

Практическая эхокардиография

**Руководство
по эхокардиографической
диагностике**

Praxis der Echokardiographie

Das Referenzwerk zur
echokardiographischen Diagnostik

Herausgegeben von
Frank A. Flachskampf

Mit Beiträgen von

C.E. Angermann	S. Kuntz-Hehner
H. Baumgartner	H. Lambertz
H. Becher	H. Lethen
W. Bocksch	S. Mohr-Kahaly
T. Buck	A. Mügge
W.G. Daniel	U. Nixdorff
O. Ekinçi	D.A. Redel
R. Engberding	R.K. Reibis
S. Fateh-Moghadam	S. Reith
W. Fehske	E. Schwammenthal
F.A. Flachskampf	C. Spes
A. Franke	K. Tiemann
B. Gerecke	C. Troatz
A. Ghanem	W. Voelker
H.-J. Goldschmidt	H. Völler
T. Hayes	J.-U. Voigt
R. Hoffmann	H. von Bibra
H.G. Klues	

2., komplett überarbeitete und erweiterte Auflage

1015 Abbildungen
80 Tabellen

Georg Thieme Verlag
Stuttgart · New York

Практическая эхокардиография

Руководство
по эхокардиографической
диагностике

Под редакцией
Франка А. Флаксампфа

Перевод с немецкого

*Под общей редакцией
акад. РАМН, проф. В.А.Сандрикова*



Москва
«МЕДпресс-информ»
2013

УДК 612.171.1
ББК 54.101
П69

Все права защищены. Никакая часть данной книги не может быть воспроизведена в любой форме и любыми средствами без письменного разрешения владельцев авторских прав.

Авторы и издательство приложили все усилия, чтобы обеспечить точность приведенных в данной книге показаний, побочных реакций, рекомендуемых доз лекарств. Однако эти сведения могут изменяться.

Информация для врачей. Внимательно изучайте сопроводительные инструкции изготовителя по применению лекарственных средств.

Перевод с немецкого: Е.Н.Банзельюк, В.Ю.Халатов

Практическая эхокардиография: Руководство по эхокардиографической диагностике / под ред. Франка А. Флакскампфа ; пер. с нем. ; под общ. ред. акад. РАМН, проф. В.А.Сандрикова. – М. : МЕДпресс-информ, 2013. – 872 с. : ил. + 1 CD. ISBN 978-5-98322-931-0

Данное руководство представляет собой русскую версию одного из популярных за рубежом изданий, посвященных изложению основных принципов клинической ЭхоКГ. Главной отличительной особенностью этой книги является высокий научно-теоретический уровень описания современных эхокардиографических технологий, а также ее практическая направленность и доступность изложения материала. Особый интерес представляют главы, посвященные обзору реальных возможностей и перспектив развития новых методик ЭхоКГ, таких как чреспищеводная ЭхоКГ, тканевая доплеровская ЭхоКГ, контрастная и трехмерная ЭхоКГ и др.

Специалистов ультразвуковой диагностики заинтересуют главы, в которых подробно обсуждаются возможности метода в диагностике ИБС, острого инфаркта миокарда и его осложнений, гипертрофической и дилатационной кардиомиопатии, тромбоэмболии легочной артерии, инфекционного эндокардита, приобретенных и врожденных пороков сердца, реакции отторжения миокарда у пациентов с трансплантированным сердцем, а также жизнеспособного миокарда у больных ИБС. Большой интерес представляют также конкретные рекомендации по использованию ЭхоКГ в отделениях интенсивной терапии кардиологических, неврологических и хирургических стационаров. Издание включает компакт-диск с уникальными цифровыми видеозаписями типичных эхокардиограмм, зарегистрированных у больных с различной кардиальной патологией.

Руководство предназначено как для опытных специалистов в области эхокардиографической диагностики, так и для молодых врачей-кардиологов, впервые приступающих к освоению этого метода.

УДК 612.171.1
ББК 54.101

ISBN 978-3-13-129622-1

© 2007 of the original German language edition Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart, Germany. Original title: «Praxis der Echokardiographie», by F.A.Flachskampf

ISBN 978-5-98322-931-0

© Издание на русском языке, перевод на русский язык, оформление, оригинал-макет. Издательство «МЕДпресс-информ», 2013

Соавторы

Prof. Dr. med. Christiane E. Angermann
Medizinische Klinik und Poliklinik I
der Universität Würzburg
Schwerpunkt Kardiologie an der Poliklinik
Klinikstr. 6–8
97070 Würzburg

Prof. Dr. med. Helmut Baumgartner
Universitätsklinik für Innere Medizin II
Abteilung für Kardiologie
Allg. Krankenhaus – Universität Wien
Währinger Gürtel 18–20
1090 Wien, ÖSTERREICH

Prof. Dr. med. Harald Becher
Cardiac Clinical Center
Cardiac Investigation Annexe
John Radcliffe Hospital
Headley Way
Oxford OX3 9DU, GROSSBRITANNIEN

Priv.-Doz. Dr. med. Wolfgang Bocksch
Medizinische Klinik mit SP Kardiologie
Charité – Campus Virchow-Klinikum
Humboldt-Universität Berlin
Augustenburger Platz 1
13353 Berlin

Priv.-Doz. Dr. med. Thomas Buck
Westdeutsches Herzzentrum Essen
Klinik für Kardiologie
Universitätsklinikum Essen
Hufelandstr. 55
45122 Essen

Prof. Dr. med. Werner G. Daniel
Universitätsklinikum Erlangen
Medizinische Klinik II
Ulmenweg 18
91054 Erlangen

Dr. med. Okan Ekinci
Siemens Medical Solutions
MRM Red Team
Karl-Schall-Str. 6
91052 Erlangen

Prof. Dr. med. Rolf Engberding
Klinikum der Stadt Wolfsburg
I. Medizinische Klinik
Sauerbruchstr. 7
38440 Wolfsburg

Dr. med. Suzanne Fateh-Moghadam
Medizin. Klinik mit SP Kardiologie
Charité – Campus Virchow-Klinikum
Humboldt-Universität Berlin
Augustenburger Platz 1
13353 Berlin

Priv.-Doz. Dr. med. Wolfgang Fehske
St. Vinzenz-Hospital
Klinik für Innere Medizin und Kardiologie
Merheimer Str. 221–223
50733 Köln

Prof. Dr. med. Frank Arnold Flachskampf
Universitätsklinikum Erlangen
Medizinische Klinik II
Ulmenweg 18
91054 Erlangen

Prof. Dr. med. Andreas Franke
Universitätsklinikum der RWTH Aachen
Medizinische Klinik I
Pauwelsstr. 30
52074 Aachen

Dr. med. Birgit Gerecke
Klinikum der Stadt Wolfsburg
I. Medizinische Klinik
Sauerbruchstr. 7
38440 Wolfsburg

Dr. med. Alexander Ghanem
Universitätsklinikum Bonn
Medizinische Klinik und Poliklinik II
Sigmund-Freud-Str. 25
53105 Bonn

Dr. Ing. Hans-Jürgen Goldschmidt
GE Ultraschall GmbH
Kieferngrund 2
39291 Hohenwarthe

Terence Hayes, BHMS, DMU
The Laurels
Main Road
Claybrooke Magna
17 5AJ Leicestershire, GROSSBRITANNIEN

Prof. Dr. med. Rainer Hoffmann
Universitätsklinikum der RWTH Aachen
Medizinische Klinik I
Pauwelsstraße 30
52057 Aachen

Prof. Dr. med. Heinrich G. Klues
Klinikum Krefeld
Medizinische Klinik I
Lutherplatz 40
47805 Krefeld

Dr. med. Stefanie Kuntz-Hehner
Medizinische Klinik I
Städtische Kliniken Neuss
Lukaskrankenhaus GmbH
Preußenstr. 84
41464 Neuss

Prof. Dr. Dr. med. Heinz Lambertz
Deutsche Klinik für Diagnostik GmbH
Abteilung Kardiologie
Aukammallee 33
65191 Wiesbaden

Dr. med. Harald Lethen
Deutsche Klinik für Diagnostik GmbH
Abteilung Kardiologie
Aukammallee 33
65191 Wiesbaden

Prof. Dr. med. Susanne Mohr-Kahaly
Alwinenstr. 16
65189 Wiesbaden

Prof. Dr. med. Andreas Mügge
St. Josef Hospital
Medizinische Klinik II – Kardiologie
Klinikum der Ruhr-Universität Bochum
Gudrunstr. 56
44791 Bochum

Priv.-Doz. Dr. med. Uwe Nixdorff
European Prevention Center
c/o B & B – Medconsult GmbH
Campus Fichtenhain 42
47807 Krefeld

Prof. Dr. med. Dierk A. Redel
P.O. Box 3305, Station Main
Banff, Ab. T1L 1C9, CANADA
und
Loenweg 15
53359 Rheinbach

Dr. med. Rona K. Reibis
Klinik am See
Fachklinik für Innere Medizin
Seebad 84
15562 Rüdersdorf

Dr. med. Sebastian Reith
St. Antonius-Hospital
Abteilung f. Innere Medizin u. Kardiologie
Dechant-Deckers-Str. 8
52249 Eschweiler

Prof. Dr. med. Ehud Schwammenthal
Tel Aviv University
Heart Center
Sheba Medical Center
52621 Tel Hashomer, ISRAEL

Prof. Dr. med. Christoph Spes
Praxis für Kardiologie und Angiologie
Heilig-Geist-Str. 24
83022 Rosenheim

Priv.-Doz. Dr. med. Klaus Tiemann
Universitätsklinik Bonn
Medizinische Klinik und Poliklinik II
Sigmund-Freud-Str. 25
53105 Bonn

Dr. med. Clemens Troatz
Universtitätsklinikum Bonn
Medizinische Klinik und Poliklinik II
Sigmund-Freud-Str. 25
53105 Bonn

Prof. Dr. med. Wolfram Voelker
Medizinische Klinik und Poliklinik I
Universtitätsklinikum Würzburg
Josef-Schneider-Str. 2
97080 Würzburg

Prof. Dr. med. Heinz Völler
Klinik am See
Fachklinik für Innere Medizin
Seebad 84
15562 Rüdersdorf

Prof. Dr. med. Jens-Uwe Voigt
University Hospital Gasthuisberg
Catholic University Leuven
Department of Cardiology
Herestraat 49
3000 Leuven, BELGIEN

Prof. Dr. med. Helene von Bibra
Städt. Klinikum München GmbH
Klinikum Bogenhausen
Klinik für Endokrinologie, Diabetologie
und Angiologie
Englschalkingerstr. 77
81925 München

Предисловие ко второму изданию

Отрадно, что через короткое время появилась необходимость нового издания книги. Тщательный пересмотр текста не только позволил сделать книгу актуальной, но и дал возможность исправить некоторые слабые стороны первого издания монографии, которые неизбежны при написании книги, посвященной столь обширной области знаний. Все главы были переработаны, некоторые из них полностью переписаны, некоторые дополнены. Определенные избыточность и дублирование в главах, посвященных, например, новым разработкам методов тканевой доплерографии и контрастной эхокардиографии, являются, на наш взгляд, вполне допустимыми в образовательных целях.

Поэтому я уверен, что новая редакция, несомненно, стала значительно лучше. Кроме того, к новому изданию прилагаются DVD с цифровыми изображениями эхокардиограмм, авторы которых любезно предоставили нам свой материал. Известно, насколько утомительной и кропотливой является эта поистине колоссальная работа по нахождению, отбору и переводу в соответствующую форму измерений такого большого количества изображений, которое представлено здесь.

Эхокардиография продолжает играть в кардиологической практике доминирующую роль в процессе визуализации патологических изменений. Иногда в связи с бурным развитием других визуализирующих

методик эхокардиография как бы отодвигается на задний план. Сильные стороны этих методик, таких как определение размеров инфаркта миокарда, диагностика миокардита с помощью магнитно-резонансной томографии, стратификация риска на основе методики определения кальция в коронарных сосудах и неинвазивное изображение коронарных артерий при компьютерной томографии, неоспоримы. Тем не менее в Германии распространено мнение, что для решения большинства важнейших клинических вопросов основным методом визуализации остается эхокардиография, которая достигла в последние годы большого прогресса. Существенно возрастающие возможности метода, к сожалению, часто до конца не раскрыты. Эта книга делает этот потенциал оптимально доступным и полезным.

Редактор хотел бы поблагодарить читателей за большой и прочный интерес к «Практической эхокардиографии» и надеется, что сможет сохранить и приумножить его в новой редакции книги. Хотелось бы поблагодарить также авторов, которые наполнили содержанием эту книгу. Наконец, хотелось бы поблагодарить издательство Thieme, и прежде всего госпожу А. Häberlein и господина J. Kohnert, которые образцово справились с задачей издателей.

Март 2007 г.

Франк А. Флакскампф

Предисловие к русскому изданию

Среди многочисленных инструментальных методов исследования, используемых в настоящее время в кардиологии, ведущее место справедливо принадлежит эхокардиографии. Этот метод является незаменимым в повседневной клинической практике, помогая врачу своевременно диагностировать поражения клапанного аппарата и других структур сердца, оценивать функциональное состояние сердечной мышцы, признаки ремоделирования сердца и сосудов, выявлять нарушения коронарного кровотока и т.п. В последние годы возможности клинической эхокардиографии существенно возросли, что связано с быстрым совершенствованием эхокардиографической аппаратуры и разработкой новых визуализирующих технологий, в том числе контрастной, чреспищеводной и трехмерной эхокардиографии, тканевой доплер-эхокардиографии и других методик. Между тем приходится констатировать, что многие кардиологи и даже врачи функциональной диагностики все еще недостаточно осведомлены об этих столь быстро возрастающих диагностических возможностях современной эхокардиографии.

Предлагаемая читателю книга представляет собой русскую версию одного из популярных за рубежом изданий, посвященных изложению основных принципов клинической эхокардиографии «Praxis der Echokardiographie. Das Referenzwerk zur echokardiographischen Diagnostik» под редакцией профессора Frank A. Flachskampf из Университета г. Эрланген (Германия). В создании этого руководства принимали участие ведущие специалисты в области эхокардиографической диагностики Германии, Англии, Бельгии, Австрии и Израиля.

Главной отличительной особенностью этой книги является высокий научно-теоретический уровень описания современных эхокардиографических технологий, а также ее практическая направленность и доступность изложения материала, что делает ее особенно привлекательной для специалистов ультразвуковой диагностики кардиологических и кардиохирургических медицинских центров. Особый интерес представляют главы, посвященные обзору реальных возможностей и перспектив развития новых методик эхокардиографии, таких как чреспищеводная эхокардиография, тканевая доплер-эхокардиография, контрастная и трехмерная эхокардиография, стресс-эхокардиография и др. Несомненно, специалистов ультразвуковой диагностики заинтересуют главы, в которых подробно обсуждаются возможности метода в диагностике ИБС, острого инфаркта миокарда и его осложнений, гипертрофической и дилатационной кардиомиопатии, тромбоэмболии легочной артерии, инфекционного эндокардита, приобретенных и врожденных пороков сердца, реакции отторжения миокарда у пациентов с трансплантированным сердцем, а также жизнеспособного миокарда у больных ИБС. Большой интерес представляют также конкретные рекомендации по использованию эхокардиографии в отделениях интенсивной терапии кардиологических, неврологических и хирургических стационаров.

