
Оглавление

Предисловие к изданию на русском языке	7
Предисловие к изданию на английском языке	8
Авторы	10
Список сокращений и условных обозначений	14
Об авторе	15
Глава 1. Основные принципы и физические характеристики ультразвука	17
<i>Шериф Аббас, Филип Пенг</i>	
Глава 2. Блокада большого и малого затылочных нервов.....	50
<i>Ясмин Хойдонкс, Филип Пенг</i>	
Глава 3. Блокада шейного симпатического ствола	60
<i>Фарах Мусаад М. Альшурайм, Дэвид Фламер</i>	
Глава 4. Блокада надлопаточного нерва	70
<i>Джей М. Шах, Захари Пеллис, Дэвид Энтони Провенцано</i>	
Глава 5. Блокада межреберных нервов	79
<i>Ю М. Чиу, Амитабх Гулати</i>	
Глава 6. Блокада подвздошно-пахового и подвздошно-подчревного нервов	94
<i>Пранаб Кумар, Филип Пенг</i>	
Глава 7. Блокада бедренно-полового нерва.....	103
<i>Атмаджа Р. Тоттунгал, Филип Пенг</i>	
Глава 8. Мышцы таза	113
<i>Анудж Бхатия, Филип Пенг</i>	
Глава 9. Блокада пудендального нерва и нижних ягодичных нервов	130
<i>Гоэфф А. Беллингхэм, Филип Пенг</i>	
Глава 10. Блокада латерального кожного нерва бедра	142
<i>Ашутosh Джоши, Филип Пенг</i>	
Глава 11. Блокада мышцы, выпрямляющей позвоночник	151
<i>Маурисио Фореро, Винцент Рокьез, Нестор Жозе Труджилло-Урибе</i>	
Глава 12. Блокада корешков спинномозговых нервов шейного отдела позвоночника под контролем ультразвука	173
<i>Самер Нарузи, Филип Пенг</i>	

Глава 13. Блокада медиальной ветви спинномозгового нерва на шейном уровне и блокада третьего затылочного нерва	182
<i>Джон-Пауль Б. Этеридж, Родерик Финлейсон</i>	
Глава 14. Блокада медиальных ветвей спинномозговых нервов поясничного отдела позвоночника и задней ветви нерва L5	194
<i>Манфред Грехер, Филип Пенг</i>	
Глава 15. Блокада крестцово-подвздошного сочленения и латеральных сакральных ветвей крестца	210
<i>Родерик Финлейсон, Мария Франциска Эльгуета Ле-Бефф</i>	
Глава 16. Радиочастотная абляция крестцово-подвздошного сочленения	217
<i>Элдон Ло, Роберт С. Бернхэм</i>	
Глава 17. Каудальная эпидуральная блокада.....	224
<i>Ян Фелипе Варгас-Сильва, Филип Пенг</i>	
Глава 18. Общие принципы мышечно-скелетного ультразвукового сканирования и интервенций	231
<i>Дэвид Э. Спиннер, Энтони Дж. Маццола</i>	
Глава 19. Плечевой сустав	238
<i>Дженнифер Келли МакДональд, Филип Пенг</i>	
Глава 20. Блокады под контролем ультразвука при боли в области локтевого сустава	260
<i>Марко Бодор, Син Колио, Джамиль Хан, Марк Радж</i>	
Глава 21. Интервенции в области запястных суставов и суставов кистей	271
<i>Дэвид Э. Спиннер, Энтони Дж. Маццола</i>	
Глава 22. Тазобедренный сустав	293
<i>Агнес Стожикца</i>	
Глава 23. Блокада коленного сустава под контролем ультразвука	312
<i>Тьяго Нойер Фредерико, Филип Пенг</i>	
Глава 24. Блокада голеностопного сустава и нервов.....	332
<i>Нейлеш Сонеджи, Филип Пенг</i>	
Глава 25. Плазма, обогащенная тромбоцитами	348
<i>Дмитри Соуза</i>	
Глава 26. Интервенционное лечение кальциноза сухожилий	357
<i>Сэнг Хун Ли</i>	
Глава 27. Радиочастотная денервация тазобедренного и коленного суставов	367
<i>Джон Трэн, Филип Пенг</i>	
Предметный указатель	392

Предисловие к изданию на русском языке

В книге представлен современный взгляд на возможности ультразвуковой навигации при интервенционном лечении хронических болевых синдромов. Она содержит ориентированные на практическую работу советы по ультразвуковому сканированию анатомических структур и навигации интервенций при работе на различных анатомических уровнях. Построение материала позволяет использовать ее как настольную книгу клинициста. Значительное количество иллюстраций демонстрирует особенности манипуляций и анатомические вариации. В тексте приведены рекомендации по использованию ряда технологических усовершенствований, разработанных авторами в методиках интервенций, которые увеличивают эффективность и снижают вероятность негативных последствий.

