

Б.А. Поллард

# АНЕСТЕЗИОЛОГИЧЕСКИЕ МАНИПУЛЯЦИИ

под контролем УЗИ

Перевод с английского П.А. Волкова  
Под редакцией В.А. Гурьянова



Москва  
ИЗДАТЕЛЬСКАЯ ГРУППА  
«ГЭОТАР-Медиа»  
2021

# ОГЛАВЛЕНИЕ

<b>Раздел 1. Знакомство с ультразвуком</b> . . . . .	7
Глава 1. Физика ультразвука . . . . .	8
Ультразвуковой датчик — источник энергии и основа изображения . . . . .	8
Разрешающая способность . . . . .	10
Выбор ультразвукового датчика . . . . .	13
Артефакты . . . . .	16
Дополнительные настройки . . . . .	17
Глава 2. Учимся сканировать . . . . .	20
Глава 3. Основы манипуляции иглой . . . . .	25
Глава 4. Манипуляция иглой под ультразвуковым контролем . . . . .	28
Навыки, необходимые для катетеризации центральных вен . . . . .	29
Навыки, необходимые для выполнения проводниковой анестезии . . . . .	32
<b>Раздел 2. Ultrasonix GPS для навигации иглы</b> . . . . .	35
Глава 5. Использование GPS для навигации иглы In-Plane и Out-of-Plane . . . . .	35
Использование GPS-навигации In-Plane . . . . .	37
Использование GPS-навигации Out-of-Plane . . . . .	41
<b>Раздел 3. Ультразвук для обеспечения сосудистого доступа</b> . . . . .	44
Глава 6. Ультразвуковые характеристики артериального и венозного кровотока . . . . .	44
Глава 7. Катетеризация сосудов под контролем ультразвука . . . . .	49
Катетеризация внутренней яремной вены . . . . .	49
<b>Раздел 4. Проводниковые блокады под контролем ультразвука</b> . . . . .	56
Глава 8. Блокада бедренного нерва . . . . .	56
Глава 9. Блокада плечевого сплетения . . . . .	60
Межлестничная блокада . . . . .	60
Блокада плечевого сплетения из надключичного доступа . . . . .	63

---

Блокада плечевого сплетения из подключичного доступа . . . . .	66
Глава 10. Блокада седалищного нерва . . . . .	69
Проксимальная блокада седалищного нерва в ягодичной области . . . . .	69
Дистальная блокада седалищного нерва в подколенной ямке . . . . .	72
<b>Раздел 5. Ультразвуковое сопровождение нейроаксиальных блокад . . . . .</b>	<b>76</b>
Глава 11. Эпидуральная и субарахноидальная блокады . . . . .	76
Определение средней линии и межкостистого промежутка . . . . .	77
Определение уровней тел позвонков и глубины тканей. . . . .	78
<b>Раздел 6. Продленная блокада нервных стволов . . . . .</b>	<b>82</b>
Глава 12. Катетер для продленной блокады у амбулаторных и стационарных пациентов . . . . .	82
Установка катетера для продленной блокады бедренного нерва. . . . .	83
<b>Раздел 7. Применение ультразвука в клинической практике . . . . .</b>	<b>87</b>
Ожидания пациентов . . . . .	87
Пожелания хирургов . . . . .	88
Предметный указатель. . . . .	91

## РАЗДЕЛ 1.

# ЗНАКОМСТВО С УЛЬТРАЗВУКОМ

---

Несмотря на то что ультразвук совсем недавно начал внедряться в анестезиологическую практику, его применение в лечебном процессе и научных исследованиях завоевывает все большую популярность. Использование ультразвуковых методик при катетеризации центральных вен и во время проводниковых блокад является отдельной составляющей обучения анестезиологов и, одновременно, стимулом технического совершенствования ведущих производителей. Основной целью внедрения ультразвука в анестезиологическую практику традиционно было повышение безопасности пациента и эффективности инвазивных манипуляций. И хотя все анестезиологи осведомлены о проблемах, связанных с катетеризацией центральных вен и проводниковой анестезией (осложнения и неудачи), далеко не всегда возникает желание или есть возможность разобраться и отработать навыки в принципиально иной области медицины.

При этом поверхностное овладение методом согласно английской поговорке «раз увидел, раз сделал, раз научил» в данном случае недопустимо. Обучение ультразвуковой ассистенции должно включать подробное и последовательное рассмотрение физических основ ультразвука с последующей отработкой навыков перед началом использования в клинических условиях. Именно понимание сути методики совместно с представлением клинической ситуации, нежели простое исполнение набора инструкций и автоматическое выполнение механических действий, дает возможность полностью раскрыть преимущества ультразвуковой ассистенции.

Подобно любому начинанию, приобретение навыков ультразвукового сканирования сопряжено с определенными трудностями как для молодого, так и для опытного анестезиолога. Несомненные преимущества и уникальные перспективы представляет ультразвуковая ассистенция, не ограничивающиеся визуализацией анатомических особенностей, наблюдением за продвижением иглы в тканях и распространением вводимого

раствора. Одновременно с развитием медицины растут и ожидания пациентов, требования хирургов и руководства лечебных учреждений. Чтобы максимально обезопасить проведение инвазивных процедур, полностью оправдать доверие пациентов, анестезиологу, познающему ультразвук, потребуется пересмотреть область своих клинических интересов, критически отнестись к необходимым для этого навыкам.

В следующей главе представлены физические основы ультразвуковой визуализации для врачей, желающих использовать метод в повседневной клинической практике. Объединение основных возможностей ультразвукового оборудования с последними техническими достижениями в области навигации игл позволяет ускорить освоение необходимых манипуляций у постели больного. Данное руководство — лишь фундамент для последующего самостоятельного изучения метода через книги, журналы, семинары.