Следует отметить высокий методический и профессиональный уровень данного руководства, в котором полнота и четкость изложения материала сочетаются с богатейшим иллюстративным материалом. Особенно

большую ценность представляют уникальные цифровые видеозаписи типичных эхокардиограмм, зарегистрированных у больных с самой разнообразной кардиальной патологией.

Мы надеемся, что знакомство с этой интересной и содержательной книгой будет весь-

ма полезным как для опытных специалистов в области эхокардиографической диагностики, так и для молодых врачей-кардиологов, впервые приступающих к освоению этого метода.

Содержание

Основы метода

1 Физические и технические основы метода

F.A. Flachskampf

Звук	29	Непрерывноволновая доплер-эхокардиография	44
Эхокардиография	31	Импульсно-волновая доплер-эхокардиография	46
Принцип метода	31	Цветовая доплерография	47
Получение морфологических данных	32	Основные понятия динамики потоков	48
Виды изображений	33	Применение теоремы сохранения массы к случаям сужения поперечного сечения потока	48
Ультразвуковое поле	35	Применение теоремы сохранения энергии: расчет градиентов по скоростям движения крови	50
Пространственное и временное разрешение	37	Ламинарный и турбулентный поток	51
Режим второй гармоники (см. также главу 6)	38	Другие подходы для количественной оценки потока и его сужений	52
Компрессия («dynamic range»)	38	Биоэффекты ультразвука	53
Документирование	40		
Аналоговое сохранение	40		
Цифровой формат сохранения и передачи	40		
Допплер-эхокардиография	42		
Принцип (см. также главы 4–6)	42		

2 Цифровая обработка и сохранение эхокардиографических данных

W. Fehske, H.-J. Goldschmidt

Основные положения	57	Стандарт DICOM	62
Цифровая запись эхокардиографических исследований	59	Форматы изображений DICOM	63
Постпроцессинг эхокардиографических сигналов	59	DICOM-совместимые носители данных	63
Цифровая запись экранного изображения	60	DICOM-совместимые сети	63
Требования к объему памяти	61	Работа по стандарту DICOM	64
Сжатие данных при помощи выбора отдельных последовательностей кадров («петель»)	61	Соответствие стандарту DICOM 3.0	64
Цифровое сжатие данных	61	Общие стандарты	65
Носители данных длительного хранения	62	Современное значение стандарта DICOM для медицинского пользователя, возможности и ограничения	65
		Основные элементы цифровой эхокардиографической лаборатории	66

Базовое оснащение и алгоритм работы лаборатории	66	Переход от традиционной эхолоборатории к цифровой	68
Расширение основных функций	67		

Новые методики

3 Чреспищеводная эхокардиография

H. Lethen

Технические предпосылки	73	Систематика сечений	83
Развитие чреспищеводной эхокардиографии	73	Трансгастральный доступ	83
Характерное построение зонда и технология ультразвукового датчика	74	Левый и правый желудочек	83
Трехмерная реконструкция (см. также главу 8)	76	Выносящий тракт левого желудочка и аортальный клапан	85
Контроль безопасности	76	Доступ из нижней части пищевода	85
Обработка и проверка прибора	77	Коронарный синус и трехстворчатый клапан	85
Показания, противопоказания и осложнения	78	Визуализация митрального клапана и выносящего отдела левого желудочка по короткой оси	86
Показания к чреспищеводной эхокардиографии	78	Сечения из средней части пищевода	87
Противопоказания к чреспищеводной эхокардиографии	78	Четырех- и двухкамерная позиция, выносящий тракт левого желудочка и митральный клапан	87
Побочные эффекты и осложнения	79	Левое и правое предсердия, межпредсердная перегородка	89
Подготовка к исследованию, последующее наблюдение и документация	80	Сечения из верхней части пищевода	91
Требования к исследователю	80	Выносящий тракт правого желудочка и аортальный клапан (короткая ось)	91
Информация для пациента, медикаментозное сопровождение и последующее наблюдение	80	Аортальный клапан (длинная ось) и восходящая часть аорты	93
Документация и архивирование	81	Ушко левого предсердия	93
Систематическое исследование	82	Верхняя полая вена и ушко правого предсердия	94
Интубация пищевода	82	Легочная артерия и пульмональный клапан	94
Плоскости сечения при стандартной чреспищеводной эхокардиографии	82	Легочные вены	95
		Коронарные артерии	96
		Грудная аорта	96

4 Тканевая доплер-эхокардиография и оценка региональной функции миокарда

J.-U. Voigt

Развитие метода	100	Деформация, напряжение, модуль эластичности	101
Технические основы	101	Техники анализа функции миокарда	102
Физические величины оценки функции миокарда	101	Двумерное изображение и М-режим	102
Скорость и движение	101	Принцип функционирования	102
		Проблемы и источники ошибок	103
		Допплеровские методики	103

Импульсно-волновая спектральная доплер-эхокардиография	103	Другие параметры	134
Цветовая доплерография	107	Временные параметры	134
Выбор доплеровской методики . . .	108	Желудочковое «скручивание»	136
Определяемые компоненты движения	109	Напряжение стенки	136
Корректные установки прибора и источники возможных ошибок . . .	109	Правый желудочек	137
Производные параметры	112	Анатомия ПЖ	137
Особенности анализа деформации при помощи доплеровской техники	113	Нормальная функция ПЖ	137
Анализ данных	115	Нарушение функции миокарда	137
Методики распознавания паттернов	119	Ишемическая болезнь сердца	137
Принцип работы	119	Острая ишемия	137
Настройки прибора и источники возможных ошибок	122	Хроническая ишемия, рубцовая ткань	139
Анализ функции левого желудочка при помощи трехмерной эхокардиографии	122	Нагрузочные тесты и параметры тканевой доплер-эхокардиографии	140
Трехмерные методы распознавания контуров	122	Физиологическая стрессовая реакция	140
Оценка региональной функции при помощи распознавания контуров	123	Ишемическая реакция	141
Характеристика методов распознавания контуров	123	Диагностика жизнеспособного миокарда	142
Многоплановая трансоракальная визуализация при помощи трехмерных датчиков	125	Стратификация риска	142
Сильные и слабые стороны различных методик оценки региональной функции миокарда	125	Инотропная и иная стимуляция	143
Нормальная функция миокарда	126	Нарушения диастолической функции	143
Архитектура волокон и движение сердца в пространстве	126	Гипертрофия	144
Скорость и движение миокарда	128	Гипертрофия у спортсменов, при артериальной гипертензии и гипертрофической кардиомиопатии	144
Анализ формы кривых и типичные значения	128	Другие заболевания миокарда с гипертрофией	145
Нормальные значения и физиологические колебания	131	Рестриктивные и констриктивные кардиомиопатии	146
Деформация и скорость деформации миокарда	132	Рестриктивные нарушения	146
Различия между измерениями скорости миокарда и скорости деформации миокарда	132	Амилоидоз	146
Интерпретация данных деформации и скорости деформации	132	Констриктивные заболевания	146
Анализ форм кривых и типичные значения	132	Пороки клапанов	147
Нормальные значения и физиологические колебания	134	Пороки с нагрузкой давлением	147
		Пороки с нагрузкой объемом	147
		Трансплантация сердца	147
		Химиотерапия	148
		Нарушения проведения возбуждения	148
		Синдромы преждевременного возбуждения	148
		Блокады ножек пучка Гиса	148
		Ресинхронизирующая терапия	150
		Поражение миокарда при других заболеваниях	152
		Сахарный диабет	152
		Нарушение функции правого желудочка	152

Нагрузка давлением	152	Дисплазия правого желудочка	152
Нагрузка объемом	152	Заключение	153
Ишемия	152		

5 Контрастная эхокардиография

H. von Bibra

Обзор областей применения	160	Определение региональной функции левого желудочка	172
Ультразвуковые контрастные средства	161	Контрастная эхокардиография миокарда	172
Внутриартериальные контрастные средства	161	Физические эффекты микропузырьков в акустическом поле	173
Внутривенные контрастные средства для левых отделов сердца	161	Линейные и нелинейные реакции	173
Диагностика шунтов	163	Техника получения изображения в прерывистом режиме	174
Дефект межпредсердной перегородки	163	Техники исследования	175
Открытое овальное окно	165	Высокоэнергетические методики	175
Пулмональная артериовенозная фистула	165	Низкоэнергетические методики (изображение перфузии в реальном времени)	177
Функционирующая левая верхняя полая вена	166	Ограничения изображения микропузырьков	178
Контрастное усиление цветовой и спектральной доплер-эхокардиографии	166	Сравнение визуальной и количественной оценки	179
Недостаточное выявление потоков из-за проблем с чувствительностью	166	Апробированные клинические области применения	182
Клинические области применения	168	Острый коронарный синдром	182
Улучшенное распознавание эндокарда	170	Хронический коронарный синдром	183
Определение глобальной функции левого желудочка	170	Жизнеспособность и «гибернирующий миокард»	183
		Метаболический синдром без КБС и в сочетании с КБС	183
		Итоги и перспективы	183

6 Специальные методики контрастной эхокардиографии миокарда

H. Becher, S. Kuntz-Hehner, K. Tiemann

Режим второй гармоники: принцип метода	190	Техника исследования и показания для режима тканевой гармоники и пульс-инвертированной методики	194
Режим второй гармоники без контрастного средства: режим тканевой гармоники/пульс-инвертированная методика	190	Ограничения в ближнем и дальнем поле	195
Возникновение гармонических колебаний при нелинейном распространении волны в ткани	190	Режим второй гармоники с контрастным средством I: гармонический В-режим/пульс-инвертированная методика	195
Улучшение качества изображения при помощи колебаний второй гармоники	191	Возникновение гармонических частот при асимметричных колебаниях микропузырьков	195

Техника исследования и показания для контрастного усиления гармонического В-режима/пульс-инвертированной методики	197	Диагностика жизнеспособности миокарда	204
Ограничения из-за ослабления сигнала и разрушения микропузырьков	198	Диагностика ишемии	205
Режим второй гармоники с контрастным средством II: энергетическая доплер-эхокардиография/энергетическая пульс-инвертированная методика/режим модуляции энергии	199	Контрастная эхокардиография миокарда – дополнение и альтернатива общепринятой стресс-эхокардиографии	206
Что такое «энергетический»?	199	Облегчение подтверждения значимого коронарного стеноза	206
Возникновение доплеровских сигналов при изменении/разрушении микропузырьков	199	Нарушение перфузии без ишемии	206
Селективная визуализация и определение количества контрастного средства в ткани	200	Диагностика жизнеспособного (ишемизированного) миокарда без нагрузочного теста	207
Показания и техника исследования	202	Практическое использование контрастной эхокардиографии миокарда	207
Ограничения	203	Информативные ультразвуковые методики	207
Контрастная эхокардиография миокарда	204	Нормальная перфузия миокарда (см. рис. 6.15, 6.21 и 6.22)	209
Оценка перфузии миокарда – принцип	204	Патологические находки при контрастной эхокардиографии миокарда	211
		Обратимый дефект перфузии (рис. 6.23 и 6.24)	211
		Фиксированный дефект перфузии (см. рис. 6.24)	211

7 Перспективы контрастной эхокардиографии

K. Tiemann, C. Troatz, A. Ghanem

Физические основы	215	Использование тканевых эффектов микропузырьков	218
Потенциальные области применения	215	Сонотромболизис	219
Молекулярное построение изображения	215	Сонопорация	219
		Генная терапия	220

8 Трехмерная эхокардиография

A. Franke

Технические аспекты	224	Клинические области применения	231
Техника регистрации	224	Клапанные пороки	231
Трехмерная реконструкция	224	Недостаточность митрального клапана	231
Трехмерная эхокардиография в реальном времени	226	Митральный и аортальный стенозы	233
Анализ трехмерных эхокардиографических данных	227	Врожденные пороки сердца	234
Качественный, морфологический анализ	227	Объем и масса левого желудочка	235
Количественный анализ	228	Нарушения движений стенки левого желудочка и динамика сокращения миокарда	237

Анализ регионального движения стенки/трехмерная стресс- эхокардиография	237	Ограничения	238
Оценка асинхронии левого желудочка	237	Заключение	239

9 Эхокардиографическая характеристика тканей

C.E. Angermann, T. Hayes

Принцип и развитие метода	242	Эхокардиографическая характеристика тканей при различных сердечно-сосудистых заболеваниях	250
Методики и технические аспекты	245	Коронарная болезнь сердца	250
Методики, используемые для эхокардиографической характеристики тканей	245	Методики эхокардиографической диагностики	251
Анализ миокардиальных эхо-сигналов	246	Кардиомиопатии	255
Режим второй гармоники (ТН1)	247	Дилатационная кардиомиопатия	256
Отслеживание пятна (см. также главу 4)	247	Сахарный диабет, артериальная гипертензия	258
Допплеровские методики (см. также главу 4)	247	Гипертрофическая кардиомиопатия	259
Трехмерная характеристика тканей	248	Амилоидоз сердца, гемохроматоз, болезнь Фабри	259
Дальнейшие технические разработки	248	Миокардит, острая реакция отторжения	260
Детерминанты акустических свойств миокарда	249	Внутрисердечные объемные образования	263
		Ультразвуковая характеристика тканей артериальной стенки	263
		Заключение	265

Кардиоваскулярные структуры

10 Левый желудочек: морфология, функция и патологические изменения

F.A. Flachskampf, T. Buck

Нормальная морфология левого желудочка	273	Ложные хорды	278
Форма и характеристики	273	Патологические структуры в выносящем тракте	278
Приносящий и выносящий тракты	274	Систолическое движение митрального клапана	278
Деление на сегменты	274	Субаортальная мембрана	278
Эхоструктура миокарда	277	Толщина стенки, масса, гипертрофия	279
Патологические структуры в левом желудочке и выносящем тракте	277	Типы гипертрофии	279
Патологические структуры в желудочке	277	Расчет массы миокарда	280
Тромбы	277	Функция левого желудочка	283
Опухоли, вегетации и инородные тела	278	Глобальная систолическая функция	283
		Объемы и фракция выброса	283

