

Оглавление

Коллектив авторов	
Список сокращений	
Предисловие	
Введение	

Раздел I.	Основополагающие вопросы эндоскопической ультрасонографии
Глава 1.	История эндоскопической ультрасонографии: назад в будущее Галкова З.В.
Глава 2.	Принципы и варианты формирования ЭУС-изображений Казак С.М., Нечипай А.М., Солоницын Е.Г., Федоров Е.Д.
Глава 3.	Аппаратура и инструментарий для эндоскопической ультрасонографии Казак С.М., Нечипай А.М., Федоров Е.Д.
Глава 4.	Организация эндоскопического кабинета/операционной Неустроев В.Г., Владимирова А.А., Голухов Г.Н., Нечипай А.М., Федоров Е.Д.
Глава 5.	Подготовка специалистов Галкова З.В., Орлов С.Ю., Неустроев В.Г.
Глава 6.	Показания к эндоскопической ультрасонографии пищеварительного тракта. Ведение пациентов. Профилактика осложнений Галкова З.В., Орлов С.Ю., Нечипай А.М., Филин А.В., Федоров Е.Д.
Глава 7.	Международная стандартная терминология для эндоскопической ультрасонографии Аабакен Л., Федоров Е.Д., Нечипай А.М., Орлов С.Ю., Галкова З.В., Неустроев В.Г., Солоницын Е.Г.

Раздел II. Методические основы диагностической эндосонографии

Глава 8. Методика выполнения эндоскопической ультрасонографии пищевода и средостения

Бурдюков М.С., Юричев И.Н., Нечипай А.М., Артемьев А.И., Елисеев С.В.

Глава 9. Методика выполнения эндобронхиальной ультрасонографии

Соколов В.В., Мальцева И.М., Королев В.Н., Волова А.В.

Глава 10. Методика выполнения эндоскопической ультрасонографии желудка

Галкова З.В., Нечипай А.М., Федоров Е.Д.

Глава 11. Методика выполнения эндоскопической ультрасонографии двенадцатиперстной кишки и органов панкреатобилиарной зоны

11.1. Исследование радиальным эхоэндоскопом

Галкова З.В., Неустроев В.Г., Орлов С.Ю., Федоров Е.Д.

11.2. Исследование линейным эхоэндоскопом

Бурдюков М.С., Нечипай А.М., Орлов С.Ю., Капустин В.В., Юричев И.Н., Артемьев А.И., Елисеев С.В.

11.3. Внутрипротоковая эндоскопическая ультрасонография

Бурдюков М.С., Нечипай А.М., Орлов С.Ю., Капустин В.В., Юричев И.Н., Артемьев А.И., Елисеев С.В.

Глава 12. Методика выполнения эндоскопической ультрасонографии тонкой и толстой кишки

12.1. Исследование тонкой кишки

Федоров Е.Д., Иванова Е.В., Будзинский С.А., Галкова З.В.

12.2. Исследование толстой кишки

Веселов В.В., Скридлевский С.Н., Ваганов Ю.Е., Агапов М.Ю.

Раздел III. Методические основы оперативной (интервенционной) эндосонографии

Глава 13. Тонкоигольная пункция под контролем эндоскопической ультрасонографии

Нечипай А.М., Бурдюков М.С., Юричев И.Н., Чистякова О.В., Солоницын Е.Г.

Глава 14. Методики тонкоигольной терапии под контролем эндоскопической ультрасонографии

Бурдюков М.С., Нечипай А.М., Юричев И.Н., Артемьев А.И., Исакова М.Е., Бурдюкова О.П.

Глава 15. Методики дренирования и наложения анастомозов под контролем эндоскопической ультрасонографии

Солоницын Е.Г., Будзинский С.А., Нечипай А.М., Федоров Е.Д.

Раздел IV. Эндоскопическая ультрасонография в диагностике и лечении заболеваний пищевода и средостения.....

Глава 16. Эндоскопическая ультрасонография при злокачественных и доброкачественных поражениях пищевода
Нечипай А.М., Бурдюков М.С., Юричев И.Н.

Глава 17. Эндоскопическая ультрасонография при заболеваниях средостения.....
Нечипай А.М., Бурдюков М.С., Юричев И.Н.