Важность подготовки клинических специалистов с навыками ультразвуковой навигации при интервенционных вмешательствах обусловлена огромным числом пациентов с хроническими болевыми синдромами. Использование визуализации позволяет значительно изменить методологию лечения болевых синдромов, снизить количество возможных осложнений и повысить качество оказания медицинской помощи. Данное издание рекомендуется для широкого круга врачебных специальностей, которые в своей практике сталкиваются с необходимостью коррекции боли.

*Лыхин Всеволод Николаевич,
врач анестезиолог-реаниматолог,
врач ультразвуковой диагностики
ГБУЗ «Городская клиническая больница им. С.П. Боткина»
Департамента здравоохранения города Москвы*

Предисловие к изданию на английском языке

Последние 15 лет мы являемся свидетелями нарастающего интереса к использованию ультразвуковой навигации при лечении болевого синдрома. До 2003 г. методы лечения боли под ультразвуковым контролем были ограничены мышечно-скелетной системой. В последующем были разработаны новые методы воздействия на периферические и центральные нервные структуры. Сравнительно недавно мышечно-скелетные интервенции лечения боли «вошли в эпоху Ренессанса». Сейчас эта методика не ограничивается внутрисуставными инъекциями и включает фенестрацию (множественные проколы) сухожилий/связок, барботаж (аспирацию) кальцинированного сухожилия, радиочастотную абляцию сенсорных нервов суставов, гидродиссекционные методы коррекции компрессионных невропатий (например, при синдроме запястного канала) и интраневральную абляцию.

Таким образом, по вопросу интервенционных вмешательств для коррекции боли под ультразвуковым контролем опубликовано достаточно много книг. Почему же мы решили написать еще одну?

Исходя из названия нашей книги, это иллюстрированное пошаговое руководство. Оно содержит 302 рисунка в 27 главах. Большое количество рисунков не только позволяет легко запомнить анатомическую локализацию, но и делает процесс обучения приятным. Мы также расположили рисунки в определенном порядке с практической точки зрения. Каждая глава начинается с описания методики, показаний и анатомического обзора. Затем мы поместили пошаговые сканы процедуры с рисунками. Описание методики включает последние научные разработки. Главы завершаются кратким обзором литературы.

Я рад сообщить, что 3 опытных врача согласились принять участие в создании следующих глав: доктор Анудж Бхатия написал главу о блокаде периферических нервов, доктор Родерик Финлейсон — главу о блокаде нейроксимальных структур и доктор Сэнг Хун Ли — главу о мышечно-скелетных интервенциях для коррекции болевого синдрома. Я невероятно благодарен им за совместную работу. Мы признательны добровольным научным экспертам за их неоценимую помощь при написании книги и ценные научные данные. Мы надеемся, что создали интересное и доступное руководство по интервенционным вмешательствам под контролем ультразвука и пополнили багаж знаний врачей для облегчения страданий пациентов от боли.

Книга посвящается моей жене Кэрол (спасибо за постоянную поддержку, участие и понимание), детям Юлии и Майклу (которые наполняли меня любовью и счастьем) и моей сестре Рите (которая помогала мне быть сильным и уверенным в себе). Без них эта книга была бы невозможна.