Циркулярная фракция укорочения ..	284	Итог	298
Вычисление скоростей нарастания и снижения давления в левом желудочке (dp/dt)	285	Практические рекомендации	298
Индекс Tei (myocardial performance index, индекс глобальной функции желудочка)	285	Вариабельность количественных параметров морфологии и функции левого желудочка	299
Параметры тканевой доплерографии	286	Патологические изменения левого желудочка при КБС и других заболеваниях	301
Минутный объем	286	Левый желудочек при КБС	301
Региональная систолическая функция (см. также главу 4)	287	Острый коронарный синдром	301
Региональная сократимость	287	Разрыв миокарда как осложнение инфаркта	302
Причины нарушения сократимости	289	Хроническая КБС и процессы ремоделирования после инфаркта миокарда	303
Диастолическая функция (см. также главу 4)	290	Морфология и функция левого желудочка при артериальной гипертензии	303
«Диастолическая сердечная недостаточность»	290	Гипертрофия левого желудочка у атлетов	306
Параметры оценки глобальной диастолической функции	292	Кардиомиопатия при сахарном диабете	307
Трансмитральный поток	292	Левый желудочек при ожирении	309
Время изоволюмического расслабления (IVRT)	296	Морфология и функция левого желудочка при сердечной недостаточности	309
Входящий поток из легочных вен ..	297	Миокардит и другие воспалительные заболевания миокарда	310
Тканевой доплер	297		
Измерение скорости распространения входящего потока по левому желудочку: «velocity of flow propagation»	298		

11 Стресс-эхокардиография в диагностике ишемии миокарда

R. Hoffmann

Значение стресс-эхокардиографии в диагностике ишемии миокарда ..	316	Интерпретация стресс-эхокардиограмм	327
Показания	317	Оценка нарушений локальной сократимости (см. также видео 11-1–11-21)	329
Различные варианты нагрузки ..	318	Причины неверной оценки стресс-эхокардиографии	330
Стресс-эхокардиография с физической нагрузкой	318	Диагностическая точность	331
Фармакологическая нагрузка	320	Стресс-эхокардиография при коронарных вмешательствах ..	333
Стресс-эхокардиография с добутамином	320	Прогностическая ценность	335
Стресс-эхокардиография с аденозином	323	Прогностическая ценность перед ангиохирургическими операциями ..	335
Стресс-эхокардиография с дилпиридамолом	323	Прогностическая ценность после инфаркта миокарда	335
Чреспищеводная электростимуляция предсердий	324	Прогностическая ценность при стабильной хронической ишемической болезни сердца	336
Чреспищеводная стресс-эхокардиография	325		
Выбор оптимального варианта нагрузки	325		

Перспективы развития	338	второй гармоники и трехмерной эхокардиографии	338
Применение контрастной эхокардиографии, режима		Количественная оценка результатов стресс-эхокардиографии	339

12 Диагностика жизнеспособного миокарда

U. Nixdorff

Развитие и значение метода	345	Ограничения	355
Патофизиологические основы	346	Дипиридамоловая стресс-эхокардиография	355
Клиническое использование и показания	348	Эргометрическая стресс-эхокардиография	356
Эхокардиографические диагностические методики	349	Нитратная эхокардиография	356
Эхокардиография в покое	349	Тканевая доплер-эхокардиография	357
Добутаминавая стресс-эхокардиография	350	Контрастная эхокардиография миокарда	358
Развитие метода	350	Сравнение с неэхокардиографическими методиками	358
Прогноз улучшения функции ЛЖ после реваскуляризации	350	Сцинтиграфические методики	358
Дифференциальная диагностика станированного и гибернирующего миокарда	352	Магнитно-резонансная томография	359
		Заключение	360

13 Дилатационная кардиомиопатия

R. Engberding, B. Gerecke

Определение понятия	365	Чреспищеводная эхокардиография	379
Клиническая картина, диагностика, дифференциальный диагноз	365	Осложнения	380
Клиническая картина	365	Митральная и трикуспидальная недостаточность	380
Диагностика	366	Тромбы	381
Дифференциальный диагноз	367	Прогностические параметры	382
Эхокардиографическая картина	368	Редкие формы кардиомиопатии	384
Эхокардиография в М-режиме	368	Аритмогенная правожелудочковая кардиомиопатия	384
Двумерная эхокардиография	371	Неклассифицируемые кардиомиопатии, изолированный некомпактный миокард желудочков, персистирующие изолированные синусоиды миокарда	385
Трехмерная эхокардиография и тканевое доплеровское исследование	374	Кардиомиопатия такоцубо	386
Допплер-эхокардиография	375		
Профиль скоростей систолического кровотока	375		
Профиль диастолического кровотока	377		

14 Гипертрофическая кардиомиопатия

S. Reith, H.G. Klues

Патофизиология	392	Чреспищеводная эхокардиография у больных гипертрофической кардиомиопатией	414
Эхокардиографическая картина .	398	Тканевая доплерография при гипертрофической кардиомиопатии	415
Двумерная эхокардиография в диагностике гипертрофической кардиомиопатии	398	Эхокардиография после миктомии/миотомии у больных гипертрофической кардиомиопатией	416
Эхокардиография в М-режиме при гипертрофической кардиомиопатии .	403	Контрастная эхокардиография при гипертрофической кардиомиопатии .	418
SAM-феномен	404		
Допплер-эхокардиография при гипертрофической кардиомиопатии .	411		

15 Рестриктивные кардиомиопатии

F.A. Flachskampf

Патофизиология и этиология	423	(эндокардиальный фиброэластоз), эндокардит Леффлера (эозинофильный эндокардит) (см. также главы 19, 22)	428
Эхокардиографическая картина .	424	Дифференциальная диагностика рестриктивной кардиомиопатии и констриктивного перикардита .	429
Амилоидоз	424		
Гемохроматоз и саркоидоз	427		
Идиопатическая рестриктивная кардиомиопатия, эндомиокардиальный фиброз			

16 Болезни митрального клапана

E. Schwammenthal

Функциональная анатомия митрального клапанного аппарата	433	Оценка результатов	447
Митральное кольцо	433	Гемодинамика при митральном стенозе	448
Створки митрального клапана	434	Эхокардиография и вальвулопластика	448
Сосочковые мышцы и сухожильные хорды	436	Митральная недостаточность	449
Исследование митрального клапана	437	Количественная оценка митральной недостаточности	449
Митральный стеноз	439	Струя регургитации и ее площадь . .	449
Ревматический митральный стеноз . .	439	Диаметр проксимальной части струи регургитации	450
Количественная оценка степени митрального стеноза	439	Метод, основанный на конвергенции проксимальной части потока	451
Определение градиента давления . .	439	Традиционное доплеровское исследование	452
Планиметрия	441	Непрерывноволновая доплерография	453
Расчет времени полуспада градиента давления	441	Кровоток по легочным венам	454
Уравнение непрерывности потока . .	443	Автоматическая количественная оценка цветового доплеровского сигнала	454
Площадь потока	445	Оценка	454
Метод, основанный на конвергенции проксимальной части потока	446		

Нарушение гемодинамики при митральной недостаточности . . .	455	Митральный клапанный аппарат при дилатационной кардиомиопатии: функциональная митральная недостаточность	473
Комплексный подход к оценке степени митральной недостаточности	459	Расширение левого желудочка и его дисфункция	474
Механизмы митральной недостаточности	459	Расширение левого желудочка и митрального кольца	477
Ревматическая митральная недостаточность	461	Постоянное и динамическое отверстие митрального клапана при его недостаточности	480
Пролапс митрального клапана: миксоматозное поражение	462	Митральная недостаточность при коронарной болезни сердца	481
Диагностические критерии	462	Функциональная митральная недостаточность при нарушении регионарной сократимости левого желудочка: синдром сосочковой мышцы	484
Натяжение сосочковых мышц	465	Разрыв сосочковых мышц	486
Механизм пролапса митрального клапана и митральной недостаточности	466	Недостаточность митрального клапана при инфекционном эндокардите	487
Пролапс митрального клапана и «молящая» створка	467	Кальциноз митрального кольца	487
Анатомически точный диагноз при пролабировании створок митрального клапана	468	Врожденные заболевания митрального клапана	488
Роль эхокардиографии в хирургии митрального клапана	469		
Митральная недостаточность при гипертрофической кардиомиопатии	470		

17 Заболевания аортального клапана

W. Voelker

Аортальный стеноз	492	Площадь отверстия аортального клапана	503
Распространенность и этиология	492	Дополнительные доплеровские параметры	508
Клинические аспекты	492	Значение доплер-эхокардиографии	510
Морфологические особенности аортального клапана	494	Прогноз при аортальном стенозе: роль эхокардиографии	510
Двустворчатый и трехстворчатый аортальный клапан	494	Значение исходной степени аортального стеноза	511
Склероз и стеноз аортального клапана	495	Значение темпов прогрессирования аортального стеноза	511
Степень кальциноза	495	Ремоделирование левого желудочка при аортальном стенозе	513
Степень стеноза аортального клапана	496	Патогенез	513
Сепарация створок аортального клапана	496	Значение эхокардиографии	513
Максимальная скорость кровотока	497	Нагрузочная, или стресс-эхокардиография при аортальном стенозе	513
Максимальный и средний градиент давления	499	Физическая нагрузка	513
Причины расхождения «доплеровских» градиентов давления и градиентов давления, измеренных при зондировании сердца	499	Стресс-эхокардиография с добутамином	514

Влияние кровотока через аортальный клапан на площадь его отверстия	514	Количественная оценка аортальной недостаточности	522
Рациональная стресс-эхокардиография в обследовании больных с аортальным стенозом . . .	516	Методы исследования и настройка аппарата	522
Тактика лечения аортального стеноза – значение эхокардиографии	518	Площадь цветового потока	523
Нормальная функция левого желудочка	518	Время полуспада градиента давления (РНТ или $T_{1/2}$)	523
Сниженная функция левого желудочка	519	Кровоток в грудной аорте	524
Аортальная недостаточность	520	«Vena contracta»	525
Клинические аспекты	520	Прямое определение площади поперечного сечения струи регургитации	527
«Первичная диагностика»	520	Количественное доплеровское исследование	528
Этиология аортальной недостаточности	520	Конвергенция проксимальной части потока	530
Острая и хроническая аортальная недостаточность	521	Заключение	531
Эхокардиографические параметры . .	521	Тактика лечения аортальной недостаточности: значение эхокардиографии	532

18 Протезирование клапанов сердца

H. Baumgartner

Значение эхокардиографии	541	Время полуспада градиента давления	565
Типы клапанных протезов и техника их имплантации	542	Недостаточность клапанных протезов	566
Механические протезы	542	Значение чреспищеводной эхокардиографии при имплантированных клапанных протезах	570
Шаровые протезы	542	Нагрузочная, или стресс-эхокардиография	572
Двустворчатые клапанные протезы .	543	Эхокардиографическая оценка различных типов клапанных протезов	573
Поворотно-дисковые протезы	544	Клапанные гомотрансплантаты и аутологичный клапан (операция Росса)	573
Биологические клапанные протезы . .	545	Каркасные биологические клапанные протезы	574
Свиные клапанные протезы	545	Бескаркасные биологические клапанные протезы	575
Клапанные протезы из перикарда . .	545	Двустворчатые клапанные протезы . .	575
Гомотрансплантаты	546	Поворотно-дисковые механические клапаны	576
Аутоотрансплантаты	547	Шаровые клапанные протезы	579
Методологические основы исследования клапанных протезов	547	Особенности исследования при различных позициях клапанных протезов	581
Методы визуализации	547		
Двумерная эхокардиография	547		
Эхокардиография в М-режиме	548		
Допплерографическое исследование клапанных протезов	549		
Скорость кровотока через клапанный протез и градиент давления	549		
Расчет площади отверстия клапанного протеза	564		

Аортальная позиция	581	Выход из строя клапанного протеза	588
Митральная позиция	581	Дегенеративные изменения	
Трикуспидальная позиция	582	биологического клапанного протеза	588
Позиция клапана легочной артерии	583	Выход из строя механического	
Имплантация клапанных кондуитов	583	клапанного протеза	590
Эхокардиография при		Осложнения, связанные	
осложнениях, связанных		с погрешностями в хирургической	
с имплантированным клапанным		технике	590
протезом	583	Эхокардиография после	
Нарушение функции клапанного		протезирования клапанов сердца:	
протеза, обусловленное тромбозом		клинические аспекты	591
или разрастанием паннуса	583	Возможные осложнения	591
Тромбоз клапанного протеза без		Эхокардиография у больных	
нарушения его функции	585	с осложнениями	591
Эндокардит клапанного		Когда и как выполнять контрольную	
протеза	586	эхокардиографию после	
Парапротезная недостаточность	587	протезирования клапанов сердца	592

19 Заболевания правых отделов сердца

H. Lambertz, O. Ekinici

Трехстворчатый клапан	598	Острое и хроническое легочное	
Информативность эхокардиографии	598	сердце	608
Стеноз трехстворчатого клапана	599	Острая тромбоэмболия	
Недостаточность трехстворчатого		легочной артерии	608
клапана	600	Хроническое легочное сердце	611
Пролапс трехстворчатого		Первичная легочная гипертензия	611
клапана	601	Врожденный или приобретенный	
Эндокардит трехстворчатого клапана	602	порок со сбросом крови	
Клапан легочной артерии	603	и объемной перегрузкой правого	
Информативность эхокардиографии	603	желудочка (см. также главу 28)	612
Стеноз легочной артерии		Дефект межпредсердной	
(см. также главу 28 на с. 841)	604	перегородки	612
Недостаточность клапана легочной		Врожденные пороки правых	
артерии	604	отделов сердца	614
Эндокардит клапана легочной		Дисплазия правого желудочка (ARVC,	
артерии	605	ARVD)	614
Диагностика легочной		Аномалия Эбштейна	616
гипертензии	606	Инфаркт правого желудочка	617
Метод оценки скорости струи		Гиперэозинофильный синдром	
трикуспидальной регургитации	606	(см. также главу 22)	618
Клапан легочной артерии и профиль			
кровотока в легочной артерии	607		

20 Заболевания аорты

S. Mohr-Kahaly

Эхокардиографическое		Нормальные показатели	624
исследование аорты	622	Врожденные пороки развития	
Методы ультразвукового		аорты	625
исследования	622		

Пороки развития дуги аорты	625	Приобретенные заболевания аорты	627
Стеноз перешейка аорты (см. также главу 28)	625	Расслоение стенки аорты	627
Аорта при синдроме Марфана	625	Травматический разрыв аорты	635
Аневризма синуса Вальсальвы	627	Аневризмы грудной аорты	635
		Атеросклероз аорты	636
		Воспалительные заболевания аорты	636

21 Заболевания перикарда

H. Völler, R.K. Reibis

Агенезия перикарда	641	Пункция перикарда	650
Кисты перикарда	641	Констриктивный перикардит	651
Выпот в полости перикарда и тампонада сердца	643	Результаты эхокардиографического исследования	654
Дифференциальная диагностика скопления жидкости в полости перикарда и в плевральной полости	650	Констриктивные или рестриктивные нарушения	658

22 Опухоли и дополнительные структуры сердца

R. Engberding

Опухоли сердца	664	Карциноиды	678
Частота и классификация	664	Значение чреспищеводной эхокардиографии	679
Клиническая картина	665	Дополнительные структуры сердца	681
Доброкачественные опухоли	665	Инфильтрация	681
Миксомы	665	Гиперэозинофильный синдром	681
Сосочковая фиброэластома	671	Внутренние структуры правых отделов сердца	681
Другие доброкачественные опухоли сердца	673	Дополнительные структуры левых отделов сердца	683
Злокачественные опухоли сердца	676	Аневризмы межпредсердной перегородки	686
Первичные саркомы сердца	676		
Первичные лимфомы сердца	677		
Метастатическое поражение сердца	677		