Раздел V. Эндобронхиальная ультрасонография

Глава 18. Эндобронхиальная ультрасонография при заболеваниях трахеобронхиального дерева и легких.....
Соколов В.В., Мальцева И.М., Королев В.Н., Волова А.В.

Глава 19. Особенности трансbronхиальной тонкоигольной аспирационной биопсии под контролем эндосонографии
Соколов В.В., Мальцева И.М., Королев В.Н., Волова А.В.

Раздел VI. Эндоскопическая ультрасонография в диагностике и лечении заболеваний желудка

Глава 20. Эндоскопическая ультрасонография при раке желудка.....
Малихова О.А., Кувшинов Ю.П., Туманян А.О., Унгиадзе Г.В., Нечипай А.М., Федоров Е.Д.

Глава 21. Эндоскопическая ультрасонография при неэпителиальных образованиях и опухолях желудка.....
Галкова З.В., Орлов С.Ю., Федоров Е.Д.

Глава 22. Эндосонографическая диагностика неходжкинских лимфом желудка.....
Малихова О.А., Поддубная И.В., Кувшинов Ю.П., Унгиадзе Г.В., Черкасова Л.М., Зобнина М.В.

Раздел VII. Эндоскопическая ультрасонография в диагностике и лечении заболеваний двенадцатиперстной кишки и панкреатобилиарной зоны.....

Глава 23. Эндоскопическая ультрасонография при доброкачественных заболеваниях печени и желчных путей.....

23.1. Эндосонография в диагностике желчнокаменной болезни.....
Галкова З.В., Неустроев В.Г., Орлов С.Ю., Будзинский С.А., Федоров Е.Д.

23.2. Эндосонография в диагностике рубцовых послеоперационных стриктур внепеченочных желчных протоков
Будзинский С.А., Шаповальянц С.Г., Орлов С.Ю., Галкова З.В., Федоров Е.Д.

- 23.3.** Эндосонография в диагностике первичного склерозирующего холангита.....
Галкова З.В., Неустроев В.Г.

Глава 24.

Эндоскопическая ультрасонография при воспалительных заболеваниях поджелудочной железы.....

- 24.1.** Эндосонография при остром панкреатите
Будзинский С.А., Мыльников А.Г., Орлов С.Ю., Галкова З.В., Федоров Е.Д.
- 24.2.** Эндосонография при хроническом панкреатите
Неустроев В.Г., Владимирова А.А.

Глава 25.

Эндоскопическая ультрасонография при кистозных новообразованиях поджелудочной железы.....

Галкова З.В., Шаповальянц С.Г., Орлов С.Ю., Смирнов И.А., Федоров Е.Д.

Глава 26.

Эндоскопическая ультрасонография при опухолях печени, желчных путей, поджелудочной железы (солидные опухоли), двенадцатиперстной кишки и большого дуоденального сосочка.....

Нечипай А.М., Бурдюков М.С., Юричев И.Н.

Глава 27.

Редкие неопластические заболевания брюшинного пространства и метастатическое поражение органов брюшной полости.....

Неустроев В.Г., Владимирова А.А.

Раздел VIII. Эндоскопическая ультрасонография в диагностике и лечении заболеваний тощей, подвздошной и толстой кишки.....

Глава 28.

Эндоскопическая ультрасонография при заболеваниях тонкой кишки.....

Федоров Е.Д., Иванова Е.В., Михалева Л.М., Будзинский С.А., Галкова З.В.

Глава 29.

Ультразвуковая колоноскопия при опухолях толстой кишки.....

- 29.1.** Ультразвуковая колоноскопия в диагностике эпителиальных опухолей толстой кишки
Веселов В.В., Скридловский С.Н., Ваганов Ю.Е., Агапов М.Ю., Солоницын Е.Г.
- 29.2.** Ультразвуковая колоноскопия в диагностике неэпителиальных образований и опухолей толстой кишки
Агапов М.Ю., Веселов В.В., Скридловский С.Н., Ваганов Ю.Е.

Глава 30.

Эндоскопическая ультрасонография при неопухолевых доброкачественных заболеваниях толстой кишки.....

Агапов М.Ю.

