроизведение и распространение в каком бы то ни было виде части или целого издания не могут быть осуществлены без письменного разрешения ООО Издательская группа «ГЭОТАР-Медиа».

© Коллектив авторов, 2011

© ООО Издательская группа «ГЭОТАР-Медиа», 2011

© ООО Издательская группа «ГЭОТАР-Медиа»,

оформление, 2011

ISBN 978-5-9704-1987-8

Глава 1

Ультразвуковые исследования сердца и сосудов

Физические принципы ультразвуковой диагностики

Звук — механическая волна с продольным распространением. Он имеет волновую природу, следствием данного факта является то, что ультразвук подчиняется всем тем законам, которые применимы к другим волновым процессам, например свету. Основными характеристиками ультразвуковой волны выступают длина, амплитуда, частота, период, скорость. Генерация ультразвуковых колебаний связана с пьезоэлектрическим эффектом, который возникает при подаче электрического импульса на пьезокристалл. Различают прямой и обратный пьезоэффект. Первый заключается в возникновении электрического потенциала на гранях кристалла при их смещении вследствие воздействия внешних (механических) сил. Существование прямого пьезоэффекта дает прибору возможность воспринимать отраженный эхо-сигнал, т.е. механическое ультразвуковое колебание, возникшее в результате отражения от границы раздела сред падающей волны. Обратный пьезоэффект заключается в смещении граней пьезокристалла в ответ на воздействие электрического напряжения. При подаче на грани кристалла переменного напряжения высокой частоты происходит высокочастотное последовательное его сжатие и расширение, что и является причиной создания вокруг него высокочастотного изменения давления, приводящего к возникновению направленных механических колебаний, т.е. ультразвука. Устройство, в котором происходят генерация ультразвуковых колебаний и детекция отраженного эхо-сигнала, называется ультразвуковым датчиком. В современных приборах используются электронные многоэлементные датчики.

В понимании принципов ультразвуковой диагностики ключевым моментом является эффект Доплера, который заключается в изменении частоты ультразвукового сигнала при отражении от движущихся предметов по сравнению с первоначальной частотой посланного сигнала (доплеровский сдвиг частот). Если принять, что генератор ультразвуковых волн и их детектор (датчик) неподвижны (а именно так и происходит при ультразвуковых исследованиях), то частота отраженной движущимся объектом ультразвуковой волны увеличивается при приближении отражателя к датчику и уменьшается при отдалении от него. Доплеровский сдвиг частот (Δf) зависит от скорости движения (v) отражателя (элементов крови, прежде всего эритроцитов), угла между вектором скорости отражателя и вектором ультразвукового луча (α), скорости распространения звука в среде (c) и первичной частоты излучения (f_0). Данная зависимость описывается доплеровским уравнением I:

$$\Delta f = [(2 \times v \times f_0 \times \cos \alpha) / c].$$

Из этого уравнения вытекает следующая закономерность: скорость движения отражателя прямо пропорциональна произведению величины доплеровского сдвига частот и скорости распространения ультразвука в среде и обратно пропорциональна двойному произведению исходной частоты излучения и косинуса угла α (уравнение II):

$$v = [(\Delta f \times c) / (2 f_0 \times \cos \alpha)].$$

Прибор регистрирует только доплеровский сдвиг частот (в кГц), значения же скорости вычисляются по доплеровскому уравнению II, а скорость распространения звука в среде принимается как постоянная (1540 м/с). Исходная частота излучения соответствует средней частоте датчика.

Режимы сканирования

В современной ангиологии применяются различные режимы сканирования. Принципиально их можно разделить на две группы: с применением доплеровского эффекта [постоянно-волновой доплеровский режим — *CW*-режим; импульсный доплеровский режим — *PW*-режим; режим цветового доплеровского картирования (ЦДК) — *CD*-режим; дуплексные режимы, сочетающие один или два вида доплеровского режима с режимом двухмерной серошкальной эхографии — *B*-режимом] и без такового (собственно режим двухмерной серошкальной эхографии — *B*-режим, режим одномерной временной развертки — *M*-режим). Наибольшее значение для исследования сосудистой системы имеют доплеровские режимы. При двухмерном серошкальном сканировании (*B*-режим) получение ультразвукового изображения основано на эффекте отражения ультразвука от границы раздела сред. Анализируемая амплитуда (a при когерентном

формировании изображения и фазы) отраженного эхо-сигнала в процессе преобразования обуславливает яркость свечения пикселя на экране монитора. Следовательно, *B*-режим является основным для получения визуальной информации об органах и тканях, стенках сосудов, внутрисосудистом содержимом. *M*-режим — одномерное сканирование (через одну линию сечения) с получением развертки в реальном режиме времени — используется для регистрации характеристик движущихся объектов. Применение данного режима для диагностики заболеваний сосудов ограничено, так как большинство из них являются неподвижными структурами. Однако для корректного измерения диаметров артерий и вен, а также регистрации движения стенок (пульсации) может быть использована комбинация *B*- и *M*-режима.

Постоянно-волновой доплеровский режим, не имея ограничений по скорости и глубине, одновременно лишенный пространственного разрешения, лежит в основе метода ультразвуковой доплерографии. Результатом исследования при этом являются получение доплеровского спектра и его последующий анализ.

Импульсный доплеровский режим также лежит в основе ультразвуковой доплерографии, при этом получают доплеровский спектр.

Режим ЦДК существовал как самостоятельный лишь в первых ультразвуковых сканерах. В настоящее время он находит применение в дуплексных системах. Дуплексное сканирование (ДС) сочетает два режима: двухмерную серошкальную эхографию и один из доплеровских режимов, которые работают в реальном времени. Имеется возможность визуализации структур (органов, тканей, сосудов) с одновременным получением цветовой картограммы или доплеровского спектра потока крови. Существует также режим триплексного сканирования, в котором одновременно работают, помимо серошкальной эхографии, два доплеровских режима — цветовой и спектральный. Работа дуплексного и триплексного режимов гораздо сложнее, чем каждого из составляющих их в отдельности. Принципиально важно, что чем больше режимов задействовано, тем хуже качество изображения каждого из них. Это связано с тем, что ультразвуковой датчик не может одновременно посылать импульсы для получения информации о структуре ткани (серошкальное сканирование), доплеровском сдвиге частот (спектральный доплер), а также пространственном его распределении (цветовое картирование). Именно поэтому все эти импульсы посылаются последовательно, соответственно, последовательно и принимаются. С учетом существующих для каждого вида излучения-приема ограничений становятся понятными задержка работы системы и снижение качества изображений. Следствием этого является временная «заморозка» (выключение) работы одного из действующих режимов для повышения качества изображения второго. Так, для регистрации качественного доплеровского спектра работу *B*- и *CD*-режима чаще всего приостанавливают. Работает