Важнейшие клинические применения

23 Эхокардиографический поиск источника эмболии

F.A. Flachskampf, W.G. Daniel

Проблемы выявления кардиальных источников эмболии	693	Коронарная болезнь сердца	697
Потенциальные кардиальные источники эмболии	694	Кардиомиопатии	698
Фибрилляция предсердий и тромбоз левого предсердия	694	Эндокардит	699
Чреспищеводная эхокардиография перед кардиоверсией	697	Клапанные протезы	699
		Митральный порок при синусовом ритме	699
		Аорта как источник эмболии	700
		Пропалс митрального клапана и дегенеративные изменения митрального и аортального клапанов	700

Опухоли	702	Эхокардиографические признаки открытого овального окна	703
Парадоксальная эмболия	702	Аневризма межпредсердной перегородки	705
Дефект межпредсердной перегородки	703	Практические аспекты	706

24 Инфекционный эндокардит

A. Mügge

Патогенез	710	Эндокардит протезированных клапанов	718
Диагностика	712	Эндокардит пейсмекера	719
Стратегия диагностического поиска ..	712	Чувствительность и специфичность эхокардиографии	721
Эхокардиографическая диагностика ..	713	Абсцедирование	722
Выявление вегетаций	713	Оценка прогноза и показания к хирургическому вмешательству ...	725
Эндокардит аортального клапана ..	715	Показания к чреспищеводной эхокардиографии	726
Эндокардит митрального клапана ..	716		
Эндокардит трехстворчатого клапана	717		
Эндокардит клапана легочной артерии	718		

25 Эхокардиография в отделении интенсивной терапии

W. Bocksch, S. Fateh-Moghadam

Предпосылки	731	Дисфункция клапанов	743
Технические предпосылки	731	Острое легочное сердце – молниеносная эмболия легочной артерии (см. также главу 19)	746
Подготовка персонала	732	Сердечно-легочная реанимация	747
Логистика эхокардиографии	732	Дифференциальный диагноз при острой боли в груди, требующей экстренной госпитализации	747
Безопасность	732	Отделение интенсивной терапии некардиологического профиля ...	748
Палата интенсивной терапии кардиологического отделения ...	733	Лихорадка неясного генеза	748
Коронарная болезнь сердца и инфаркт миокарда		Инсультное отделение	750
(см. также главу 10)	733	Кардиальные и аортальные источники эмболии	750
Инфарктные больные со стабильной гемодинамикой	733	Левое предсердие как источник эмболии	750
Инфарктные больные с нестабильной гемодинамикой	733	Левый желудочек как источник тромбоэмболии	751
Инфаркт правого желудочка	734	Поражение клапанов как причина тромбоэмболии	751
Осложнения инфаркта миокарда ...	734	Поражение аорты как причина эмболии	752
Тромб в левом желудочке при инфаркте миокарда	738	Детское отделение интенсивной кардиологии	753
Диагностика поражений коронарных артерий (стеноз ствола левой коронарной артерии)	738		
Рефрактерная сердечная недостаточность	739		
Систолическая и диастолическая дисфункция левого желудочка	740		

Отделение интенсивной терапии и анестезиологии при общехирургическом стационаре	754	Повреждения сердца	756
Отделение интенсивной терапии при кардиохирургическом стационаре	755	Перикард	756
Неотложная хирургия: отделение интенсивной терапии в травматологической клинике ..	756	Миокард	756
		Клапанный аппарат сердца	756
		Коронарные артерии	757
		Травматическое повреждение аорты	757
		Разрывы стенки аорты	757
		Тромбоз аорты	759
		Образование свищей аорты	759
		Заключение	761

26 Портативные эхокардиографы

F.A. Flachskampf

Технические аспекты	763	Профессиональная подготовка	764
---------------------------	-----	-----------------------------------	-----

27 Эхокардиография после трансплантации сердца

C.E. Angermann, C. Spes

Анатомия сердца и его функция после ортотопической трансплантации	765	Артериальная гипертензия	776
Размер и насосная функция левого желудочка	765	Острая реакция отторжения	777
Диастолическая функция левого желудочка	767	Эхокардиография в M- и В-режимах при острой реакции отторжения	777
Размер и сократительная функция правого желудочка	768	Допплеровское исследование кровотока у больных с реакцией отторжения	779
Предсердия, митральный и трехстворчатый клапаны и кровоток по легочным венам	768	Эхокардиографическая характеристика ткани сердца при острой реакции отторжения	780
Механизмы адаптации к физической нагрузке	773	Допплеровское исследование миокарда при острой реакции отторжения	781
Осложнения после ортотопической трансплантации сердца	776	Васкулопатия трансплантата	784
Скопление жидкости в полости перикарда	776	Эхокардиография в состоянии покоя в диагностике васкулопатии трансплантированного сердца	784
		Эхокардиография с добутаминовой пробой в диагностике васкулопатии	787
		Заключение	791

28 Эхокардиография в диагностике врожденных пороков сердца у взрослых

D.A. Redel

Врожденные пороки клапанов сердца и стеноз сосудов	796	Врожденная недостаточность аортального клапана	799
Врожденные пороки полулунных клапанов	796	Стеноз клапана легочной артерии ..	801
Врожденный стеноз аортального клапана – двустворчатый аортальный клапан	797	Недостаточность клапана легочной артерии	803
		Врожденная патология атриоventрикулярных клапанов	804
		Врожденный митральный стеноз ..	804

Врожденная митральная недостаточность	806	Персистирующий открытый артериальный проток	825
Недостаточность трехстворчатого клапана	807	Сложные врожденные пороки сердца	827
Аномалия Эбштейна	809	Открытый атриовентрикулярный канал	827
Обструкция выносящего тракта желудочков (подклапанный стеноз) .	810	Неполная форма открытого атриовентрикулярного канала	828
Субаортальный стеноз	810	Полная форма открытого атриовентрикулярного канала	830
Инфундибулярный стеноз легочного ствола	813	Транспозиция магистральных сосудов	831
Периферический стеноз сосудов	813	Тетрада Фалло	832
Стеноз перешейка аорты	813	Двойное отхождение магистральных сосудов от правого желудочка	834
Врожденные пороки сердца со сбросом крови	816	Полная транспозиция магистральных артерий	836
Систематика пороков сердца	816	Врожденная корригированная транспозиция магистральных артерий	838
Дефекты межпредсердной перегородки (см. также главу 19) ..	817	Трехкамерное сердце с единственным желудочком	840
Дефект межпредсердной перегородки типа ostium secundum (ASDII)	817	Эхокардиография после реконструктивных операций на сердце	842
Вариант дефекта межпредсердной перегородки типа ostium secundum (ASDII): открытое овальное окно (см. также главу 19 и 23)	820	Результаты после паллиативной операции по Фонтену	842
Дефект межпредсердной перегородки типа ostium primum (ASDI)	821	Хирургическая коррекция по Раствелли	843
Высокий дефект межпредсердной перегородки типа Sinus-venosus	821		
Дефект межжелудочковой перегородки	823		



Основы метода

- 1 Физические и технические основы метода
- 2 Цифровая обработка и сохранение эхокардиографических данных

В соответствии с ориентированным на практику характером этой книги в данном разделе будет представлен краткий обзор важнейших физических и технических принципов, необходимых для основательного понимания метода. Современная эхокардиография (ЭхоКГ) – методика, крайне требовательная к техническому оснащению, и аппараты являются инженерными произведениями, монументами техническому прогрессу. Исчерпывающее их описание стало бы слишком сложной задачей для

автора и не вместились бы в рамки данной книги; поэтому здесь приводятся лишь указания на существующую литературу (11, 20, 36). Кроме того, прикладная акустика и динамика потоков вовсе не являются областями физики, полностью теоретически освещенными и прозрачными для понимания.

Принципы некоторых специальных техник (режим второй гармоники, тканевая доплер-ЭхоКГ, контрастная ЭхоКГ, трехмерная ЭхоКГ) будут описаны в соответствующих главах.

Звук

Звук можно представить как связанные с материальными частицами колебания, протекающие в форме периодического увеличения и уменьшения плотности материи, т.е. в виде периодического уплотнения и разрежения среды, и волнообразно распространяющиеся в пространстве (рис. 1.1). Соответственно этому звук может возникать как в газах, так и в жидкой или в твердой среде, но не в вакууме. Возникает продольная волна («волна давления»), имеющая определенную скорость распространения (c), частоту (f) и длину волны (λ), причем справедливо равенство:

$$c = f \cdot \lambda$$

Скорость распространения волны и ее мощность. Скорость распространения волны зависит от материала и температуры; в воздухе она почти в 5 раз медленнее (330 м/с), чем в воде (1480 м/с). Эхокардиографические аппараты откалиброваны на скорость распространения волны в тканях, равную 1540 м/с. Влияние среды на скорость распространения

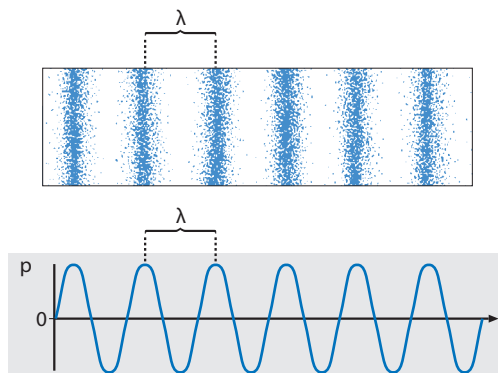


Рис. 1.1 Схема ультразвуковой волны. *Вверху* представлено уплотнение и разрежение участвующих в колебаниях частиц (например, молекул газа). Зоны уплотнения (высокое давление) и разрежения (низкое давление) чередуются на расстоянии длины волны (λ). *Внизу* представлено изменение давления (p) вдоль линии распространения волны. Между максимумами (и, соответственно, между минимумами) давления расстояние также равно длине волны. Подобную синусоиду можно было бы также записать на временной оси, если регистрировать давление в заданной точке, подверженной звуковой волне (по 36).

* Автор благодарит д-ра Heinrich Beckermann, Бёблинген, за рецензирование текста.

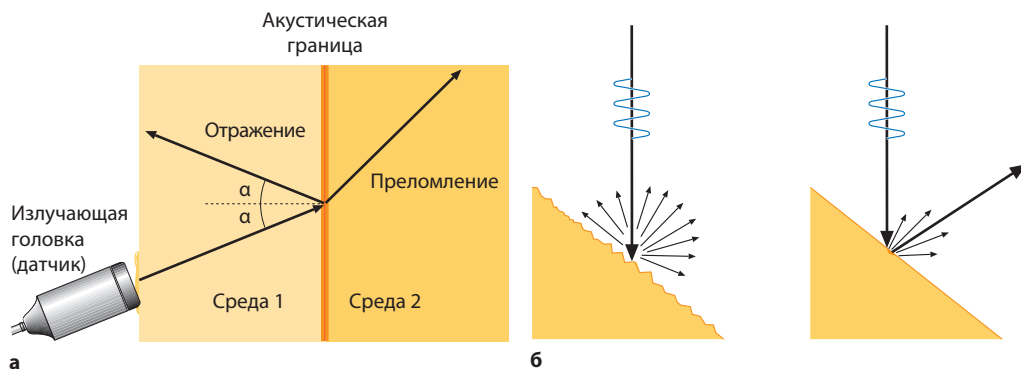


Рис. 1.2 Отражение, преломление, рассеивание.

- а** Если звуковая волна попадает на границу раздела двух сред с различным акустическим импедансом, возникает отражение. Энергия отраженной волны тем выше, чем больше разница акустических импедансов двух сред. Угол падения равен углу отражения. При прямом угле падения часть энергии волнового луча будет отражена назад к источнику волны. Часть волновой энергии не отражается, а преломляется, т.е. продолжает распространяться во вторую среду с изменением направления распространения (что зависит от соотношения импедансов).
- б** Если отражающие поверхности по размеру меньше длины волны ультразвука или волна попадает на «неровную» поверхность (слева), возникает рассеивание энергии во все направления, в том числе и в направлении к источнику ультразвука (конечно, в существенно меньшей степени, чем в случае отражения от большой поверхности, перпендикулярной направлению волны). Сравните с ситуацией, изображенной справа, где от гладкой, расположенной под углом к волне поверхности никакое количество энергии не возвращается к источнику ультразвука.

звука обозначается как акустический импеданс (акустическое сопротивление среды) и определяется как произведение скорости звука в материи и ее плотности.

Звуковая волна не переносит материальные частицы; вместо этого колеблющиеся частички материи производят лишь мельчайшие смещения на доли нанометра от своего положения покоя, причем скорости этих смещений гораздо ниже, чем скорость распространения волны. Зато звуковая волна переносит энергию. Параметром этой энергии является мощность, или интенсивность, звука, которую определяют как мощность на единицу площади волнового поля, перпендикулярной к направлению распространения волны (единица измерения: Вт/см²).

Формы взаимодействия с материальными частицами. При распространении звуковой волны возможны 4 принципиальные формы взаимодействия с пронизываемой средой (рис. 1.2).

➤ **Ослабление (затухание).** Это свойство материи, и степень ослабления звука прямо пропорциональна дистанции, которую

проходит волна. При этом энергия преобразуется в тепло. Ослабление сильнее при высокой частоте, что объясняет недостаточную глубину проникновения в ткани высокочастотных ультразвуковых волн.

➤ **Отражение (рефлексия).** Волна отражается от границы сред, имеющих различные акустические импедансы (т.е. различные скорости распространения волны), причем угол отражения равен углу падения волны.

➤ **Преломление (рефракция).** В случае преломления на границе раздела двух сред с различным акустическим импедансом (соответственно, с различной скоростью распространения волны) волна изменяет направление своего дальнейшего распространения. Соотношение угла падения и угла преломления зависит от соотношения акустических импедансов соответствующих сред.

➤ **Рассеивание.** Этот феномен обозначает отклонение звуковой волны во всех направлениях (в том числе и по направлению к источнику ультразвука) при попадании волны на отражающие поверхности (т.е. на границы раздела сред

с различным акустическим импедансом), имеющие размеры, одинаковые или меньшие по сравнению с длиной волны.

В ЭхоКГ анализируется малая часть излученной волновой энергии, которая благодаря отражению или рассеиванию возвращается назад к источнику ультразвука. Очень сильное отражение происходит, среди прочего, на границе между тканью и воздухом; здесь отражается практически вся энергия звуковой волны, так что такие границы являются акустически «непрозрачными». Похожее тотальное отражение наблюдается

в случае обызвествленных структур, которые на эхокардиографическом изображении проявляются в виде дорсальных эхотеней, поскольку дистальнее этих структур нет доступной акустической энергии.

Ультразвуком называются волны с частотой выше слышимого диапазона, т.е. выше 20 000 Гц (20 кГц). Типичные частоты для диагностически используемого ультразвука расположены между 2 и 7 МГц (1 МГц = 1000 кГц = 1 000 000 Гц), для внутрисосудистого ультразвука – 40 МГц. Соответственно, длина волны в ткани для 2 МГц соответствует 0,8 мм, для 7 МГц – 0,2 мм.