Глава 31.

Эндоскопическая ультрасонография в оценке состояния анального сфинктера и заболеваний аноректальной области.....

Агапов М.Ю., Селезнев Д.Е., Рыжков Е.Ф.

Заключение.....

Число гипотез, объясняющих данное явление, обратно пропорционально объему знаний о нем.

Эддингтон

Блажен тот, кто ничего не знает: он не рискует быть непонятым.

Конфуций

2

Принципы и варианты формирования ЭУС-изображений

С.М. Казак, А.М. Нечипай, Е.Г. Солоницын, Е.Д. Федоров

- Ультразвук как физический процесс: основные принципы
- Эффект Допплера
- Контрастные вещества для ЭУС
- Режим контрастной гармоники
- Трехмерная ЭУС
- Эластография
- Методы обеспечения контакта датчика и исследуемого органа

Ультразвук как физический процесс: основные принципы

Ультразвук представляет собой упругие колебания и волны, частота которых превышает 15–20 кГц, т. е. лежит сразу за верхней границей звука, различного человеческого ухом. В системах медицинской УЗ-диагностики обычно используют частоты от 2 до 20 МГц, в эндосонографии — от 5 до 30 МГц.

Волны, в т. ч. и ультразвуковые, характеризуются **частотой** — числом колебаний в единицу времени (единица измерения — герц); **длиной** — расстоянием между точками одной фазы (единица измерения — метр) и скоростью распространения, которая зависит главным образом от **упругости** и **плотности** среды, в которой они распространяются. Длина волны обратно пропорциональна ее частоте. Чем меньше длина волны, тем больше частота и выше **разрешающая способность** УЗ-аппарата. Однако с ростом частоты проникающая способность УЗ-волн становится меньше.

Существует два режима УЗ-сканирования.

А-режим. Методика дает информацию в виде одномерного изображения, где первая координата — это амплитуда отраженного сигнала от границы сред с разным акустическим сопротивлением, а вторая — расстояние до этой границы. Зная скорость распространения УЗ-волны в тканях тела человека, можно определить расстояние до этой зоны, разделив пополам (т. к. УЗ-луч проходит этот путь дважды) произведение времени возврата импульса на скорость УЗ-волны.

В-режим. Методика дает информацию в виде двумерных серошкальных томографических изображений анатомических структур в масштабе реального времени, что позволяет оценивать их морфологическое состояние.

Любая среда, в т. ч. и ткани организма, препятствует распространению ультразвука, т. е. обладает различным **акустиче-**

ским сопротивлением, величина которого зависит от их плотности и скорости распространения звуковых волн. Чем выше эти параметры, тем больше акустическое сопротивление, или импеданс.

Характер распространения УЗ-волны определяется инерционными и упругими свойствами среды, а также действующими в ней механизмами потерь. Плотность и сжимаемость среды определяют скорость звука, пространственные изменения среды приводят к рефракции акустических волн. Пространственные флуктуации либо плотности, либо сжимаемости (совместно эти величины определяют удельный акустический импеданс), либо поглощения звука вызывают рассеяние или отражение волн. Затухание, т. е. полная потеря акустической энергии в биологической ткани, определяется суммарным действием рефракции, отражения, рассеяния и поглощения ультразвука.

В медицинской диагностике используется способность ультразвука отражаться от границы сред или тел с разной плотностью, позволяя получить изображение контуров этой границы на экране монитора (рис. 2.1). УЗ-методы диагностики в целом ряде случаев позволяют более тонко различать структуру тканей, чем рентгенологические.

Достигнув границы двух сред с различным акустическим сопротивлением, пучок УЗ-волн претерпевает существенные изменения: одна его часть продолжает распространяться в новой среде, в той или иной степени **поглощаясь** ею, другая — **отражается**. Коэффициент отражения зависит от разности величин акустического сопротивления граничащих одна с другой тканей: чем это различие больше, тем больше отражение и, естественно, больше амплитуда зарегистрированного сигнала, а значит, тем светлее и ярче исследуемые объекты будут выглядеть на экране монитора. Полным (зеркальным)

отражателем ультразвука служат граница между тканями и воздухом.