Филипп Пенг

Об авторе

Филип Пенг — профессор кафедры анестезиологии и лечения боли университета Торонто и с недавнего времени директор программы «Лечение боли» в госпитале Western, Торонто, а также временно исполняющий обязанности директора в центре лечения боли Wasser. Он играет важную роль в образовательных вопросах о болевом синдроме и разработке крупных образовательных курсов в Канаде (например, Обновленного национального курса лечения боли, курса коррекции болевых синдромов и применения ультразвуковых методик для лечения боли). Королевский колледж врачей и хирургов Канады отметил его как основателя такого направления в медицине, как лечение боли с возможностью субспециализации, в Канаде. Кроме того, профессор назначен председателем экзаменационного комитета Королевского колледжа по специальности «Медицина боли», а ранее являлся председателем образовательной группы в канадском «Обществе боли» и исполнительным директором образовательной группы в международной ассоциации по изучению боли. Профессор отмечен многочисленными наградами национального и регионального уровня. Доктор Филип Пенг также является ведущим специалистом и «пионером» в применении ультразвука для коррекции болевых синдромов. Будучи одним из отцов основателей общества использования ультразвука в медицине боли (USPM — от англ. Ultrasound for Pain Medicine), специальной образовательной группы в Американском обществе регионарной анестезии (ASRA — от англ. American Society of Regional Anesthesia), он разработал руководство, с успехом применяемое на пяти континентах. Он является главой образовательного отдела по выдаче сертификатов в сфере ультразвуковой навигации при лечении боли в Американском обществе регионарной анестезии и главой рабочей группы по исследованию кадаверного материала в рамках менеджмента боли. Кроме того, профессор — руководитель или ведущий организатор всевозможных обучающих курсов по теме «Ультразвуковая навигация для лечения боли» (включая выступления на Мировом конгрессе боли, Международном конгрессе боли), конференций канадского



и британского общества боли, международного симпозиума по ультразвуковой регионарной анестезии (ISURA — от англ. International Symposium of Ultrasound for Regional Anesthesia) и международного курса о боли, проводимого в Канаде.

Помимо того, он является автором семи книг, соавтором более чем 150 статей и глав.

Основные принципы и физические характеристики ультразвука

Глава 1

Шериф Аббас, Филип Пенг

Физические характеристики ультразвука и механизм создания изображения

Характеристики звуковой волны

Длина звуковой волны, различимой ухом человека, лежит в пределах 20–20 000 Гц. Ультразвук — это звуковая волна за пределами слышимого диапазона ($>20\,000$ Гц). Ультразвуковые датчики для медицинских целей вырабатывают ультразвуковые частоты между 2 и 17 МГц. Некоторые специализированные ультразвуковые системы могут генерировать частоты между 20 и 55 МГц. Звуковые волны не существуют в вакууме и плохо проводятся через газовую среду, так как молекулы в ней находятся на большом расстоянии друг от друга, что объясняет применение геля для лучшего «сцепления» (вытеснения воздуха) между кожей объекта и ультразвуковым датчиком.

Звуковая волна является видом энергии, способной пройти через проводящие ее среды (например, ткани тела человека) в виде продольной волны, создавая поочередно сжатие (высокое давление) и расширение (низкое давление) (рис. 1.1 и 1.2). Распространение звуковой волны можно изобразить в виде синусоиды с такими характеристиками, как давление (P), длина волны (λ), частота (f), период (T) и скорость (табл. 1.1).

Скорость распространения звуковой волны для различных биологических сред отличается, но среднее значение находится на уровне 1540 м/с для большинства мягких тканей человека. Отличия могут быть достаточно большими, в частности, <330 м/с для воздуха и >4000 м/с — для костной ткани человека.



Рис. 1.1. Сравнение высокочастотных и низкочастотных звуковых волн. (Напечатано с разрешения Филипа Пенга. Образовательная серия)