Эхокардиография

Принцип метода

Принцип ЭхоКГ заключается в анализе отраженных ультразвуковых волн. Принципиально можно представить себе и другие способы диагностического использования ультразвука, например, в начале 1950-х годов был испробован, но впоследствии заброшен трансмиссивный ультразвуковой метод, при котором исследуемая структура, например, сердце, помещалась между излучающей и принимающей частями аппарата, аналогично рентгенографии.

Измерение времени распространения.

Способность ЭхоКГ (точнее: М-режима и 2D-режима) к морфологической диагностике основывается на определении мест акустических границ при помощи измерения времени распространения ультразвуковых волн. Для этого необходимо, чтобы фазы излучения и приема сигналов были разнесены во времени и имели подходящую длительность. Если бы излучение и прием ультразвуковых волн происходили постоянно, невозможно было бы определить время движения волны от места отражения (так на самом деле и происходит в случае непрерывноволнового доплера). Поэтому формирование эхокардиографического изображения основано на принципе импульсного ультразвука: менее чем за 1% времени датчик посылает «импульс» или «пакет волн» конечной длины, тогда как остальные 99% времени он находится в режиме приема (см.

рис. 1.3 и 1.4). Чтобы иметь возможность однозначно определить, из какой глубины возвратился воспринятый датчиком пакет волн, датчик должен находиться в режиме восприятия как минимум в два раза дольше, чем время распространения волны от датчика до рефлектора. Например, если в М-режиме максимальная глубина проникновения волны составляет 20 см, время ожидания должно принципиально составлять не менее $2 \times 20 \text{ см} / 1540 \text{ м/с} = 0,26 \text{ мс}$, чтобы можно было однозначно определить положение отражателя на этой глубине.

Частота повторения импульсов. Число пакетов волн, испускаемых прибором в единицу времени, называется частотой повторения импульсов. Не следует путать ее с основной частотой ультразвуковой волны (например, 2,5 МГц). Таким образом, в вышеназванном примере уже чисто «физические причины» определяют максимальную частоту повторения импульсов: $1/0,26 \text{ мс} = 3846/\text{с}$ (почти 4 кГц). Поскольку сам пакет волн имеет определенную длительность и имеются еще некоторые технические задержки, то рассчитанная величина является теоретическим лимитом. Хотя понятие о частоте повторения импульсов обычно встречается в связи с импульсным или цветным доплером (см. соответствующие разделы), важно понимать, что и «морфологические» методики также работают в импульсном режиме.

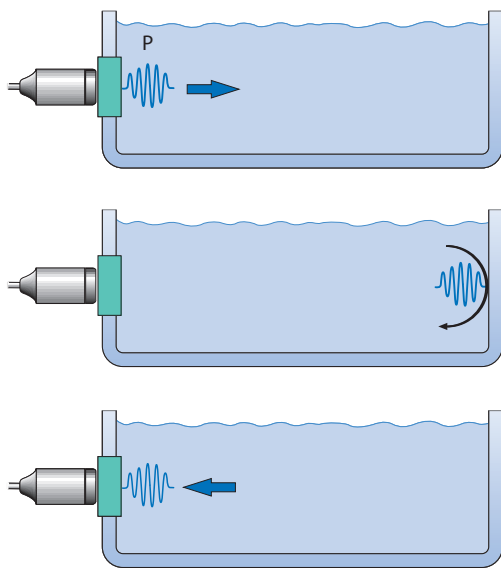


Рис. 1.3 Распространение импульса ультразвуковой волны. Только «импульсный» режим работы датчика позволяет находить соответствие между воспринятыми волнами и глубиной залегания отражателя, что определяется временем распространения волны. Импульс P , т.е. пакет волн, образующийся при кратковременной активации датчика, через некоторое время T возвращается к датчику в виде эховолны E . На основании этих данных при известной скорости распространения волны с рассчитывается расстояние до отражающей поверхности (в данном случае – правая стенка емкости с жидкостью): $s \cdot T/2$ (по 36).

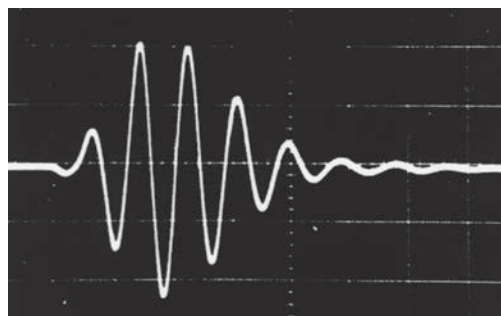


Рис. 1.4 Ультразвуковой импульс (2,24 МГц). По оси ординат (y) давление, по оси абсцисс (x) – время (две клеточки соответствуют 1 мкс) (по 20).

к пациенту поверхностью датчика находится акустическая линза для фокусирования создаваемых волн. На противоположной стороне электрические сигналы каждого отдельного кристалла, выработанные при получении ультразвуковых волн, передаются в собственно ультразвуковой аппарат в виде «сырого» или «радиочастотного» сигнала (немного неточное техническое понятие, обозначающее электромагнитные волны в диапазоне частот от килогерц до гигагерц). В аппарате определяется положительная огибающая кривая («envelope») сигнала, фильтруется, преобразуется («scanconversion», см. ниже) и подвергается последующей обработке (рис. 1.5).

Получение морфологических данных

Обычные эхокардиографические сканеры испускают и принимают сигнал при помощи специальной ультразвуковой головки*, которая при помощи кабеля соединена с остальным прибором. В принципе датчик состоит из пьезоэлектрических кристаллов, акустическая эмиссия которых стимулируется электрическими импульсами и, наоборот, которые при получении ультразвуковой волны сами генерируют электрические импульсы. Между кристаллом и обращенной

Принцип фазированной решетки. Участвующие в построении изображения (трансторакальные и трансэзофагеальные) датчики сегодня работают преимущественно по «электронному» принципу (принцип фазированной решетки). При этом обычно параллельно располагаются 64–256 прямоугольных отдельных кристаллов (рис. 1.6). Благодаря строгой очередности активизации отдельных кристаллов из отдельных волн получается единый направленный волновой фронт, т.е. благодаря соответствующей активизации итоговый луч может отклоняться в пределах определенного сектора (обычно $\leq 90^\circ$) и колебаться в этом секторе (см. рис. 1.8). При этом в каждой позиции ультразвукового луча («линии сканирования») испускается один импульс и записывается приходящее эхо, до того как луч переместится в следующую позицию.

* В отечественной практике и русскоязычной литературе приняты два обозначения «манипулятора» ультразвукового сканера: «датчик» и «трансдюсер». В дальнейшем преимущественно будет использоваться первый вариант, хотя УЗ-датчик как воспринимает сигнал, так и излучает его. – Прим. пер.

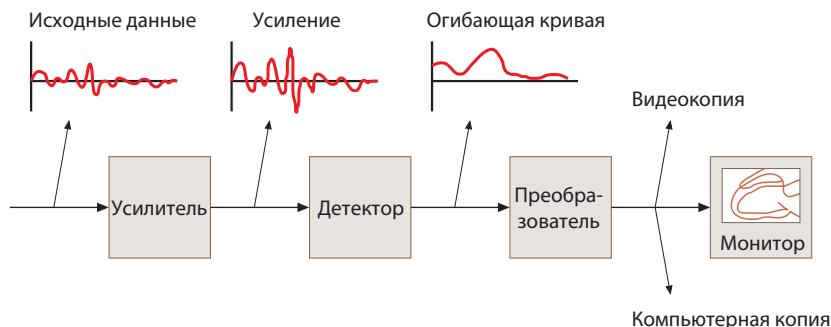


Рис. 1.5 Схема обработки эхокардиографических данных. Исходные данные усиливаются, определяется огибающая кривая, данные преобразуются и, наконец, появляются на мониторе (по 20).

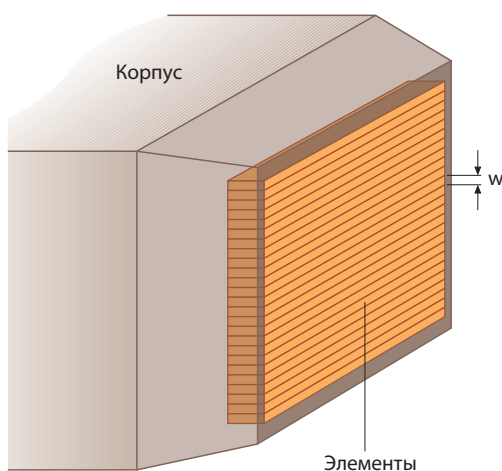


Рис. 1.6 Схема строения датчика с фазированной решеткой. Отдельные горизонтальные элементы ширины w расположены в стопку друг над другом (по 20).

Частота кадров. Поскольку образование одного изображения при помощи (электронного или механического) «колебания» ультразвукового луча в секторе приблизительно 90° требует определенного времени, обычно частота генерирования кадров составляет 20–30 Гц. Конечно, современные полностью электронные датчики благодаря параллельной обработке данных на принимающей стороне могут значительно повысить эту частоту, так что для ширины сектора 30–60° она может подниматься выше 100 кадров/с. Так как человеческий глаз не может отследить такую частоту в реальном времени, для более точного обследования последовательность картинок просматривается во «вре-

менной лупе», т.е. с более низкой частотой кадров, например, 30 кадров/с.

Другие технические варианты датчиков.

Наряду с вышеописанной техникой фазированной решетки еще существуют механические головки, в которых механически колеблется один-единственный кристалл. Наконец, для непрерывноволнового доплеровского сканирования применяются специальные датчики с очень малой рабочей поверхностью, чтобы использовать даже узкое интеркостальное или югулярное эхоокно для непрерывноволнового доплера. Эти датчики (не позволяющие исследование в М- и В-режимах) имеют только два элемента (пьезоэлектрических кристалла), из которых один постоянно излучает, а второй постоянно принимает сигналы.

Виды изображений

А-режим. Самым первым вариантом представления эхокардиографической информации, который уже не используется в клинической практике, является А-режим (А – от amplitude; см. рис. 1.7а), при котором датчик испускает один «одномерный» УЗ-луч, а отраженные сигналы наносятся на вертикальную ось в зависимости от времени распространения. Таким образом, на вертикальной оси появляются точки с различной интенсивностью свечения, перемещающиеся синхронно с движениями сердца и соответствующие отражающим поверхностям, располагающимся на различной глубине, т.е. на различном расстоянии от датчика (например, от проксимальной границы к дисталь-

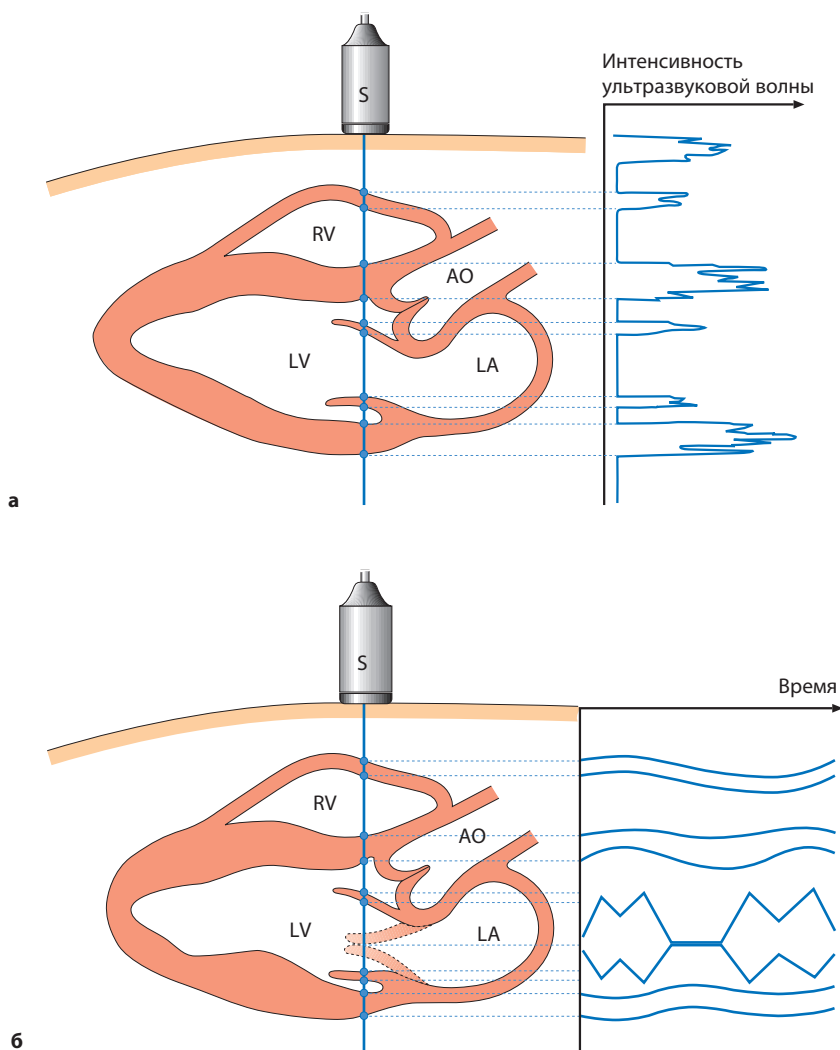


Рис. 1.7 А-режим и М-режим.

- а Если изобразить зависимость амплитудных всплесков интенсивности рефлекторов (отражающих поверхностей) от расстояния от датчика (т.е. от глубины отражающих поверхностей и, соответственно, от времени распространения до них ультразвуковой волны), мы получим так называемый А-режим (А – amplitude).
- б Если вместо значения амплитуд по оси х представить интенсивность рефлекторов степенью яркости точек и регистрировать их вдоль оси х во времени, то получится М-режим (М – motion).

ной это будут: перикард, свободная стенка правого желудочка/полость правого желудочка, полость правого желудочка/межжелудочковая перегородка, межжелудочковая перегородка/полость левого желудочка и т.д.). Амплитуда отраженного сигнала наносится на вертикальную шкалу в виде горизонтального отклонения на уровне, соответствующем расстоянию от отражающей поверхно-

сти до датчика. Самые ранние изображения, получавшиеся при помощи ультразвуковых аппаратов для «контроля отсутствия разрушений в материале» (т.е. для проверки сварочных швов стальных труб), и были изображениями в А-режиме.

М-режим. Тесно связанным с А-режимом является применяемый до сих пор М-ре-

жим (М – от motion; рис. 1.76). Последний в принципе является непрерывной записью А-режима, причем ось x становится осью времени (так же как и при регистрации ЭКГ), а амплитуда каждого отраженного сигнала отображается степенью яркости соответствующей точки. М-режим имеет высокую временную разрешающую способность (около 1 мс, что соответствует частоте повторения импульсов около 1 кГц), поскольку активным остается один-единственный ультразвуковой луч («scanline»), и время ожидания зависит лишь от времени распространения волны до максимальной выставленной глубины исследования и обратно. Пространственное осевое разрешение М-режима в принципе идентично таковому для двумерного В-режима. С недавних пор современные эхокардиографические установки позволяют из цифровых данных, полученных в В-режиме, дополнительно генерировать изображения в М-режиме по любому направлению, в том числе, например, и перпендикулярно к общему направлению распространения волн. Конечно, у таких изображений временное разрешение совпадает с разрешением лежащих в их основе данных, полученных в В-режиме.