*Б.А. Поллард*

## ГЛАВА 1. ФИЗИКА УЛЬТРАЗВУКА

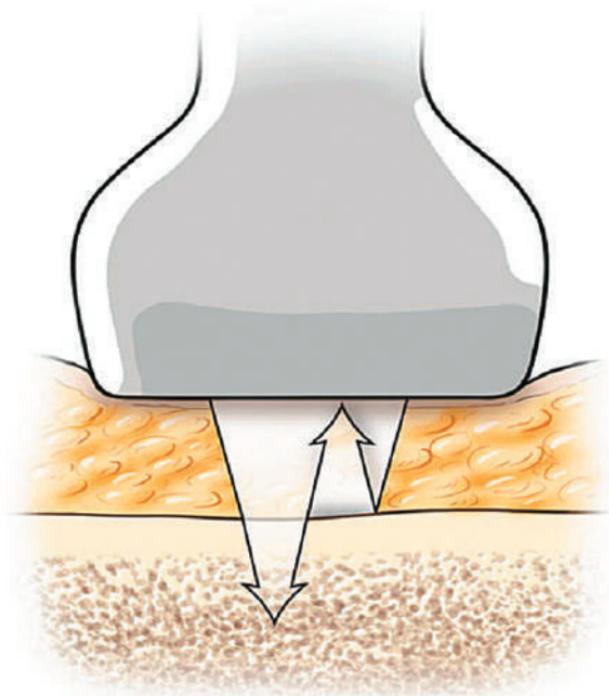
Умение получать, корректировать и интерпретировать ультразвуковое изображение — обязательное условие для внедрения метода в клиническую практику. Полное понимание механизма ультразвукового сканирования должно быть достигнуто перед началом его использования при выполнении инвазивных процедур. Невозможно перейти к выполнению манипуляций, не имея ощущения разницы между трехмерной анатомией исследуемого объекта и двухмерной картиной ультразвукового изображения. Даже при максимально сжатом описании основ ультразвука, интерпретированных с позиции клинической практики, начинающему специалисту будет очень непросто разобраться в этом вопросе с учетом постоянно дополняющихся концепций.

### **Ультразвуковой датчик — источник энергии и основа изображения**

Каждый ультразвуковой датчик должен излучать энергию, способную при приложении его к поверхности кожи

безопасно проникать в ткани, и иметь возможность принимать обратно отраженную тканями энергию. Для образования ультразвуковых волн электрический ток должен воздействовать на кристаллический элемент, расположенный у поверхности датчика. Происходит преобразование электрического заряда в механическую (ультразвуковую) энергию, которая передается тканям с высокой (мегагерцы) частотой. Образующиеся ультразвуковые волны распространяются в тканях как пульсирующие продольные механические колебания среды, зарождающиеся в месте контакта трансдьюсера с кожей.

Трансдьюсер (или датчик) является наиболее лимитирующим компонентом системы, как для получения ультразвукового изображения, так и для визуализации выполняемой инвазивной процедуры. Именно он определяет характеристики излучаемой, принимаемой и обрабатываемой для зрительного восприятия энергии (рис. 1.1).



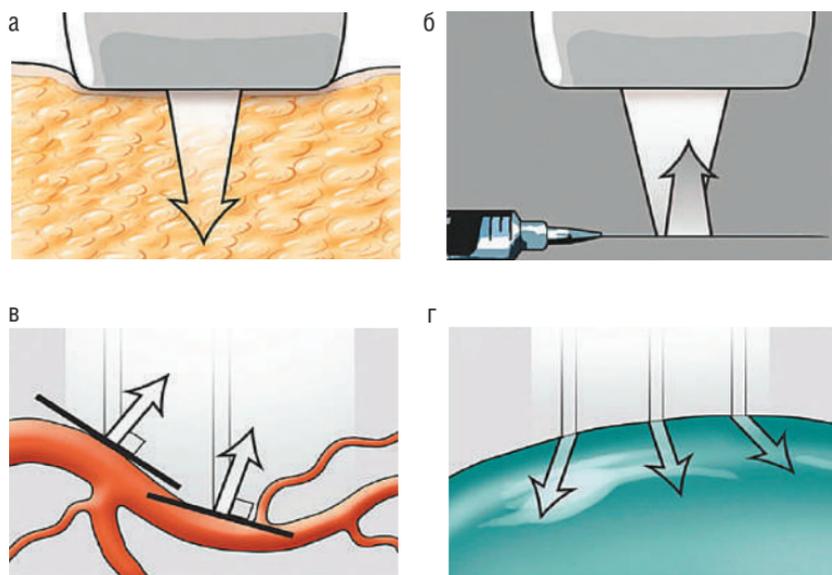
**Рис. 1.1.** Схематическое изображение датчика, генерирующего и воспринимающего отраженную тканями энергию

Понимание принципа работы этого элемента является первостепенным, так как ошибки выбора необходимых характеристик трансдюсера неизбежно скажутся на качестве получаемого изображения и, соответственно, повлияют на результат манипуляции.

## **Разрешающая способность**

Наша способность видеть в глубине, на расстоянии от места непосредственного контакта датчика с кожей, зависит от потенциального разрешения для каждой исследуемой области. **Разрешение** представляет собой объем тканей, через который проникает излучаемая датчиком энергия и, отражаясь, воспринимается обратно способной обеспечить возможность дифференцировать подлежащие анатомические структуры. К сожалению, ультразвуковая энергия, генерируемая кристаллическим элементом датчика, начинает прогрессивно затухать по мере проникновения в ткани. Это феномен выпущенной и «потерянной» (не возвратившейся к трансдюсеру) энергии назван ослаблением (или затуханием) ультразвуковой энергии. Это происходит вследствие поглощения, отражения, рассеивания и преломления ультразвуковых волн (рис. 1.2). Степень ослабления волн прямо пропорциональна частоте генерируемой энергии и расстоянию, которое необходимо преодолеть сигналу до интересующей анатомической структуры. Феномен ослабления ультразвуковых колебаний может оказать влияние на качество визуализации или создать ложное представление об анатомических взаимоотношениях.

Возможности современной ультразвуковой аппаратуры позволяют различать структуры, расположенные на расстоянии менее 1 миллиметра друг от друга, даже несмотря на эффект затухания волн. Задача клинициста лишь правильно подобрать трансдюсер, соответствующий задачам исследования, и представлять себе возможные артефакты, связанные с распространением ультразвуковой энергии. Физические свойства ультразвуковых волн, проходящих через ткани, позволяют не только обнаруживать анатомические объекты, но также скрывать и, в той или иной степени, исказить их. Кроме того, при получении двухмерной ультразвуковой картины анатомического объекта разрешение может определять способность дифференцировать две близко расположенные структу-

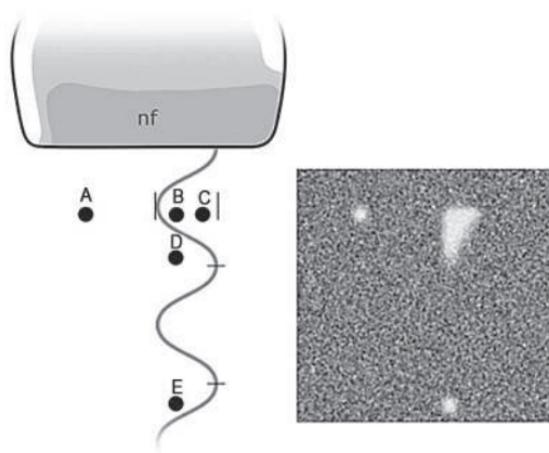


**Рис. 1.2.** Схематичное изображение: а — поглощения; б — отражения; в — рассеивания; г — преломления

ры в «X» (горизонтальной) и «Y» (вертикальной) плоскостях. Используя ультразвуковую терминологию, речь идет соответственно о латеральном и аксиальном разрешении (рис. 1.3).