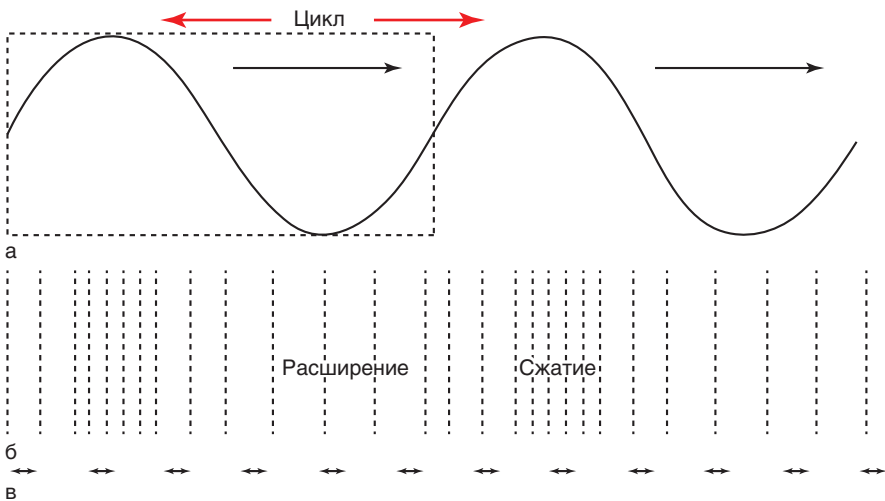


Рис. 1.2. Распространение длинной волны с попеременным сжатием и расширением. (Напечатано с разрешения Филипа Пенга. Образовательная серия)

Длина волны (λ) напрямую связана с частотой (f). Следовательно, звуковая волна высокой частоты имеет короткую длину и наоборот.

Механизм возникновения ультразвуковой волны

Ультразвуковая волна вырабатывается в условиях контакта электрического поля с поверхностью пьезоэлектрического кристалла, расположенного в датчике. Стимуляция электрическим полем вызывает изменение структуры кристалла и его вибрацию, что приводит к образованию звуковой волны (то есть механической энергии). Преобразование энергии электрического поля в механическую энергию (звуковую) называется обратным пьезоэлектрическим эффектом. Каждый пьезоэлектрический кристалл вырабатывает ультразвуковую волну. Волны, выработанные кристаллами, формируют ультразвуковой луч. Ультразвуковые волны вырабатываются в импульсном режиме (прерывистой чередой волн), и каждый импульс обычно содержит от двух до трех звуковых циклов определенной частоты.

Длина импульса (PL) — расстояние, которое проходит волна за время одного импульса. Волны импульсов короткой длины улучшают продольное разрешение изображения. Длина импульса не может быть сокращена до менее двух или трех циклов за счет материала для поглощения вибрации в датчике.

Частота повторения импульсов (PRF) — скорость излучения импульсов датчиком (число импульсов в единицу времени) (рис. 1.3). Ультразвуковые импульсы должны возникать с достаточным интервалом между ними для того, чтобы волна достигла цели и вернулась обратно в датчик перед следующим импульсом. Частота повторения импульсов для медицинских целей находится в пределах от 1 до 10 кГц. Например, если $PRF = 5$ кГц и время между импульсами — $0,2$ м/с, то потребуется $0,1$ м/с для достижения цели волной и $0,1$ м/с — для возвращения ее в датчик. Это означает, что импульс пройдет расстояние $15,4$ см перед следующим (1540 м/с $\times 0,1$ м/с = $0,154$ м в $0,1$ м/с = $15,4$ см).

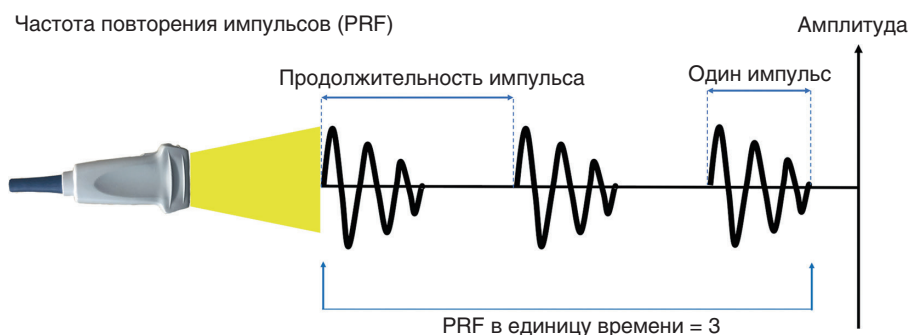


Рис. 1.3. Частота повторения импульсов. (Напечатано с разрешения Филипа Пенга. Образовательная серия)