В-режим. В-режим (называемый также режимом срезов) можно представить себе как одновременное представление множества отдельных М-режимов («scanlines»), создаваемых благодаря электронным или механическим колебаниям сканирующего луча и объединяемых в виде двумерного сектора шириной 60–90° (см. рис. 1.8). Для этого необходимо несколько этапов обработки изображения, наиболее важный из которых обозначается как «scanconversion». При этом цифровые данные отдельных сканирующих лучей переносятся на монитор в рамках типичного углового сектора размером от 60° до 90°, а для улучшения картинки между точками, обозначающими полученные оригинальные данные, производятся интерполяция и другие этапы дополнительной обработки изображения.

Эффект рассеивания. При интерпретации ультразвуковых изображений следует принимать во внимание, что структуры, имею-

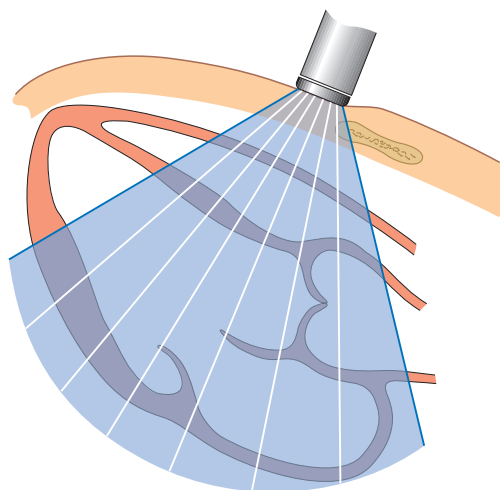


Рис. 1.8 Принцип двумерной ЭхоКГ (В-режим). Благодаря быстрому созданию и перемещению ультразвуковых лучей получается срез тканей сердца в рамках конического сектора (по Feigenbaum H. Echocardiography. Williams & Wilkins, 5-е изд., 1994).

щие по сравнению с осевой разрешающей способностью метода (длиной импульса) достаточно большого размера и вызывающие сильное отражение, т.е. представляющие значительный скачок акустического импеданса (например, на границе между кровью и тканью), пространственно отображаются достаточно аккуратно. Но в случае – сравнивая с разрешающей способностью – заметно меньших структур (<1 мм), например, структур миокарда, на изображение оказывают влияние эффекты рассеивания. Как было описано выше, подобные мелкие структуры рассеивают ультразвук во всех направлениях. Из-за этого возникают конструктивные и деструктивные интерференционные узоры, т.е. светлые и темные крапинки («speckles»); их совокупность обозначается как текстура (26). Таким образом, эти крапинки не являются истинным отображением субстрата. Поэтому по текстуре ультразвуковой картинки довольно проблематично судить о лежащих в ее основе свойствах ткани.

Ультразвуковое поле

Ближнее и дальнее поле. Фронт ультразвуковой волны, создаваемый датчиком, – так

называемый (основной) волновой конус – при помощи фокусировки ограничивается по ширине и отклонению в так называемой фокусной области, а эффективнее всего – в фокусной точке (рис. 1.9). Отклонением (элевацией) называется ширина луча перпендикулярно к направлению распростране-

ния волны и перпендикулярно к плоскости исследуемого сектора. Фокусировка достигается как при помощи жестко закрепленной перед пьезоэлектрическим кристаллом акустической линзы, так и при помощи «динамического» электронного концентрирования, причем фокусируются как испуска-

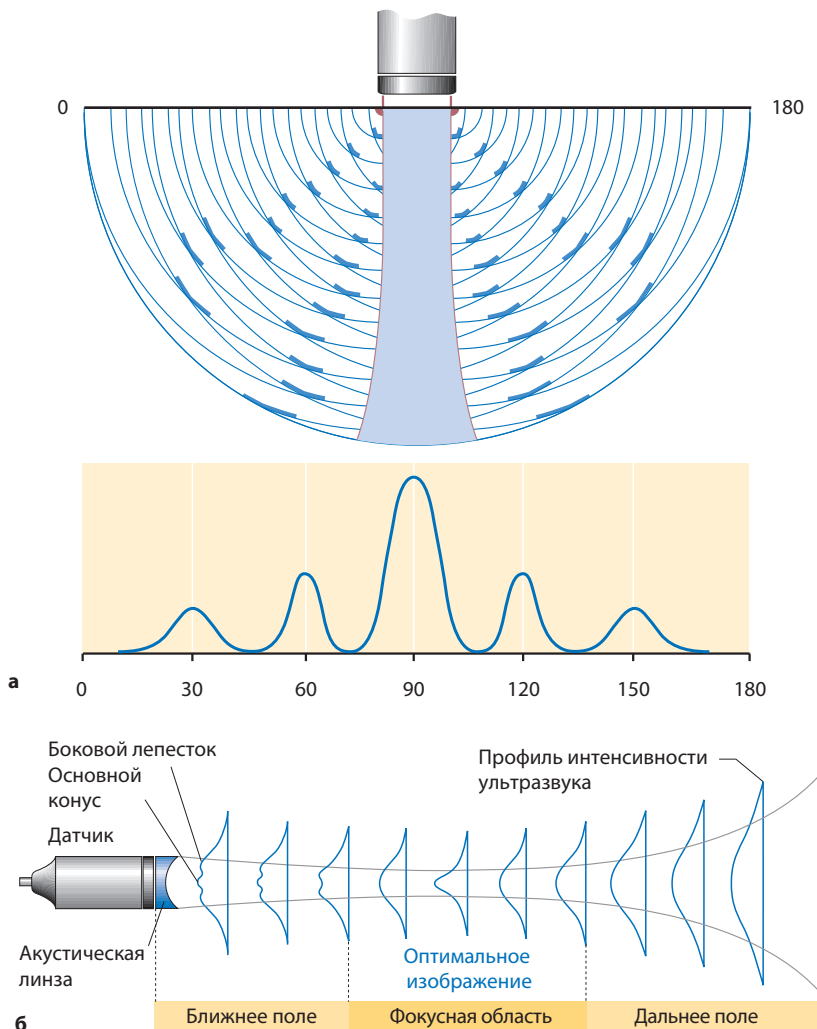


Рис. 1.9 Ультразвуковые поля и фокус.

- а** Из-за ультразвуковых волн, возникающих по краям датчика, в ультразвуковом поле происходит их интерференция. Следствием этого является возникновение регионов с высокой волновой энергией не только в центральной области (центральный «волновой конус»), но также и в виде концентрических областей вокруг (так называемые дополнительные волновые конуса или боковые лепестки). Внизу представлен график интенсивности волны на определенном отдалении от датчика в зависимости от угла к плоскости датчика (по 36).
- б** Фокус. Схема волнового поля излучения ультразвукового датчика. В ближнем поле в профиле интенсивности хорошо видны боковые лепестки. Оптимальное формирование изображения достигается в фокусной области (по Feigenbaum Н. Echocardiography. Williams & Wilkins, 5-е изд., 1994).

емые, так и принимаемые волны («dynamic transmit and receive focusing»). В фокусной области отклонение волнового конуса составляет несколько миллиметров. Фокусная область относится к так называемому ближнему полю (или зоне Френеля), в котором ультразвук относительно хорошо сфокусирован и поэтому может быть использован в диагностических целях. За фокусной областью, в дальнем поле (или зоне Фраунгофера), волновой конус сильно дивергирует как по ширине, так и по отклонению, так что пространственное определение отражающих поверхностей (рефлекторов) становится все более неточным. В области между датчиком и фокусом из-за ревербераций и других нарушений возникают «артефакты ближнего поля». Как правило, качество изображения здесь в значительной мере искажено. Длина диагностически ценного ближнего поля L возрастает вместе с величиной датчика и с основной частотой:

$$L = r^2 / \lambda,$$

где r – это радиус поверхности датчика, а λ – длина волны. Это означает, что маленькие датчики имеют относительно короткое ближнее поле.

Основной и дополнительные волновые конусы. Из-за нежелательного, но неизбежного распространения волн от краев датчика появляются «дополнительные волновые конусы» (боковые лепестки, рис. 1.10), которые могут привести к выявлению псевдоструктур. Соотношение энергий в основном и дополнительных волновых конусах в значительной мере влияет на качество изображения. С увеличением размера датчика эффект боковых лепестков усиливается (см. рис. 1.11).

Пространственное и временное разрешение

Пространственную разрешающую способность двумерного изображения (см. рис. 1.12) следует рассматривать как два отдельных компонента: осевое (в направлении ультразвукового луча) и латеральное разрешение, перпендикулярное к осевому компоненту.



Рис. 1.10 Фотография волнового поля в воде. Эта методика (регистрация мелких колебаний среды) позволяет непосредственно увидеть области высокого давления ультразвука. Ультразвуковой датчик находится слева. Хорошо видно формирование двух боковых лепестков (из 11).

Осевое разрешение. Осевая разрешающая способность двумерного В-режима соответствует таковой одномерного М-режима и физически ограничена длиной излучаемых пакетов волн (импульсов). Последняя, в свою очередь, складывается из числа циклов ультразвуковых колебаний (сегодня обычно несколько менее 5) и длины волны цикла, которая обратно пропорциональна основной частоте. Поэтому осевое разрешение возрастает при увеличении частоты датчика. Таким образом, типичный пакет волн при основной частоте датчика 2,5 МГц и 4 циклах в пакете имеет длину $4 \cdot 1540 \text{ м/с} / 2,5 \text{ МГц} = 2,5 \text{ мм}$. Теоретически, это наименьшее расстояние, которое можно различить в осевом направлении при использовании таких длины волны и длины импульса. При частоте датчика 5 МГц и 4 циклах в пакете минимальное расстояние между различимыми точками составило бы 1,25 мм.

Латеральное разрешение. В В-режиме к качеству изображения добавляется еще и элемент латерального (бокового) разрешения. Оно зависит от плотности сканирующих линий, фокусировки и других факторов и всегда меньше, чем осевое разрешение.

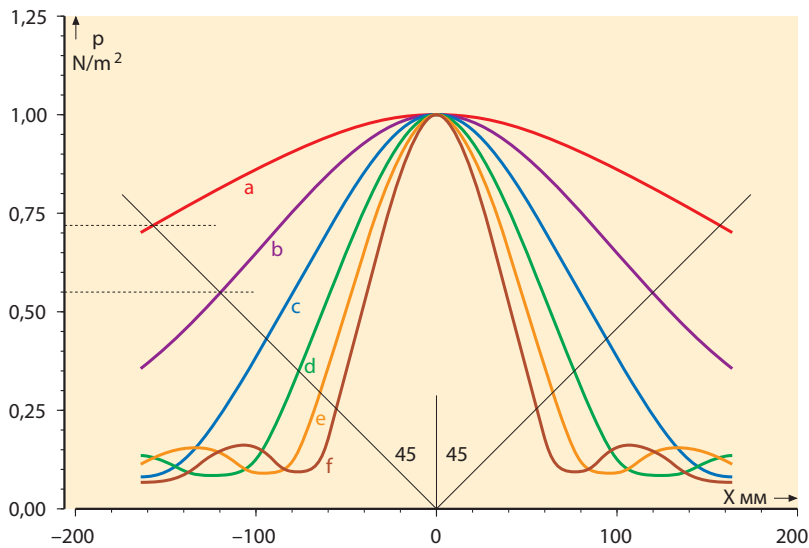


Рис. 1.11 Компьютерная симуляция двумерных волновых полей при различном размере датчиков с фазированной решеткой (соответственно, при различной величине генерирующих ультразвук поверхностей). По оси y откладывается энергия ультразвука на определенном расстоянии от датчика, по оси x — латеральное расстояние от центра датчика. Видно, что при увеличении размера датчика от a (точечный источник) до f волновая энергия лучше фокусируется, но при этом возникают более отчетливые боковые лепестки (по 20).

Режим второй гармоники (см. также главу 6)

Более подробно об этом будет сказано в главе 6 данной книги. Вкратце, речь идет об использовании ближайшей гармоники («harmonics») ультразвукового луча, возникающей при прохождении через ткани. При помощи соответствующей фильтрации и комбинирования с отраженным ультразвуком основной частоты можно получить изображения со значительно меньшим, чем при классическом режиме использования, количеством шумов, в том числе и в ближнем поле. Осевое разрешение — в зависимости от используемой, чаще несколько большей длины пакета — при этом немного меньше, из-за чего изображения кажутся слегка зернистыми. Соответственно, тонкие структуры, такие как клапаны, могут выглядеть несколько толще, чем в привычном режиме. Однако обертоны или частотные гармоники в меньшей степени искажаются из-за артефактов ближнего поля и боковых лепестков, так что суммарный эффект этого режима дает более «чистую» картинку, что особенно предпочтительно для оценки

контуров эндокарда. В настоящее время все современные эхосканеры используют для получения изображения частотные гармоники, хотя и различным патентованным для каждой фирмы образом.

Компрессия («dynamic range»)

Генерируемые пьезоэлектрическими кристаллами датчика первичные электрические сигналы имеют очень широкий спектр амплитуд, иными словами, очень большое отношение самой высокой интенсивности сигнала к самой низкой. Эта ширина оценивается примерно в 120 дБ, т.е. наименьшие пригодные к использованию амплитуды относятся к наибольшим как $1/10^6$. Однако для оптического отображения, например, в двумерном В-режиме, возможно применение лишь ограниченного числа градаций серого — как правило, 256 («глубина цвета» 8 бит). Поэтому исходная ширина спектра амплитуд («dynamic range») при помощи логарифмической компрессии сужается до выводимого диапазона (приблизительно 50 дБ, $1/256$, рис. 1.13). При этом можно частично настраивать параметры этой ком-

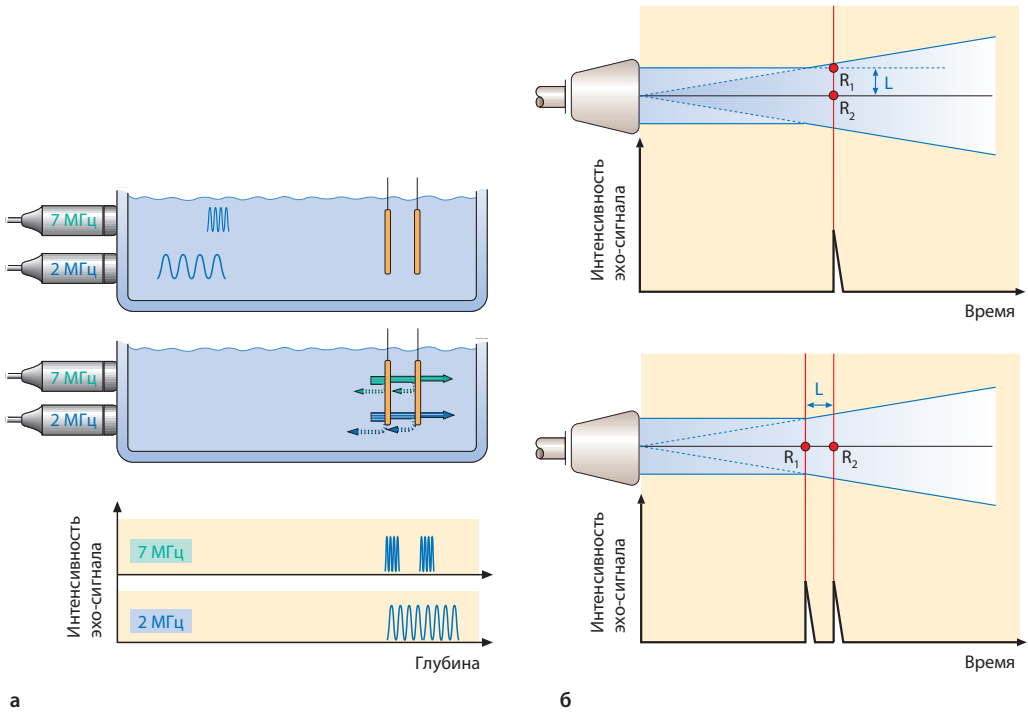


Рис. 1.12 Осевое и латеральное разрешение (по 36).