**Латеральное разрешение** — способность различать два близко расположенных объекта, лежащих в плоскости, перпендикулярной направлению распространения звуковой волны. Это возможность рассмотреть две структуры на одной глубине от места контакта ультразвукового датчика с кожей (расположенные «бок о бок» на экране монитора). Добиться улучшения латерального разрешения можно либо повышением частоты ультразвуковых волн, либо благодаря использованию более широкого датчика.

**Аксиальное разрешение** дает возможность различать две структуры, которые расположены в плоскости, параллельной распространению ультразвукового луча. Эти объекты находятся на разной глубине относительно поверхности трансдюсера (можно сказать «один над другим» на экране монитора). Улучшения аксиальной разрешающей способности можно добиться, выбрав датчик с более высокой частотой излучения.



**Рис. 1.3.** Схематичное изображение аксиального и латерального разрешения для близкорасположенных объектов

Несмотря на то, что и латеральное, и аксиальное разрешение улучшаются с увеличением частоты, энергия ультразвуковой волны прогрессивно снижается по мере прохождения через ткани. И это снижение (затухание) тем выраженнее, чем выше частота генерируемой энергии. Существует правило: *потеря энергии излучения по мере углубления в ткани происходит в большей степени при высокой частоте, нежели при низкой. Независимо от частоты излучения как латеральная, так и аксиальная разрешающая способность падает по мере продвижения в тканях* (рис. 1.4).

Таким образом, чтобы улучшить разрешающую способность при визуализации поверхностных структур, ультразвуковое исследование (УЗИ) должно быть выполнено с применением высокочастотного датчика. Если необходимо рассмотреть глубоко расположенные анатомические объекты, излучение низкочастотных трансдьюсеров будет менее ослаблено по мере распространения в ткани, предоставляя возможность получить более репрезентатбельное изображение. Чтобы оптимизировать соотношение «разрешение—проникновение», необходимо правильно выбрать ультразвуковой датчик, позволяющий на нужной глубине получить максимально четкую картину. *Разрешающая способность в более глубоко расположенных тканях при использовании низко-*



**Рис. 1.4.** Схематичное изображение датчиков с разной частотой излучения

*частотных датчиков не будет соответствовать таковой в поверхностных структурах при использовании высокочастотных. Тем не менее ультразвуковое изображение будет лучшим, чем если пытаться рассмотреть эти же ткани высокочастотным датчиком.*

## Выбор ультразвукового датчика

Частота служит ключевым свойством любого трансдьюсера, во многом определяющим качество получаемого изображения в исследуемой анатомической области. Кроме частотной характеристики, датчики отличаются по конфигурации (расположению излучающих элементов) и по форме сканирующей поверхности.

По частоте излучения трансдьюсеры могут быть разделены на высоко-, средне- и низкочастотные. Датчик обычно относят к высокочастотным, если частота генерируемой энергии находится в диапазоне выше 10 МГц. Он оптимально подходит для работы с поверхностными структурами, расположенными на расстоянии менее 3 см от поверхности кожи, и имеет прекрасную разрешающую способность для визуализации небольших образований. Однако при углублении в ткани четкость картины быстро снижается в связи с более выраженным ослаблением отраженной энергии. Датчики такого типа

чаще всего используют для исследования поверхностных структур, таких как плечевое сплетение в межлестничном промежутке, периферические нервы, поверхностные сосуды.

Среднечастотные датчики генерируют волны в диапазоне 5–10 МГц и идеально подходят для визуализации структур на глубине около 3–6 см от поверхности кожи. Хотя этот тип датчиков не имеет такой разрешающей способности, как у высокочастотных трансдюсеров при работе на поверхностных структурах, у них значительно выше разрешение в обозначенном диапазоне глубины. Их выбирают, если цель исследования — более глубоко расположенные объекты, например остистые отростки, или при работе с пациентами с избыточной массой тела.

**Конфигурация** излучающих элементов определяет порядок их расположения вдоль сканирующей поверхности датчика и может быть линейной или выпуклой (конвексной).

- Трансдюсеры с линейной конфигурацией характеризуются узкой (менее 1 мм) цепью пьезоэлектрических элементов, расположенных вдоль средней оси плоскогранного датчика. Отличительная черта луча, выпущенного таким трансдюсером, — одинаковая ширина получаемого изображения на всем протяжении от места контакта датчика с кожей до предела глубины визуализации тканей. Ширина (масштаб) ультразвукового изображения пропорциональна собственной ширине (диаметру) датчика и обеспечивает однородную картину визуализации на всем экране.
- Конвексная конфигурация также представляет собой цепь пьезоэлектрических элементов вдоль средней линии поверхности датчика, с той лишь разницей, что сама поверхность датчика является выпуклой. Такая конфигурация обеспечивает веерообразную картину изображения, расширяющуюся по мере углубления в ткани. Это дает возможность рассмотреть глубоко расположенную область в более широком формате. Оценить преимущество такого способа визуализации можно при исследовании объекта, прикрытого каким-либо поверхностным гиперденситивным образованием (например, костью), так как веерообразная форма ультразвуковой картины дает возможность вывести широкое поле обзора из

небольшого акустического окна у поверхности кожи. Это бывает полезно при доступе к анатомическим структурам, прикрытым такими образованиями, как ключица или остистые отростки. Наряду с описанными достоинствами такой конфигурации излучателя есть и отрицательные моменты: более выраженное снижение латерального разрешения при углублении в ткани в сравнении с линейной конфигурацией датчика при равных частоте и диаметре.

Третья отличительная черта ультразвукового датчика, имеющая значение для клинициста, — это основание, или диаметр, излучателя.