УЗ-луч способен отражаться от объектов при условии, что их величина составляет не менее $\frac{1}{4}$ длины волны. Таким образом, чем больше частота лучаемого ультразвука (т. е. чем меньше длина волны), тем больше разрешающая способность УЗ-аппарата. Однако при использовании высокой частоты с большой разрешающей способностью значительная часть посылаемой энергии растрачивается на отражение от мелких поверхностей, а небольшая часть проникает дальше в ткани тела человека. Таким образом, чем больше частота УЗ-луча и, следовательно, тем больше разрешающая способность последнего, тем меньше на его проникновение.

Незначительные различия в отражении акустических импедансов



Рис. 2.1. Пример изображения, полученного при проведении эндосонографии. Отчетливо видны границы сред, очертания и структура тканей объемного патологического образования желчного пузыря)

шинства мягких тканей человека способствуют распространению УЗ-волн в заданном направлении. Величина образующегося эхо-сигнала определяется не только импедансами граничащих сред, но и углом падения УЗ-волны на границу раздела. В случае нормального (перпендикулярного) падения эхо-сигнал отразится в направлении источника УЗ-волны, а часть волны, прошедшая в предлежащую среду, продолжит свой путь в первоначальном направлении без отклонения. Эхо-сигнал, образующийся в данном случае, получил название «зеркального» (рис. 2.2).

Реверберация возникает в результате многократного переотражения ультразвука между двумя отражающими поверхностями. Переотражение изменяет время возвращения эхо-сигнала к трансдьюсеру с данной глубины. В результате этого на изображении появляются несуществующие в реальности гиперэхогенные линейные структуры (рис. 2.3).

Границы тканей, хорошо отражающих ультразвук, могут полностью прервать прохождение УЗ-луча. Поскольку луч не проникает дальше этой границы тканей, на экране монитора формируется акустическая тень (рис. 2.4). Отражающая поверхность на эхограмме обычно выглядит как отчетливо выраженная гиперэхогенная полоса с анэхогенной областью, идущей позади нее. Для того чтобы вызвать затухание акустического сигнала, размер отражающей поверхности должен быть равным ширине УЗ-луча или быть больше нее. Если отражающий объект меньше ширины УЗ-луча, то УЗ-волны могут огибать его контуры и возвращающиеся эхо-сигналы будут зарегистрированы от тканей, расположенных позади этого объекта.

Ширина УЗ-луча неодинакова: после выхода из УЗ-трансдьюсера луч сужается, становясь самым узким в зоне фокуса, а затем, проникая в более глубоко расположенные тканевые структуры, вновь расширяется. Некоторые звуковые волны отклоняются от основного пути; их называют боковыми звуковыми «лепестками» (рис. 2.5). Они менее интенсивны, чем основной УЗ-пучок, но иногда анатомические/патологические структуры, будучи сильными отражателями, располагаясь на пути (или внутри) этих боковых «эхо-лепестков», формируют отражение, которое воспринимается преобразователем эхо-сигнала. Сканер воспринимает эти латеральные эхо-сигналы как исходящие от основного луча и воспроизводит на окончательном изображении как артефакт. Более узко сфокусированные УЗ-лучи менее склонны к созданию подобных артефактов. Данный арте-