Таблица 1.1. Базовая терминология

Термин	Определение
Длина волны (λ)	Расстояние между двумя точками в пространстве, в которых колебания происходят в одинаковой фазе. Выражается в метрах (m)
Амплитуда (A)	Оценка высоты волны, то есть максимального отклонения колеблющегося тела от положения равновесия. Выражается в метрах (m)
Период (T)	Время, требуемое для одного волнового цикла. Единицы измерения — секунды (s)
Частота (f)	Число полных циклов в секунду. Следовательно, это обратная величина периода. Единицы измерения — Гц. Для медицинских целей используются высокочастотные волны (1–20 МГц)
Скорость (c)	Скорость распространения звуковой волны через различные виды сред (м/с). Она связана с частотой (f) и длиной (λ) волны
Энергия (E)	Энергия звуковой волны пропорциональна квадрату амплитуды (A). Это значит, что, когда амплитуда волны становится меньше (при более глубоком проникновении в ткани), энергия волны сильно снижается
Мощность (P)	Определяется как энергия, вырабатываемая в единицу времени (t)

Механизм создания ультразвукового изображения

Ультразвуковое изображение возникает, когда волны, излучаемые датчиком, проникают в тело человека и, отражаясь от поверхности тканей, возвращаются обратно. Схематичная диаграмма (рис. 1.4) отражает время ожидания возвращения волны (то есть эхо) после каждого импульса. Датчик преобразует эхо (механическую энергию) в электрический сигнал, который обрабатывается и отражается на экране в виде изображения. Преобразование звуковой волны в электрическую энергию называется пьезоэлектрическим эффектом.

Изображение может отражаться на экране в разных режимах (рис. 1.5).

Режим амплитуды (A) — это отображение всплесков амплитуды по вертикальной оси и время, необходимое для возврата эха по горизонтальной оси.

Яркость (B) отображает двумерную карту полученных данных и обычно используется для вмешательств под контролем УЗИ.

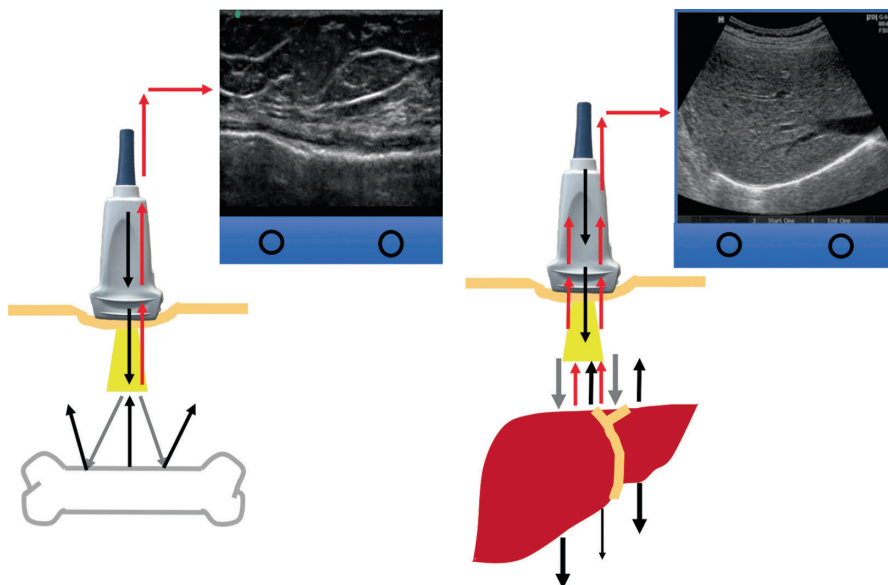


Рис. 1.4. Взаимодействие ультразвуковой волны с тканями тела человека. (Напечатано с разрешения Филипа Пенга. Образовательная серия)



Режим амплитуды (А)

Режим яркости (В)

Режим движения (М)

Рис. 1.5. Три режима работы ультразвукового аппарата. (Напечатано с разрешения Филипа Пенга. Образовательная серия)

Режим движения (М), также называемый временем движения, отражает одномерную картинку и обычно используется для оценки движущихся объектов. Этот режим воспроизводит амплитуду и частоту движения органа в режиме реального времени и обычно применяется для проведения сердечно-сосудистых исследований.

Взаимодействие ультразвуковой волны с тканями тела

Когда ультразвуковой луч проходит через ткани человека, амплитуда сигнала ослабляется (затухает) с увеличением глубины проникновения в ткань (рис. 1.6).