Выбор датчика по форме основания индивидуален для каждого пациента и производится с учетом удобства визуализации и последующего введения иглы в нужной анатомической области.

Таким образом, для идеального сочетания формы основания, конфигурации излучателя и частоты излучения необходимо представлять глубину расположения анатомической структуры и предполагаемую траекторию пункции, а также учитывать индивидуальные особенности пациента (рис. 1.5).



**Рис. 1.5.** Примеры датчиков с линейной и конвексной конфигурациями излучателя

## Артефакты

Разобравшись с основой физики ультразвука, особенностями выбора датчика и принципами получения ультразвукового изображения, необходимо отдельно остановиться на возможных артефактах, которые способны вводить в заблуждение исследователя, скрывая анатомические объекты или, наоборот, создавая впечатление о несуществующей структуре.

**Акустическая тень** может наблюдаться в тех случаях, когда структуры, в значительной степени поглощающие ультразвуковую энергию (например, кости), «отбрасывают тень» на более глубоко расположенные ткани, тогда как ультразвук все же частично проходит через них. Об этом всегда необходимо помнить, так как в зоне акустической тени может оказаться какой-либо анатомический объект, не видимый на экране (рис. 1.6).



**Рис. 1.6.** Акустическая тень, расположенная за костью

Обратная ситуация — **усиление ультразвукового изображения** — возникает при прохождении ультразвуковых волн через менее эхогенные образования по сравнению с расположенными рядом тканями. Структуры, локализованные непосредственно под гиподенситивными образованиями (например, кровеносными сосудами), кажутся более плотными вследствие того, что сигнал, отражаемый от этих поверхностей, несет относительно большее количество энергии. Феномен усиления сигнала может приводить к иллюзии несуществующей анатомической структуры (рис. 1.7).



# ГЭОТАР

решения для медицинского образования

## ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧНЫЙ РОБОТ-СИМУЛЯТОР ПАЦИЕНТА СимМэн 3G



Современный высокотехнологичный робот-симулятор пациента для оказания неотложной помощи, способный имитировать симптоматику. Сочетает простоту в использовании и инновационные технологии.

Помимо практических умений позволит отработать такие нетехнические навыки, как тайм-менеджмент в критической ситуации, принятие решений, коммуника-

тивные навыки и взаимодействие между различными медицинскими службами на разных этапах оказания медицинской помощи.

Этот автономный беспроводной манекен со сменными заряжаемыми аккумуляторами и скрытым пневмооборудованием износо-устойчив и подходит для работы в экстремальных условиях.



115035, Москва, ул. Садовническая, д. 13, стр. 11  
Тел.: +7 (495) 921-39-07, +7 (499) 825-98-00  
info@geotar-med.ru, www.geotar-med.ru





# ГЭОТАР

## РОБОТЫ И СИМУЛЯТОРЫ **ЛАЭРДАЛ**

6-й класс реалистичности

Полный спектр высокореалистичных  
роботов-симуляторов пациента



Надежность,  
доказанная  
мировым опытом  
эксплуатации

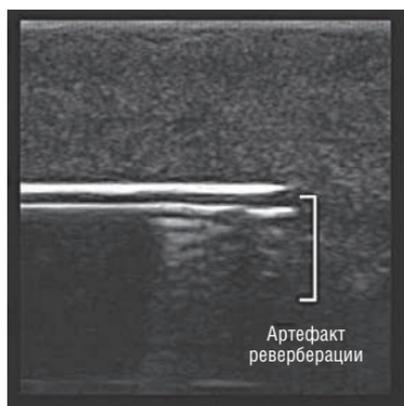


115035, Москва, ул. Садовническая, д. 13, стр. 11  
Тел.: +7 (495) 921-39-07, +7 (499) 825-98-00  
[info@geotar-med.ru](mailto:info@geotar-med.ru), [www.geotar-med.ru](http://www.geotar-med.ru)



**Рис. 1.7.** Картина ультразвукового усиления

Другой нередкий артефакт — **реверберация** — возникает при столкновении ультразвуковой волны с поверхностью, перпендикулярной направлению распространения колебаний. Каждый последующий ультразвуковой импульс создает временное «эхо», которое выглядит как серия параллельных линий, расположенных сразу же выше и ниже реально существующего



**Рис. 1.8.** Ультразвуковая картина реверберации

объекта. Это явление часто можно наблюдать при визуализации высоко эхогенных широкопросветных игл (рис. 1.8).

## Дополнительные настройки

После того как ультразвуковая волна возвратилась к трансдьюсеру, она должна быть преобразована в наглядную карти-

ну на экране монитора. И хотя у каждого исследователя свои предпочтения в отношении качества изображения, существуют ключевые позиции настройки, которые должны быть понятны для оптимальной визуализации и последующей манипуляции. После предварительной оценки интересующей области и ориентировочного определения исследуемых анатомических структур экранное изображение нуждается в дополнительной настройке глубины сканирования и коэффициента усиления сигнала.

Выбранная **глубина сканирования** (кнопка «Depth» на панели ультразвукового аппарата — *примеч. пер.*) на начальном этапе исследования не должна ограничиваться областью интересующего нас объекта. Необходимо ее расширить, чтобы максимально полно оценить окружающее анатомическое поле, определить возможные опасности при введении иглы (сосуды, плевральная полость и т.п.). Лишь после тщательного обследования соседних областей можно сконцентрировать область фокусировки на цели предстоящей манипуляции и расположенных близко к ней объектах. Сканирование следует выполнять таким образом, чтобы нужная анатомическая структура была видна между левой и правой границами изображения с глубиной поля, помещающей цель в нижней половине экрана.