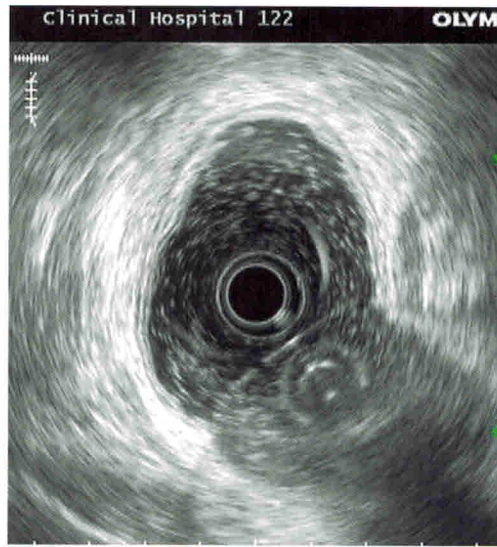


Рис. 2.2. Артефакт ЭУС-изображения: зеркальное отражение

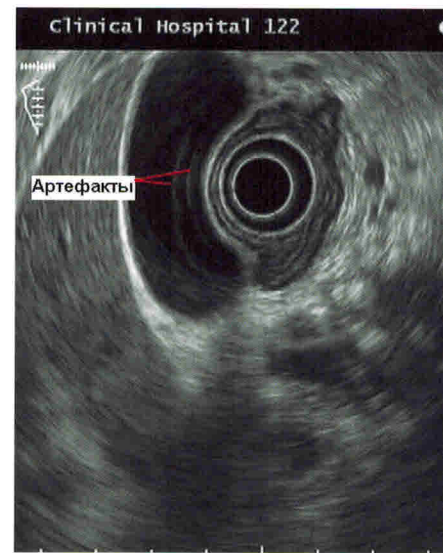


Рис. 2.3. Артефакт ЭУС-изображения: реверберация



Рис. 2.4. Артефакт ЭУС-изображения: акустическая тень, обусловленная камнем главного панкреатического протока

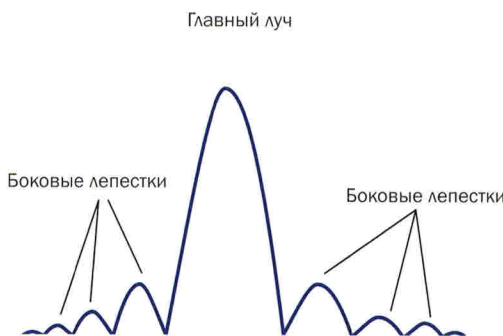


Рис. 2.5. Артефакт ЭУС-изображения: боковые «эхо-лепестки» (схема)

факт возникает и описан при выполнении крупноформатного кардиоУЗИ, при выполнении ЭУС он практически не встречается или бывает крайне редко.

Эхоакустическое периферическое псевдоусиление (рис. 2.6) возникает позади структур, слабо поглощающих ультразвук, т. е. позади содержащих жид-

кость объектов (мочевой пузырь, желчный пузырь, кисты и др.). Знание этого феномена помогает в подтверждении костной природы сканируемого объекта. Классическим примером подобного артефакта служит нормальное эхоакустическое псевдоусиление в ренхиме печени позади желчного пузыря. Эхоакустическое псевдоусиление имеет решающее значение при дифференциальной диагностике кист от новообразований с низкой эхогенностью.

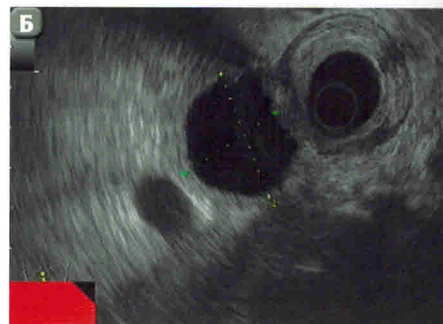
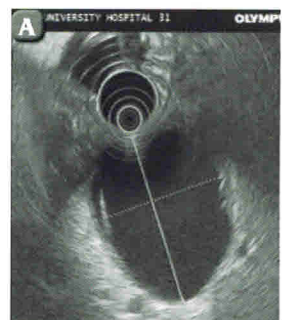


Рис. 2.6. (А, Б) Артефакт ЭУС-изображения: эхоакустическое периферическое псевдоусиление (по периферии кистозных образований)

Эффект Допплера

Физическая основа эффекта К.И. Допплера заключается в том, что частота колебаний звуковых волн, излучаемых источником (передатчиком) звука, и частота этих же звуковых волн, принимаемых некоторым приемником звука, отличаются, если приемник и передатчик смещаются один относительно другого (сближаются или удаляются).