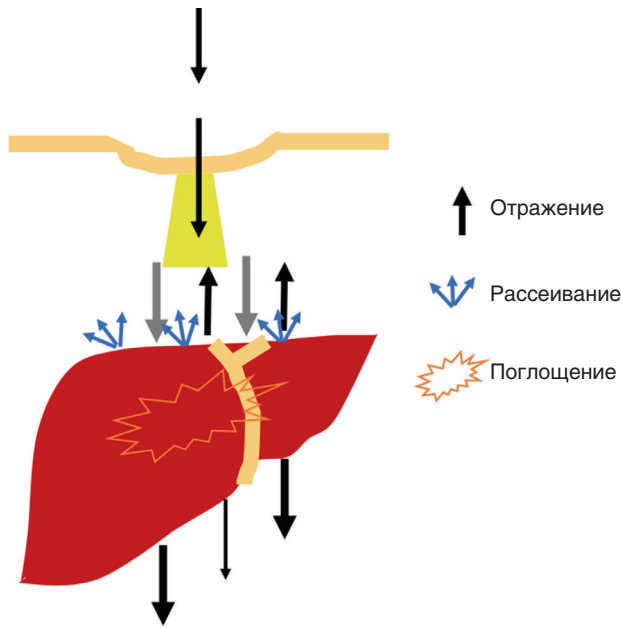


Рис. 1.6. Различные виды затухания ультразвуковой волны. (Напечатано с разрешения Филипа Пенга. Образовательная серия)

Затухание (потеря энергии) связано с:

- поглощением (трансформацией звуковой энергии в тепло);
- отражением;
- рассеиванием по поверхностям.

В мягких тканях 80% затухания амплитуды звукового сигнала вызвано поглощением с образованием тепла. Затухание измеряется в децибелах на сантиметр ткани и выражается в виде коэффициента затухания для каждого вида ткани. Чем выше коэффициент затухания, тем сильнее ослабляется ультразвуковая волна тканями.

Поглощение (абсорбция)

Поглощение — процесс перехода энергии ультразвукового луча через среду с образованием тепла и затуханием амплитуды волны. Качество вернувшейся волны зависит от коэффициента затухания ткани. Степень затухания также напрямую связана с частотой ультразвуковой волны и расстоянием до цели (рис. 1.7 и табл. 1.2). Говоря в общем, высокочастотные волны связаны обычно с сильным затуханием, следовательно, их применение ограничено глубиной исследования, тогда как низкочастотные волны связаны с небольшим затуханием и могут применяться для исследования целей на большой глубине.

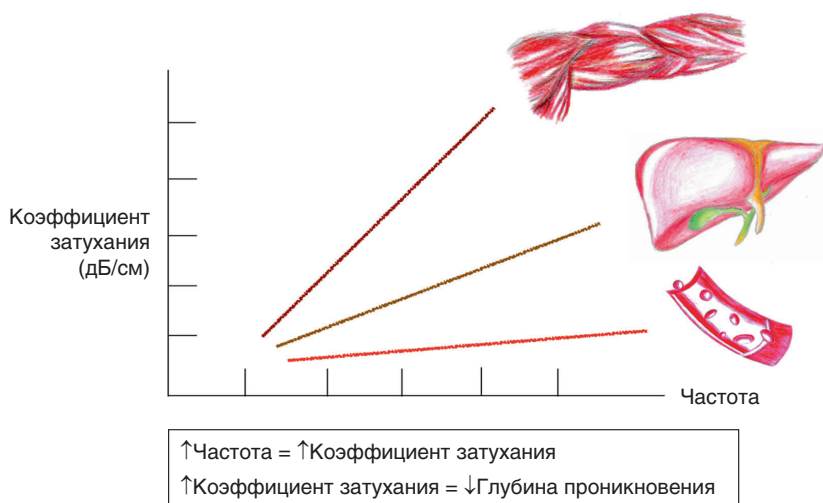


Рис. 1.7. Различные коэффициенты затухания в тканях человека. (Напечатано с разрешения Филипа Пенга. Образовательная серия)

Таблица 1.2. Коэффициент затухания в различных тканях человека

Ткань	Коэффициент
Кровь	0,18
Жировая ткань	0,6
Поперечные мышечные волокна	3,3
Продольные мышечные волокна	1,2
Водянистые и стекловидные структуры глаза человека	0,1
Хрусталик глаза	2,0
Кости черепа	20
Легкие	40
Печень	0,9
Головной мозг	0,85
Почки	1,0
Позвоночник	1,0
Вода	0,0022
Касторовое масло	0,95
Органическое стекло	2,0