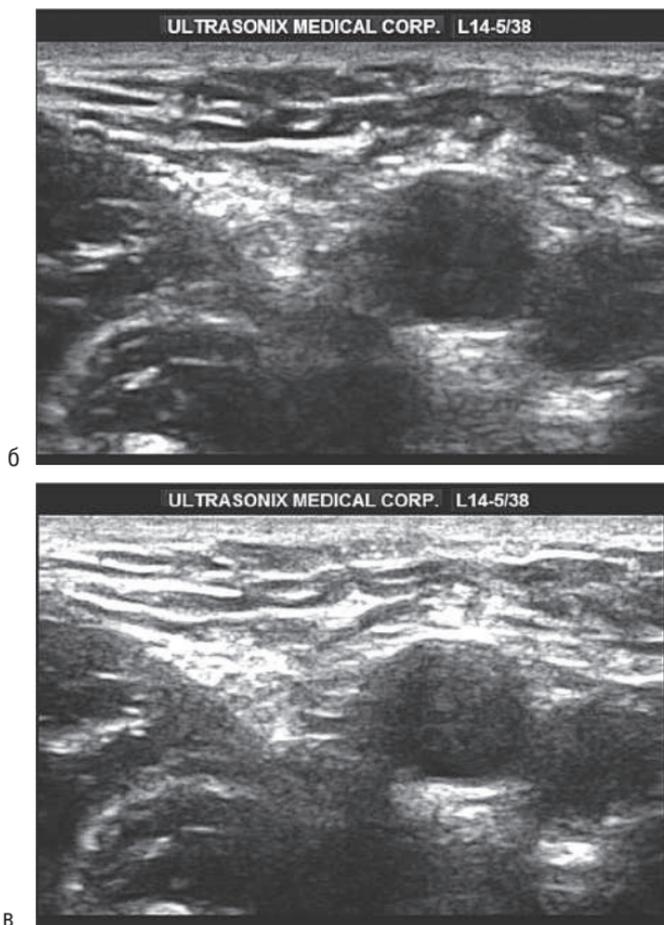
**Рис. 1.9.** Ультразвуковая картина анатомического поля для манипуляции и оценки ближайших структур

При этом следует оставлять возможность контролировать структуры, расположенные немного глубже (рис. 1.9).

Вместе с настройкой глубины фокусировки улучшению визуализации анатомических структур способствует регуляция степени усиления возвратившейся к датчику энергии (рис. 1.10). Важно отметить, что **коэффициент усиления** (кнопка «Gain» на панели ультразвукового аппарата — *примеч. пер.*) является одной из форм регуляции яркости изображения и производит настройку уже возвратившегося к датчику сигнала. Регулируя усиление, мы не можем изменить контрастность между структурами, расположенными на одной глубине, так как это определено их физическими свойствами. В силу того, что различные ткани по-разному визуализируются на экране, степень необходимого усиления сигнала во многом будет зависеть от абсолютной и относительной эхогенности структур исследуемой области. Сила ультразвуковой энергии, возвратившейся к датчику, находит отражение в яркости картины на экране монитора. Ткани, отражающие большее количество энергии в сравнении с окружающими структурами, являются гиперэхогенными, при этом выглядят они более белыми на экране. Такие структуры называют эхогенными. Если же ткань в меньшей степени отражает ультразвуковой сигнал, она выглядит темнее по сравнению с окружением и является гипозоногенной. Гиперэхогенными или эхогенными



Рис. 1.10. Ультразвуковая картина разной степени усиления: а — низкой



**Рис. 1.10.** Ультразвуковая картина разной степени усиления: б — средней; в — высокой

визуализируются кости, сухожилия, плевра, нервные стволы плечевого сплетения, расположенные под ключицами. Гипоэхогенные — кровь, жидкости, нервные стволы плечевого сплетения, расположенные выше ключиц.

## ГЛАВА 2. УЧИМСЯ СКАНИРОВАТЬ

Понимание принципов правильного выбора датчика в зависимости от задач исследования, учет возможных неточностей ультразвуковой картины при визуализации анатомических

структур, умение определять место приложения датчика и проводить тщательную оценку — первые шаги на пути к применению ультразвука при выполнении инвазивных процедур. Оптимальной ультразвуковой картины можно добиться, используя четыре основных типа движений датчика: скольжение, качание, вращение и наклон. Каждое из этих движений способствует последовательному изучению исследуемой анатомической области, выбору места пункции и траектории проведения иглы.

Перед сканированием необходимо определиться с ориентацией поверхности датчика относительно ультразвуковой картины на экране монитора. Значок U в левом верхнем углу экрана соответствует пальпируемой риске на одной стороне сканирующей поверхности датчика. В этом можно убедиться, прикасаясь пальцем к одной стороне датчика и наблюдая соответствующие изменения на экране. Это очень важный момент, имеющий значение для пространственной ориентации при переходе от двухмерной картины ультразвукового изображения к трехмерной схеме исследуемой области. Трансдюсер необходимо устанавливать таким образом, чтобы правая и левая стороны изображения соответствовали правой и левой сторонам исследуемой области и плоскость картинка (монитора) была параллельна плоскости датчика (рис. 2.1).



**Рис. 2.1.** Положение, при котором изображение исследуемой области на экране монитора соответствует плоскости датчика

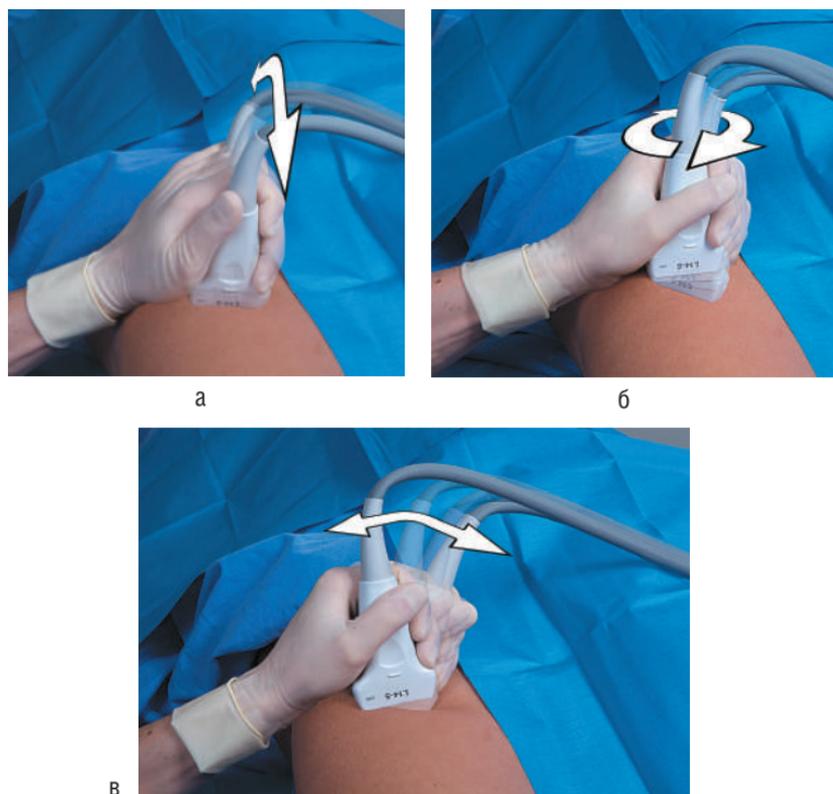
Начинают исследование, прикладывая датчик к поверхности кожи в определенной анатомической плоскости (например, поперечной), в то время как движения датчика производят в основном, относительно целевых анатомических структур. Начальное положение датчика, установленное по поверхностным анатомическим ориентирам, по сути, лишь предварительная оценка среза тканей, включающая определение топографических взаимоотношений. Используя неоднократные изменения положения трансдюсера (скольжение, покачивание, повороты, наклоны), добиваются удовлетворительного качества изображения нужной цели.