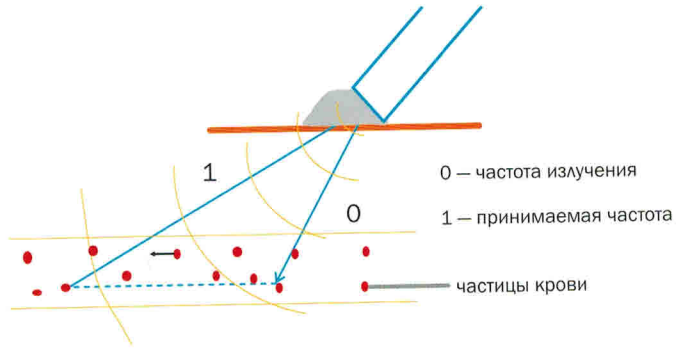


Рис. 2.7. Схема использования эффекта Допплера в ультразвуковой сетке

Это свойство эффекта Допплера нашло свое применение в медицине. УЗ-луч, направленный на какую-либо движущуюся среду, отражается от микрочастиц этой среды (при исследовании кровеносных сосудов, к примеру, это форменные элементы крови) и направляется обратно к датчику, но уже с другой частотой, отличающейся от излучаемой (рис. 2.7). Таким образом, становится возможным измерение скорости потоков крови и уточнение направления движения крови относительно датчика.

В зависимости от поставленных задач доплеровский эффект используется в двух методах исследования:

- 1) энергетический доплер (Power Doppler, или PD);
- 2) цветной доплер (Color Doppler, или CD).

Энергетический доплер показывает, есть ли движение крови в данном участке ткани (исследуемом ультразвуковом окне). Сосуды с движущейся в разных направлениях по отношению к датчику кровью окрашиваются в одинаковый цвет (рис. 2.8). Эта технология позволяет улавливать более низкие скорости движения крови.

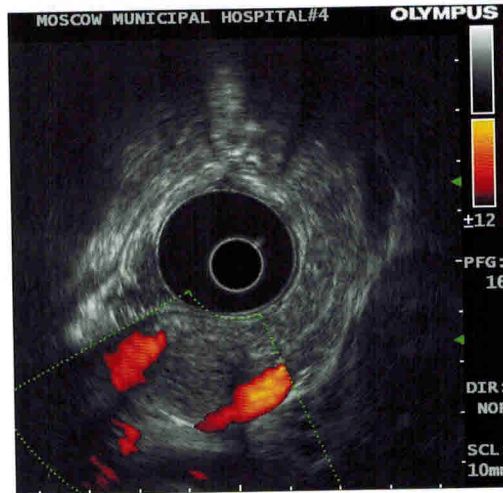


Рис. 2.8. Энергетический доплер. Сосуды с разнонаправленными по отношению к датчику потоками крови окрашиваются в одинаковый цвет

позволяет регистрировать большие скорости потока крови, однако тоже имеет ограничение, связанное с искажением доплеровского спектра.

Цветной доплер показывает не только наличие движения крови, но и направление этого движения. Если исследуемый объект окрашивается в красный цвет, это означает, что кровь движется от датчика, если в синий — к датчику (рис. 2.9). Оба доплеровских режима применяются в случаях необходимости оценки и регистрации наличия и направления тока крови в исследуемой области. Естественно, что структуры без кровотока не получают окрашивания.

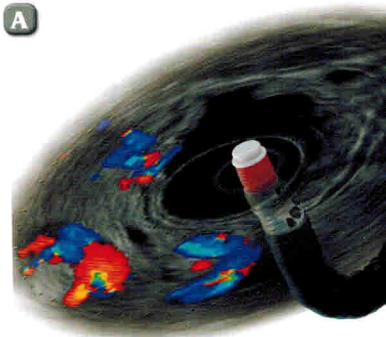


Рис. 2.9. Цветной доплер. Сосуды, направленные по отношению к датчику крови окрашиваются в разные цвета. А — схема сканирования; Б — ЭУС-изображение; В — поясняющая схема

Постоянно-волновой доплер (Continuous Wave Doppler, или CW) применяется для количественной оценки кровотока в сосудах с высокоскоростными потоками. Недостаток метода состоит в том, что обозначенные потоки регистрируются по всей глубине сканирования.