- а** Осевое разрешение. Два расположенных друг за другом рефлектора (R_1 , R_2) в водной среде исследуются двумя датчиками (с частотами 7 и 2 МГц соответственно). Каждый датчик испускает импульс длиной в 4 цикла, но благодаря более высокой частоте длина импульса для 7-МГц-датчика меньше (пропорционально), чем для 2-МГц-датчика. Расстояние между рефлекторами слишком мало, чтобы его можно было обнаружить при помощи 2-МГц-датчика. Поэтому для этого датчика оба рефлектора будут отображаться как единая эхотень, тогда как высокочастотный датчик сможет их различить.
- б** Латеральное разрешение. Минимальное различимое расстояние между рефлекторами в боковом направлении зависит от ширины ультразвукового луча и всегда больше, чем минимальное различимое расстояние вдоль оси. На верхней картинке два рефлектора R_1 и R_2 будут восприниматься датчиком как один рефлектор, хотя расстояние между ними такое же, как на нижней картинке, где они будут дифференцироваться благодаря осевому разрешению.

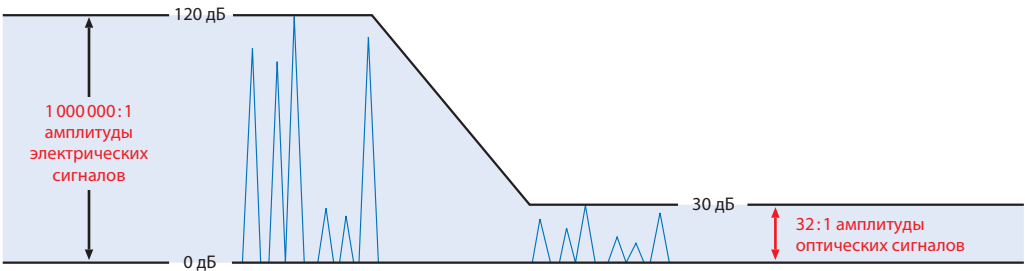


Рис. 1.13 Динамический диапазон («dynamic range») эхоизображения. Исходный электромагнитный сигнал, который передается от датчика к УЗ-аппарату, имеет диапазон интенсивности примерно в 120 дБ ($1/10^6$). При помощи логарифмической компрессии этот сигнал сжимается до диапазона примерно в 30 дБ ($1/32$), поскольку приблизительно столько градаций серого может оптически различить человек.

прессии, например, с какого уровня выполняется «насыщение», какое линейное соотношение исходного и выводимого сигналов применяется для среднего диапазона амплитуд и так далее. Визуальное качество изображения обычно улучшается с усилением компрессии, т.е. самые «красивые» картинки – наиболее сжатые. Меньшая степень компрессии приводит к «зернистости» изображения. Кроме того, следует также учитывать, что человеческий глаз не может дифференцировать все 256 градаций серого, отображаемых цифровым монитором, а различает лишь приблизительно 30 оттенков от светло-белого до темно-черного (около 30 дБ).

Документирование

Аналоговое сохранение

VHS-видео. В то время как результаты исследований в M-режиме и при спектральной доплер-ЭхоКГ можно задокументировать при помощи короткой распечатки, подвижные изображения B-режима и цветовой доплер-ЭхоКГ не получается адекватно сохранить даже серийной распечаткой отдельных кадров. Поэтому до недавнего времени обычной формой записи эхокардиографического исследования был формат VHS или Super-VHS – доступная форма сохранения и воспроизведения благодаря широкому распространению бытовых видеомagneтофонов.

Недостатки. Этот вариант имеет существенные недостатки:

- ▶ при записи видео происходит снижение качества по сравнению с изображением на мониторе,
- ▶ при копировании происходит значительная потеря качества,
- ▶ дальнейшая потеря качества, особенно для VHS-записей, происходит при их старении,
- ▶ поиск необходимого исследования требует затратного по времени перемотывания соответствующей кассеты,
- ▶ записи исследований уникальны, что вызывает опасность их утери; изготовление

копий, например, для пересылки, – процесс трудоемкий и связан с потерей качества.

По вышеназванным и другим (см. ниже) причинам в ЭхоКГ все больше и больше распространяется цифровой формат записи.

Цифровой формат сохранения и передачи

Сегодня эхокардиографические данные уже на уровне датчика являются цифровыми. Поэтому вследствие описанных недостатков видеоформата записи, снижения цены на цифровое оборудование и прежде всего на носители данных, а также из-за возможности передачи данных по сетям цифровые записи, сохранение и воспроизведение представляют собой оптимальное решение для документирования исследований (см. также главу 2 «Цифровая обработка и сохранение эхокардиографических данных»).

Протоколы DICOM. Изначальное разнообразие «фирменных» цифровых форматов данных для эхокардиографической информации привело к появлению соглашения о DICOM-протоколах (Digital Imaging and Communication in Medicine), стандарте, следовать которому обязались все фирмы-производители (29, 30, 32). Однако на практике это сегодня означает лишь, что форматы производителей можно «перевести» один в другой и при помощи, например, «DICOM-box» сделать читаемыми на любом оборудовании без потери данных. Конкретную же конфигурацию и работоспособность сетей, серверов и т.д., соединяющих аппараты различных производителей, следует в каждом отдельном случае тщательно проверять.

Форматы сохранения и компрессия данных. С вышеописанным тесно связан вопрос об оптимальном формате сохранения данных. Цифровая копия 10-минутной видеозаписи при полном несжатом цифровом формате записи с полноценной передачей цветового доплера и т.д. заняла бы около 20 ГБ (гигабайт) на носителе данных (10 мин умножить на 30 кадров в секунду, умножить на 640×480 пикселей в каждом

кадре, умножить на глубину изображения 8 бит для градаций серого и 24 бита для цветного изображения). Такая потребность в дисковом пространстве для рутинного исследования является недопустимо дорогой. Поэтому объем данных для сохранения различным образом редуцируется:

➤ **Клиническая компрессия (сжатие).**

Выбор только «типичных» кадров (обозначаемый также как «клиническая компрессия»), просматривать которые можно в виде бесконечного повтора (13). Предложения по минимальным требованиям для объема исследования без значительных патологических изменений, сохраняемого в цифровом формате, приведены в таблице 1.1.

➤ **Алгоритмы цифровой компрессии.**

Здесь следует различать компрессию без потери данных (уменьшает объем записи лишь в 2–3 раза) и компрессию, связанную с потерей данных (возможна почти любая степень сжатия). Компрессия, связанная с потерей данных, разрешена и в стандартах DICOM. Клинические исследования с использованием алгоритмов JPEG (Joint Photographic Expert Group) и MPEG (Motion Picture Expert Group) продемонстрировали, что, например, JPEG-компрессия с фактором 20/1 приводит к потере деталей не большей, чем запись на Super-VHS, бывшая до сих пор де-факто стандартом (12, 27). Конечно, следует избегать повторного сжатия, т.е. уже сжатые данные должны быть помечены как таковые.

➤ **Другие носители данных.** Наиболее экономичным для массового сохранения является магнито-оптический диск; однако его использование трудоемко, и для этой формы сохранения данных невозможен прямой доступ к данным на одном диске («random access»), а только последова-

Таблица 1.1 Пример минимального стандартного набора эхокардиографических данных для цифрового хранения (например, при полном обследовании и без выявленных отклонений). В зависимости от числа сохраненных для каждой плоскости/модальности циклов объем данных составляет около 20 МБ или больше (сокращенно по Thomas JD, Adams DB, deVries S et al. J Am Soc Echocardiol 2005;18:287–97).

- Парастеральная длинная ось (+ цветовая доплер-ЭхоКГ)
- Парастеральная короткая ось на уровне аортального клапана (+ цветовая доплер-ЭхоКГ)
- Парастеральная короткая ось на уровне митрального клапана (+ цветовая доплер-ЭхоКГ)
- Парастеральная короткая ось на уровне папиллярных мышц (+ цветовая доплер-ЭхоКГ)
- Апикальная четырехкамерная позиция (+ цветовая доплер-ЭхоКГ)
- Апикальная двухкамерная позиция (+ цветовая доплер-ЭхоКГ)
- Апикальная длинная ось (+ цветовая доплер-ЭхоКГ)
- Апикальная пятикамерная позиция (+ цветовая доплер-ЭхоКГ)
- Субкостальная четырехкамерная позиция (+ цветовая доплер-ЭхоКГ)
- Трансмитральная импульсно-волновая доплер-ЭхоКГ
- Трансаортальная непрерывноволновая доплер-ЭхоКГ
- Транстрикуспидальная непрерывноволновая доплер-ЭхоКГ

тельный. Поэтому на сегодняшний день наиболее практичными «полноцифровыми» решениями являются жесткие диски большого объема, CD- или DVD-дисководы (возможно, в локальной сети медицинских изображений, сохраняющей также данные, полученные другими визуализирующими методиками).

Допплер-эхокардиография

Принцип (см. также главы 4–6)

Эффект Допплера (по имени австрийского физика Христиана Иоганна Допплера, 1803–1853) описывает влияние относительного движения излучателя волны на воспринимаемую приемником частоту этой волны. Если излучатель приближается к приемнику, то приемник воспринимает более высокую частоту; если же излучатель отдаляется, то частота снижается. Изменение частоты пропорционально (относительной) скорости движения излучателя. Эта закономерность описывается так называемым уравнением Допплера:

$$v = \frac{1}{2} c \cdot \frac{f_D}{f_0},$$

где v – скорость вдоль направления волны, c – скорость распространения колебаний в соответствующей среде, f_D – сдвиг частоты, f_0 – основная частота волны.

Сдвиг частоты. В доплер-ЭхоКГ сдвиг частоты волны между испускаемым и воспринимаемым ультразвуком, вызываемый движением отражающей поверхности (ткани), определяется при помощи так называемой демодуляции сигнала, т.е. при помощи извлечения доплеровского сдвига из частотного спектра отраженного сигнала. Это довольно сложная задача: доплеровское смещение, как правило, не превышает 1% от основной частоты. Для того чтобы из демодулированного сигнала рассчитать частоты (так называемый спектральный анализ), при спектральной доплер-ЭхоКГ применяется одна из форм преобразования Фурье («быстрое преобразование Фурье» – «Fast Fourier Transform»). При помощи этого математического метода из любого изменяющегося во времени сигнала можно высчитать частотный спектр, т.е. те частоты с соответствующими коэффициентами (коэффициентами Фурье), сумма которых воспроизводит исходный сигнал, точнее говоря, приближается к нему с любой необходимой точностью. В случае цветовой доплер-ЭхоКГ используется сходный, но менее трудоемкий метод расчета – аутокорреляция.

Скорости и интенсивности. Используя уравнение Допплера, можно непосредственно рассчитать скорость движения подвижной отражающей поверхности (рефлектора). При помощи доплер-ЭхоКГ измеряется скорость движения крови (непрерывноволновая, импульсно-волновая и цветовая доплер-ЭхоКГ), а в последнее время также и скорость движения плотных структур сердца, например, миокарда (тканевая доплер-ЭхоКГ в импульсно-волновом или цветовом режиме).

В случае тканевой доплер-ЭхоКГ при помощи соответствующих фильтров выделяются сигналы от плотных структур, а сигналы от крови подавляются: если эритроциты довольно слабо отражают ультразвук, но движутся с относительно высокой скоростью (до 1,5 м/с через отверстие аортального клапана у здорового человека) и, таким образом, вызывают значительное доплеровское смещение, то миокард и другие структуры сердца характеризуются относительно высокой отражающей способностью, а скорости, наоборот, достигают значений не более 15–20 см/с в базальных отделах боковой стенки левого желудочка.

Угловая погрешность. Следует помнить, что доплеровский метод измеряет только составляющую скорости по направлению к излучателю или от него (рис. 1.14). Если вектор скорости направлен иначе, то измеряется только его компонент в параллельном ультразвуковому лучу направлении, т.е. получается значение ниже истинной скорости движения. Взаимосвязь между истинной скоростью v , угловым отклонением (α) вектора скорости по отношению к направлению распространения луча и измеренной скоростью (v_{DOPP}) описывается следующим уравнением:

$$v_{\text{DOPP}} = v \cdot \cos \alpha.$$

Поэтому отражающая ткань, передвигающаяся в строго перпендикулярном ультразвуковому лучу направлении, не будет определяться доплеровским методом ($\cos 90^\circ = 0$). В том случае, когда отражающая поверх-

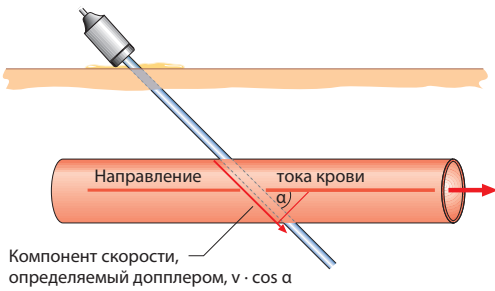


Рис. 1.14 Допплеровское угловое отклонение. Если доплеровский луч и направление тока крови образуют угол, то эхокардиограф измерит только частичный вектор скорости вдоль направления доплеровского луча, т.е. полученное значение будет ниже истинной скорости течения крови на коэффициент, равный косинусу угла.

ность перемещается точно по направлению к датчику или от него, будет определяться истинная скорость ее движения ($\cos 0^\circ = 1$).

Угловая коррекция. Хотя в большинстве эхокардиографов возможна угловая коррекция, ее не рекомендуется выполнять при исследовании потоков внутри сердца, в частности потому, что истинное направление движения не обязательно находится в выбранной двумерной плоскости. Напротив, при дуплексном исследовании сосудов (см. ниже) угловая коррекция может с успехом применяться, так как здесь можно определить основное направление движения по ходу сосуда.