Первое знакомство с выбранной областью исследования проводят, используя поперечное и продольное скольжение, чтобы идентифицировать известные ориентиры (рис. 2.2). После предварительного осмотра исследуемой области приступают к более внимательной оценке расположения и взаимоотношений нужных объектов, применяя продольное скольжение над заинтересовавшими анатомическими структурами. Подобное сканирование в поперечном срезе вдоль предполагаемого места манипуляции помогает определиться с выбором точки пункции для удобного и безопасного введения иглы.

Ультразвуковую картину поперечного среза анатомической структуры называют также изображением короткой оси. Очень трудно добиться идеального положения датчика при первом же обнаружении цели, поэтому далее, для улучшения качества визуализации, используют плавные движения — покачивание, вращение и наклоны трансдюсера (рис. 2.3).



**Рис. 2.2.** Фотография продольного (а) и поперечного (б) скольжения датчика вдоль бедренного нерва

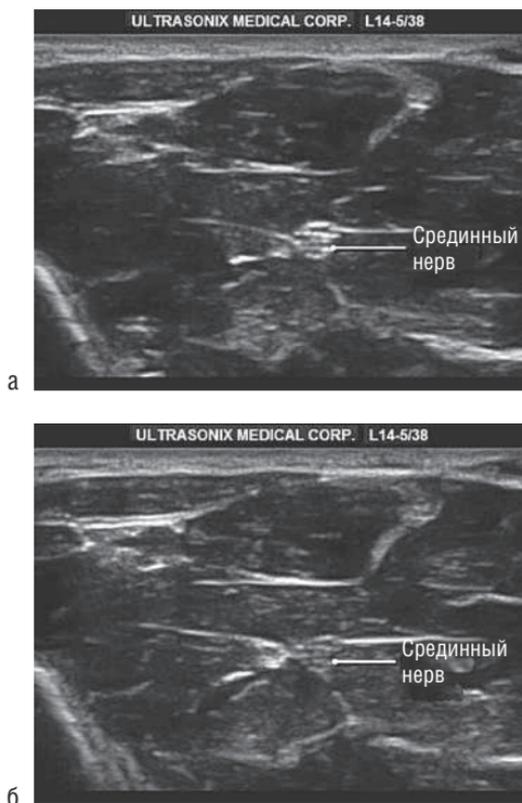


**Рис. 2.3.** Фотография покачивания (а), вращения (б) и наклонов (в) датчика при визуализации бедренного нерва

Улучшение изображения при покачивании датчика происходит благодаря обнаружению позиции для более полного отражения излучаемых волн при их распространении строго перпендикулярно анатомической структуре (рис. 2.4). Это свойство тканей неодинаково отражать сигнал в зависимости от угла падения ультразвуковой волны названо анизотропией.

Вращательные движения датчиком осуществляют для перехода из короткой оси изображения к длинной, что происходит при повороте на  $90^\circ$  (рис. 2.5).

Наклоны датчика производят легким надавливанием на один край основания датчика в том случае, если ультразвуковой луч необходимо направить в направлении не перпендикулярном плоскости кожной поверхности. Осторожное давление на трансдьюсер полезно в ситуации неполного контакта



**Рис. 2.4.** Ультразвуковые изображения среза в области срединного нерва, демонстрирующие анизотропию

датчика с кожей при исследовании углублений или узких областей, а также при желании направить ультразвук под поверхностно расположенное гиперденситивное образование (например, кость). Если таким образом добиться нужного качества изображения все же не удастся, следует выбрать датчик с меньшим основанием или конвексной конфигурацией излучателя.

Сканирование можно проводить как правой, так и левой рукой, в зависимости от анатомического расположения интересующего объекта. Достаточно освоив сканирование при помощи обеих рук, можно переходить к следующему этапу внедрения визуализации в практику анестезиолога — изучению техники манипуляции иглой под ультразвуковым контролем.



Рис. 2.5. Ультразвуковые изображения срезов в короткой и длинной оси

### ГЛАВА 3. ОСНОВЫ МАНИПУЛЯЦИИ ИГЛОЙ

Перед тем как пытаться овладеть техникой инвазивных манипуляций под ультразвуковым контролем, необходимо основательно разобраться в физике ультразвука, ее роли в выборе необходимого оборудования и влиянии на качество изображения.

Необходимо помнить, что как только на экране монитора удалось добиться оптимальной ультразвуковой картины нужной анатомической структуры, положение трансдюсера не должно изменяться до окончания процедуры. *Попытки ультразвукового поиска иглы после фиксации анатомического объекта приведут лишь к потере цели. Следует изменять положение иглы для ее попадания в поле визуализации, а не пытаться сопоставить иглу и анатомическую цель, двигая датчиком.*

Положение датчика обозначают как поперечное или продольное, если подразумевают его отношение к плоскостям тела (соответственно поперечное или парасагиттальное сканирование). Если имеются в виду анатомические объекты, то визуализация производится в оси поперечного или продольного сечения. Оба варианта сканирования необходимы для правильного определения и оценки анатомических структур в ультразвуковом поле зрения. При выполнении инвазивной процедуры вводят еще одно понятие — отношение положения иглы к плоскости ультразвукового луча. Если игла попадает в визуализационное поле, то ее положение может быть описано либо как «находящаяся в плоскости» (In-Plane), либо как «пересекающая плоскость» (Out-of-Plane).