Импульсный доплер (Pulsed Wave, или PW) применяется для количественной оценки кровотока в сосудах. На временной развертке по вертикали отображается скорость потока в исследуемой точке. Потоки, которые движутся к датчику, отображаются выше базовой линии, обратный кровоток (от датчика) — ниже нее. Максимальная скорость потока зависит от глубины сканирования, частоты импульсов и имеет ограничение (около 2,5 м/с при диагностике сердца). Высокочастотный импульсный доплер (High Frequency Pulsed Wave, или HFPW)

Существуют особенности артериального и венозного кровотока. В артериальном кровотоке во время систолы кровь продвигается в направлении от сердца. Во время диастолы за счет высокого давления осуществляется небольшое движение крови по направлению к сердцу. Это движение можно зафиксировать на цветном доплере. Благодаря этому эффекту получается

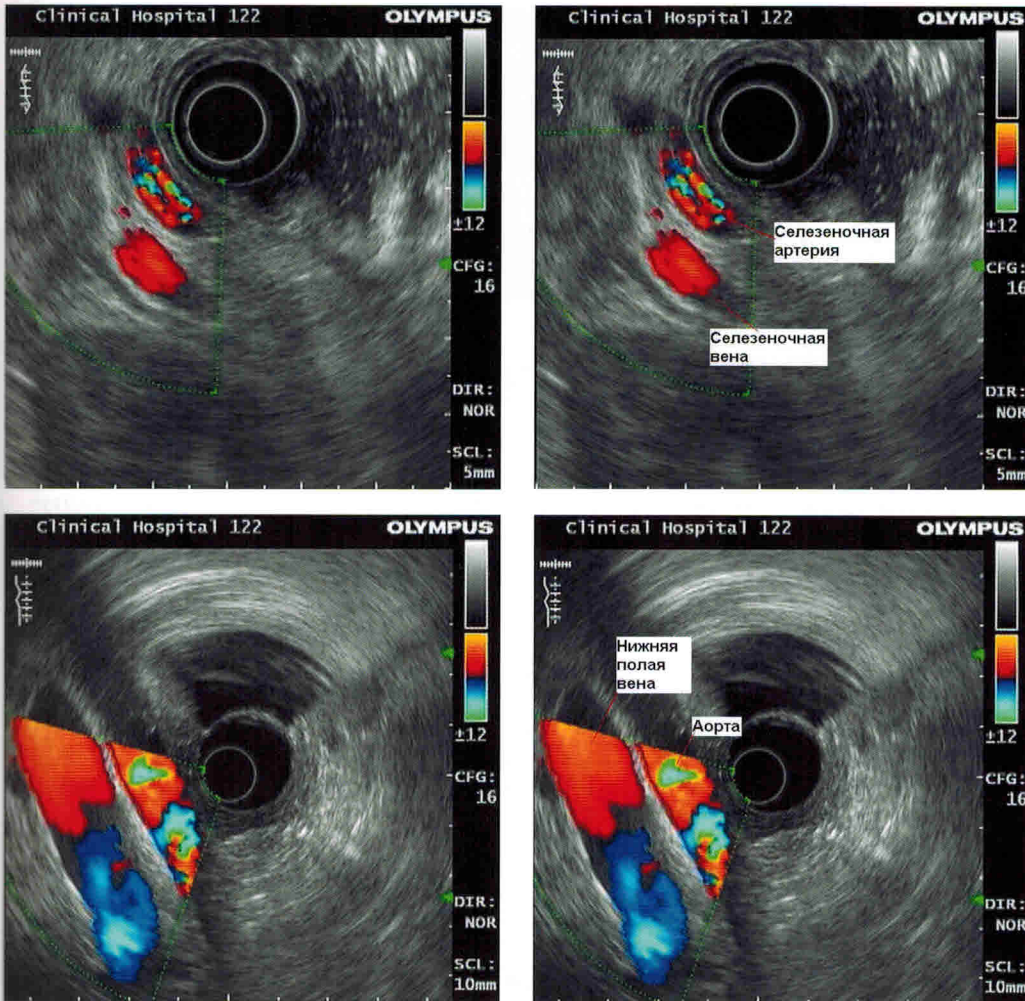


Рис. 2.10. Цветной доплер. Различия артериального и венозного кровотока

пестрое свечение. В венозных сосудах кровь движется плавно и окрашивание

венозных сосудов более равномерное (рис. 2.10).