Акустический сигнал. Допплеровское смещение частоты, вызываемое имеющимися в сердце скоростями движения крови, лежит в слышимом диапазоне. Так, например, при основной частоте в 2 МГц и максимальной скорости движения крови через значительно стенозированное отверстие аортального клапана в 5 м/с согласно уравнению Допплера (см. выше) мы можем ожидать смещение частоты на уровне

$$f_D = 2 \cdot f_0 \cdot v/c,$$

или в данном конкретном случае $f_D = 2 \cdot 2 \text{ МГц} \cdot 5/1540 \approx 13 \text{ кГц}$, что находится в слышимом диапазоне (приблизительно 20 Гц – 20 кГц).

Поэтому при поиске наивысшей скорости движения во время доплеровского исследования врач ориентируется как визуально, по отображаемому спектру, так и на высоту акустического сигнала: чем выше слышимая частота, тем больше определяемая скорость движения крови. Можно охарактеризовать также и ширину диапазона частот: чем однообразнее определяемые скорости (узкий диапазон частот), тем отчетливее и музыкальнее акустический сигнал. Наоборот, чем больше различаются скорости движения объекта в области измерения (широкий диапазон частот), тем более грубым и жестким будет акустический сигнал.

Эффект времени взаимодействия (transit time effect). Определенные физические закономерности лимитируют точность доплеровских измерений. В случае (идеальной) бесконечной длительности измерения и постоянной гомогенной скорости течения крови регистрировалось бы одно-единственное доплеровское смещение и, тем самым, одна-единственная скорость потока. На практике же всегда регистрируется некоторое распределение скоростей с расположенными симметрично вокруг истинной скорости более высокими и более низкими значениями. Поскольку скорости потоков крови в сердечно-сосудистой системе меняются во времени, при измерении доплеровским методом этой «нерезкости» избежать невозможно, причем она тем больше, чем меньше времени отводится на измерение («transit time effect» или «transit time broadening»; см. рис. 1.15). В конечном итоге ограничение времени измерения обусловлено тремя факторами:

- при импульсном и цветовом доплере испускаемый импульс имеет конечную длину,
- всегда имеется негомогенность скоростей в пространстве,
- скорости изменяются во времени.

Три метода доплеровского исследования. Для измерения скоростей движения крови существуют три различных варианта доплеровского исследования, взаимно дополняющие друг друга: непрерывноволновая, импульсно-волновая и цветовая доп-

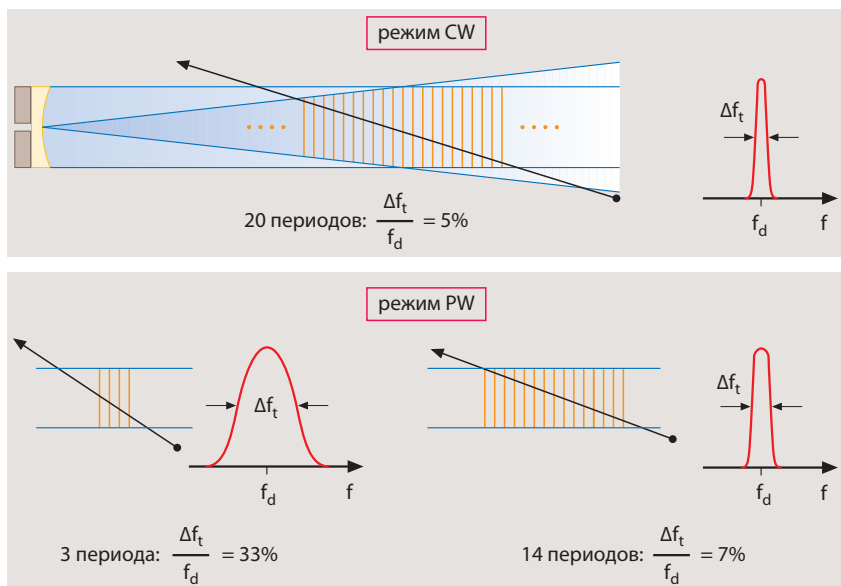


Рис. 1.15 Схематичное представление эффекта длительности взаимодействия («transit length») между потоком крови и ультразвуковым лучом на спектр доплеровских частот. *Вверху*: непрерывноволновая доплер-ЭхоКГ (CW). В идеальном случае бесконечно долгого взаимодействия между доплеровским лучом и полностью гомогенной скоростью потока определялась бы только частота доплеровского смещения f_D . Если непрерывноволновой доплеровский луч находится в токе крови на 20 периодов, то расширение доплеровского спектра (Δf_t , «transit time broadening») вокруг центральной частоты доплеровского смещения f_D составит 5%. *Внизу*: при взаимодействии на протяжении 3 периодов расширение составит 33%, на протяжении 14 периодов – 7%. При этом справедливо уравнение $\Delta f_t/f_D = 1/(\text{число полученных периодов со смещенной частотой})$ (по 11).

1

плер-ЭхоКГ (рис. 1.16). Отображение непрерывноволнового или импульсно-волнового доплеровского исследования происходит в виде «доплеровского спектра», когда различные скорости движения тканей (или доплеровское смещение частот в герцах) откладываются по оси y в зависимости от времени по оси x . В случае цветовой доплер-ЭхоКГ закодированная различными цветами «карта» скоростей накладывается в реальном времени на двумерное изображение сердца или сосуда.

Непрерывноволновая доплер-эхокардиография

При непрерывноволновой доплер-ЭхоКГ через сердце проходит линейный, непрерывный ультразвуковой сигнал. Как испускающий, так и воспринимающий элементы датчика работают непрерывно. По различию частот излученного и отраженного сиг-

налов можно определить скорость движения эритроцитов, отражающих ультразвуковой сигнал. Поскольку ультразвук испускается и воспринимается непрерывно, судить о локализации измеренных скоростей невозможно. Регистрируются скорости всех объектов, попадающих на пути ультразвукового луча. Поэтому в этом режиме в противоположность импульсно-волновой доплер-ЭхоКГ спектр скоростей всегда изображается «заполненным», т.е. регистрируются все промежуточные скорости от нуля до максимальной в данный момент времени. При использовании непрерывноволновой доплер-ЭхоКГ исследователь наряду со спектральным изображением может довольно уверенно полагаться на акустическое воспроизведение доплеровского смещения частот для определения максимальной скорости потока, например, через область стеноза клапанного отверстия или сосуда.

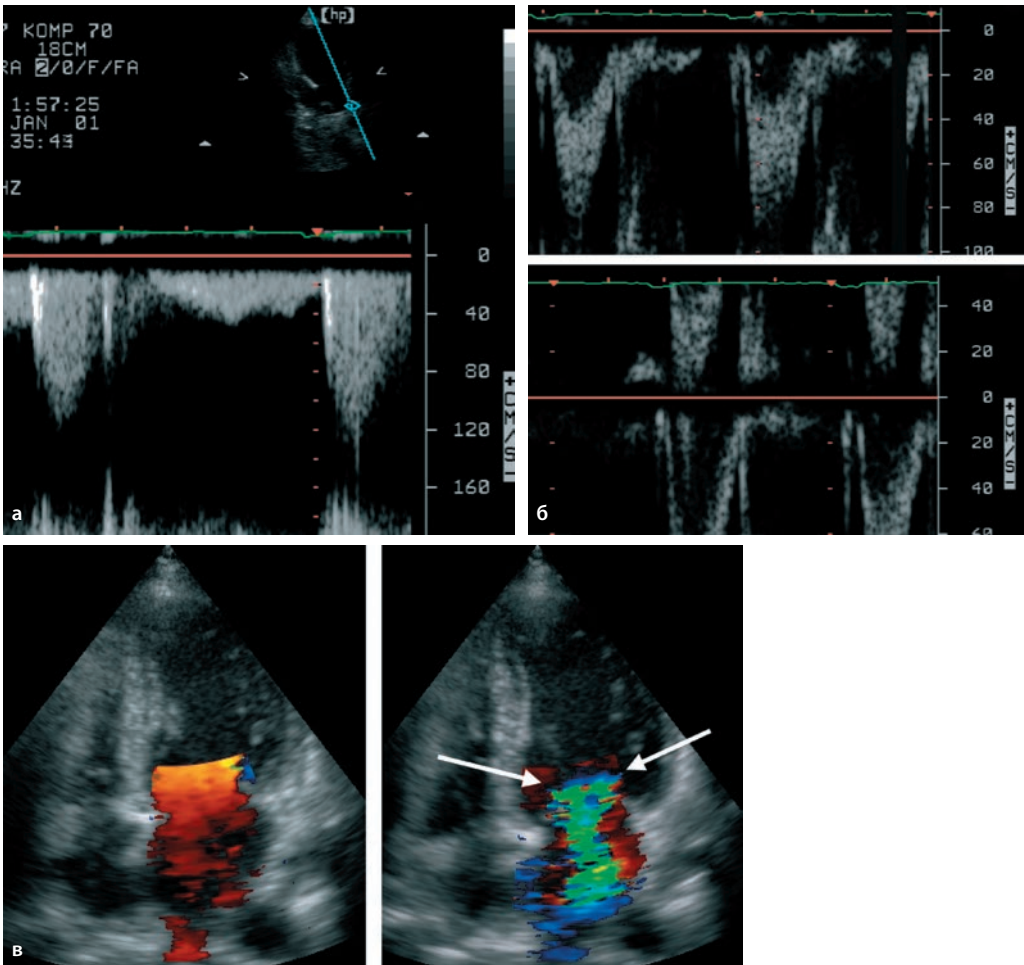


Рис. 1.16 Режимы доплеровского исследования.

- а Непрерывноволновая доплерограмма при локализации контрольного объема в области выносящего тракта и аортального отверстия, зарегистрированная из верхушечного доступа (норма). Максимальная систолическая скорость составляет 130 см/с.
- б Импульсно-волновая доплерограмма области выносящего тракта левого желудочка и аортального клапана, зарегистрированная из верхушечного доступа (норма). Максимальная систолическая скорость составляет 80 см/с. *Вверху*: смещение нулевой линии с целью отображения всего систолического сигнала. *Внизу*: при центрально расположенной нулевой линии скорость искажения, или скорость Найквиста, составляет ± 50 см/с. В нижней части картинки систолический сигнал обрзан (искажение, aliasing), и пики доплеровского сигнала отображаются в верхней половине картинки и поэтому с ложным знаком.
- в Цветовая доплерограмма левого предсердия, зарегистрированная из апикальной четырехкамерной позиции. *Слева*: диастолическое ламинарное течение из легочных вен через левое предсердие в левый желудочек (норма). Красно-желтые оттенки кодируют скорости потока, направленного к датчику, причем максимальная скорость (желтый цвет) определяется в области диастолического трансмитрального потока, входящего в левый желудочек. *Справа*: изображение митральной недостаточности (в систолу). Зеленый цвет кодирует турбулентный высокоскоростной поток регургитации из левого желудочка в левое предсердие. В начале струи регургитации в области митрального клапана со стороны желудочка можно увидеть проксимальную зону конвергенции (стрелки). Синий цвет ее внешней оболочки указывает на ламинарный поток крови по направлению к митральному клапану.

Импульсно-волновая доплер-эхокардиография

Благодаря импульсному режиму работы датчика, когда ультразвуковые волны испускаются импульсами или «пакетами волн», возможна точная пространственная «привязка» измеренных скоростей. В отличие от непрерывноволнового доплеровского исследования для импульсного режима достаточно одного-единственного кристалла. Измерение скоростей движущегося объекта происходит только в определенной области, отображаемой на двумерной картинке в виде контрольного объема («sample volume»).

Скорость Найквиста. Ограничением импульсно-волнового режима работы является невозможность надежного измерения скоростей движущегося объекта, превышающих определенный порог скорости («скорость Найквиста», или «скорость искажения», рис. 1.17). Теоретически эта взаимосвязь формально описывается «теоремой сэмплирования» («sampling theorem»): частота ультразвуковой волны, генерируемой датчиком, должна быть минимум вдвое выше, чем у измеряемых колебаний движущегося объекта, чтобы возможно было однозначно идентифицировать частоту этих колебаний. Так как пороговая скорость зависит от частоты повторения импульсов (PRF), которая во многом определяется глубиной проникновения сигнала, то порог адекватно определяемых скоростей снижается при увеличении глубины нахождения контрольного объема. Таким образом, физические особенности импульсно-волнового режима доплеровского исследования не позволяют при основной частоте в 2 МГц однозначно определять высокую скорость движущегося объекта (более 2 м/с) уже на глубине более 8 см. Наибольшая однозначно идентифицируемая скорость называется скоростью (порогом) Найквиста, которая определяется по формуле:

$$v = c^2 / (8f \cdot d),$$

где v – скорость Найквиста, c – скорость распространения ультразвука, f – частота ультразвука, d – глубина проникновения, т.е. расстояние от датчика до контрольного объема.

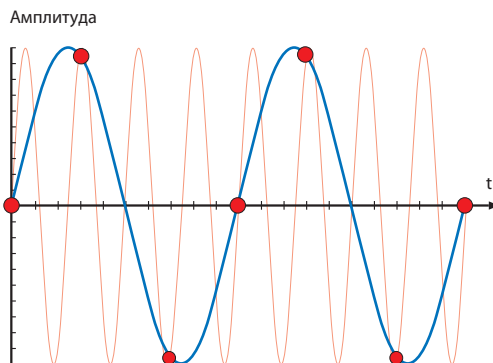


Рис. 1.17 Импульсно-волновая доплерография. При импульсном режиме, в противоположность непрерывноволновому доплерографическому исследованию, из-за ограниченной возможной частоты повторения импульсов снижается разрешающая способность метода, не позволяющего однозначно идентифицировать скорости потока крови выше определенного порогового значения (скорость Найквиста, или порог искажения, aliasing). Этот схематический пример показывает, что невозможно дифференцировать эти две волны различной частоты, если определяются только отмеченные на рисунке точки. Для однозначной идентификации частоты необходимо существенно более плотное распределение точек регистрации, т.е. более высокая частота повторения импульсов.

Феномен искажения (aliasing). При превышении скорости Найквиста числовые значения спектра скоростей отображаются на другом отрезке шкалы скоростей (рис. 1.166). Из-за этого феномена, например, невозможно при помощи импульсно-волнового доплеровского исследования измерить чрезвычайно высокую скорость трансортального потока крови при аортальном стенозе, хотя это возможно в режиме непрерывной доплер-ЭхоКГ. С другой стороны, импульсно-волновой режим позволяет измерить скорость движения крови в выносящем тракте левого желудочка даже в том случае, если имеется аортальный стеноз, тогда как при непрерывно-волновой доплерографии более низкие скорости в выносящем тракте будут перекрываться более высокими скоростями на уровне стеноза. Чресклапанный поток в сердце у здорового человека, как правило, не превышает 1,5 м/с, т.е. его вполне можно измерять при помощи импульсно-волновой доплер-ЭхоКГ.