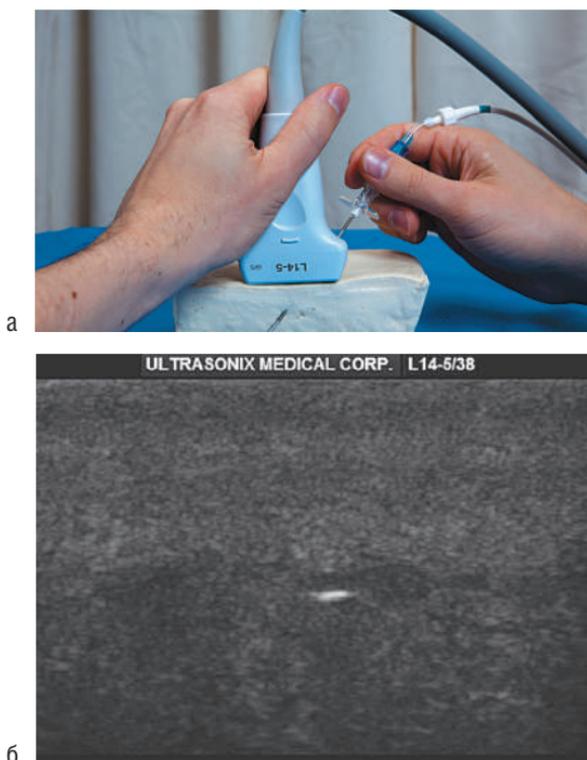
В первом случае (In-Plane) мы можем наблюдать на экране монитора за продвижением иглы от места прокола кожи до анатомической цели в реальном времени (рис. 3.1).



**Рис. 3.1.** Фотография (а) и ультразвуковая картина (б) при положении иглы Туохи In-Plane на модели из сыра

Безусловное преимущество такого проведения иглы под постоянным контролем зрения — исключение риска нежелательного ее отклонения от нужной траектории и повреждения расположенных близко структур. Однако такой подход требует высокого мастерства исследователя, чтобы при продвижении постоянно удерживать иглу в ультразвуковом луче толщиной менее 1 мм. Это становится тем сложнее, чем тоньше игла и чем глубже находится цель пункции.

Способ выполнения процедуры Out-of-Plane не позволяет постоянно следить за продвижением иглы в тканях, а скорее дает возможность увидеть место, где она пересекает плоскость среза, визуализируемую на экране (рис. 3.2). Обычно при такой технике выполнения манипуляции сложно определить реальное взаимоотношение анатомических структур и тела иглы как до, так и после ее пересечения с ультразвуковым срезом.



**Рис. 3.2.** Фотография (а) и ультразвуковая картина (б) при положении иглы Туохи Out-of-Plane на модели из сыра

## **ГЛАВА 4. МАНИПУЛЯЦИЯ ИГЛОЙ ПОД УЛЬТРАЗВУКОВЫМ КОНТРОЛЕМ**

Обучение ультразвуковому сканированию в реальных клинических условиях оптимально для начинающих, так как позволяет увидеть истинные анатомические структуры и полностью безопасно для исследуемого. Тем не менее при проведении манипуляции появляется реальная угроза повреждения важных анатомических образований и, соответственно, возникает необходимость приобретения навыков на модели, не связанной с пациентом.

Сейчас существует достаточное количество тренажеров, как коммерческого производства, так и изготовляемых самостоятельно, позволяющих научиться манипулировать иглой перед проведением настоящей процедуры. Выбранная модель должна позволять пройти весь курс тренировок с иглами разного диаметра. Для того чтобы безопасно перейти от тренировок на моделях к использованию метода в клинической практике, необходимо в совершенстве овладеть техникой одновременного сканирования и манипуляции иглой.

Создавая возможность отработать технику введения иглы, тренажеры, однако, не в состоянии передать реальные ощущения, картину распространения жидкости, смещение окружающих тканей, которые неизбежно сопровождают процедуру. Лишь после обретения достаточных навыков манипуляций на тренажере возможен осторожный переход к работе в клинических условиях. Однако и в этом случае только постоянное наблюдение за продвижением иглы в тканях, внимание к появлению парестезий и повышению сопротивления при введении раствора, выполнение аспирационной пробы способны гарантировать успех процедуры и безопасность пациента.

Другим немаловажным залогом успеха метода служат снятие тревоги, подробное разъяснение пациенту сути происходящего и возможных ощущений. После предварительной беседы для обеспечения комфортных условий и снижения тревоги пациента возможно осторожное применение бензодиазепинов под мониторным контролем.

## Навыки, необходимые для катетеризации центральных вен

Для отработки навыков манипуляции иглой, необходимых для катетеризации вен и выполнения проводниковой анестезии, авторами предложена легко изготавливаемая сырная модель. Так для катетеризации вен под УЗИ-контролем понадобятся следующие предметы:

- кусок экстратвердого сыра тофу;
- две гибких трубочки небольшого диаметра, имитирующих сосуды;
- деревянная палочка, используемая в качестве проводника при проведении трубочек через сыр;
- трехходовый перекрываемый краник-переходник;
- шприц объемом 20 см<sup>3</sup> для симуляции артериального кровотока.

Пример такого муляжа представлен на рис. 4.1.

После подготовки такой модели обе трубочки необходимо заполнить водой, и к одной из них через краник подсоединить шприц. Ритмически надавливая на поршень шприца во время сканирования, можно получить представление об ультразвуковых характеристиках артериального кровотока. Свое знакомство с эффектом Допплера и характеристиками артериального и венозного кровотока следует начинать именно на модели.

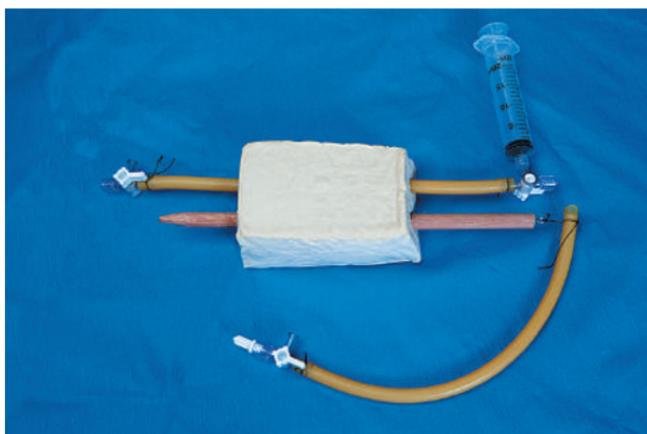
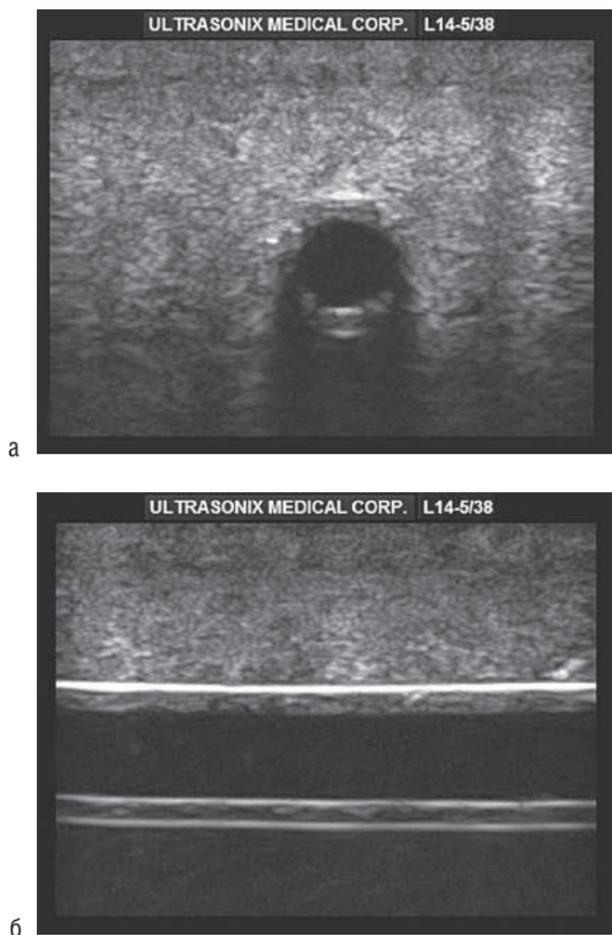


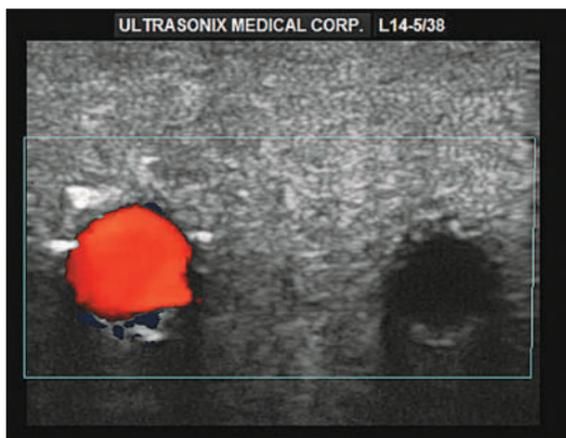
Рис. 4.1. Фотография сырной модели и необходимого набора оборудования

Первоначальная визуализация искусственных сосудов может быть выполнена в оси поперечного или продольного сечения (рис. 4.2).



**Рис. 4.2.** Ультразвуковая картина искусственных сосудов в поперечной оси (а) и продольной оси (б)

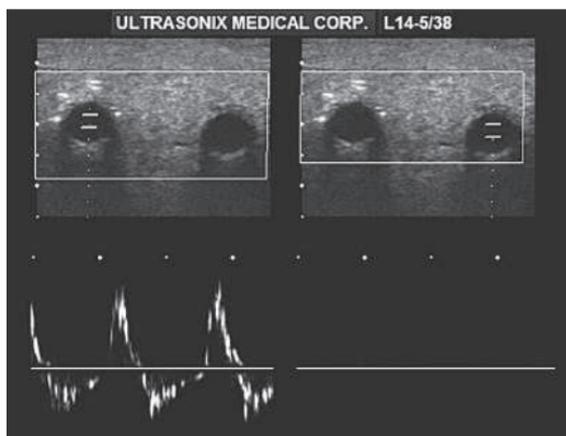
На предлагаемой модели с использованием ритмической компрессии поршня шприца можно наглядно представить себе, как будут выглядеть сосуды при сканировании в оси поперечного сечения, а также различия кровотока при использовании цветового доплеровского картирования (рис. 4.3).



**Рис. 4.3.** Ультразвуковая картина сосудов с применением цветового доплеровского картирования

Еще одно различие сосудов высокого и низкого давлений можно увидеть при анализе формы доплеровской кривой. (рис. 4.4).

В конце можно попробовать ввести катетер в просвет искусственного сосуда, удерживая датчик для визуализации короткого среза (с положением иглы Out-of-Plane) или повер-



**Рис. 4.4.** Ультразвуковая картина сосудов и оценка формы пульсовой волны с применением эффекта Доплера



**Рис. 4.5.** Положение ультразвукового датчика и иглы при пункции сосуда In-Plane (а). Ультразвуковая картина проводника и иглы в просвете «сосуда» In-Plane (б)

нув его на 90 градусов для продольной визуализации (игла в этом случае In-Plane) (рис. 4.5).

### **Навыки, необходимые для выполнения проводниковой анестезии**

На изготовление сырной модели для отработки навыков ультразвукового контроля проводниковых блокад потребуется кусок экстратвердого сыра тофу, две палочки (большого и меньшего диаметра, например, 2 и 8 мм) для имитации гипоэхогенных структур и проволока небольшого диаметра для имитации гиперэхогенной цели.



**Рис. 4.6.** Сырная модель из сыра тофу (подведение иглы In-Plane к толстой деревянной цели) (а). Ультразвуковая картина: игла Туохи подведена к гипозоногенной деревянной цели In-Plane (б)

В упрощенном варианте следует использовать толстую палочку и проволоку, проведенные перпендикулярно поверхности сыра. Для манипуляций на начальном этапе лучше всего выбрать иглу более крупного диаметра (например, иглу Туохи, рис. 4.6).

По мере закрепления навыков (удержание иглы в плоскости сканирования на всем протяжении от места пункции до места контакта с целевой структурой, манипулируя обеими руками) необходимо усложнить задачу, несколько видоизменив используемую модель. Теперь в качестве цели нужно при-



**Рис. 4.7.** Фотография сложной модели на сыре тофу с тонкой целью и иглой для проводниковой блокады

менить более тонкие объекты, проведенные через сыр наискосок (рис. 4.7). В максимально усложненном варианте можно провести через сыр небольшую тонкую палочку или проволоку, чтобы снаружи было невозможно определить их размер, расположение и экзогенность, и пытаться выполнить пункцию, используя традиционную иглу для проводниковой анестезии.

Это нехитрое приспособление позволяет самостоятельно отработать минимальные навыки сканирования и манипуляции иглой под УЗ-контролем, получить ощущения контакта иглы с объектом. Усложнять модель, уменьшая диаметр цели и иглы, следует по мере отработки навыков на модели предыдущего уровня сложности.