Контрастные вещества для эндосонографии

Для улучшения визуализации самых мелких сосудов был создан комбинированный метод внутривенного введения ультразвукового контрастного вещества, специально разработанного для УЗИ (например, SonoVue) и обработки второй гармоники (см. ниже) УЗ-изображения. Визуализация микрокапилляров дает дополнительную информацию, необходимую для уточненной оценки и классификации тканей при различных,

отличающихся по степени васкуляризации патологических образованиях поджелудочной железы, лимфоузлов и др.

Микро-пузырьки УЗ-контрастного вещества (рис. 2.11) достаточно малы, чтобы пройти через мельчайшие капилляры (в т. ч. легочные, почечные и др.), не эмболизируя их. При введении в кровь эти микропузырьки становятся дополнительными отражателями ультразвука, позволяя увидеть сосуды более ярко и контрастно.

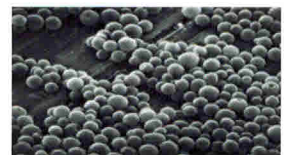


Рис. 2.11. Микропузырьки контрастного вещества, применяемого для улучшения визуализации сосудов. Средний диаметр микропузырьков составляет 2–3 мкм. Изображение получено с помощью растровой электронной микроскопии

Режим контрастной гармоника

Технология получения гармонических изображений с использованием ультразвукового контрастного вещества (Contrast Enhanced Harmonic Imaging)

позволяет улучшить контрастность и разрешение изображения, существенно повысить качество визуализации микрососудов (рис. 2.12).

Когда акустические волны достигают микропузырьков контрастного вещества, введенного в сосудистое русло пациента, эти пузырьки генерируют сигнал с

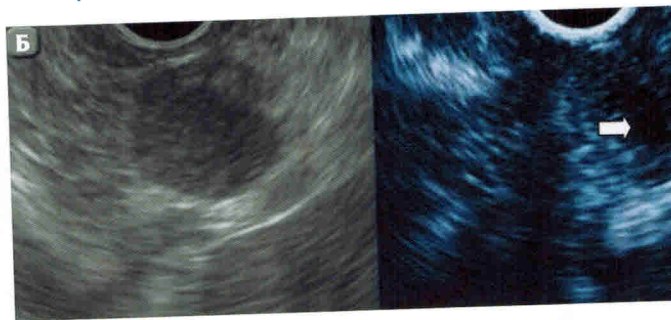
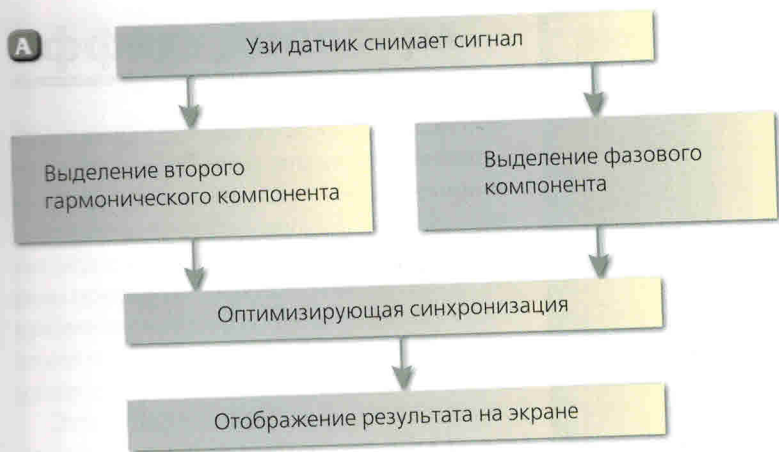


Рис. 2.12. (А) Схема получения гармонических изображений. (Б) Пример использования режима контрастной гармоники. Злокачественный лимфоузел (12 мм) в проекции чревного ствола, поздняя венотромбоз. Слева — ЭУС в В-режиме, справа — ЭУС в режиме контрастной гармоники (в голубой шкале). Метастатически пораженный лимфоузел (указан стрелкой), кровотока в котором отсутствует (рисунок любезно предоставлен Joseph Romagnuolo, MD, Mount Sinai Hospital, США)

енной частотой (так называемую вторую гармонику). Появление таких эхо-сигналов объясняется нелинейными эффектами, сопровождающими распространение ультразвука в биологических тканях.

Полученный сигнал обрабатывается с помощью высокочастотных фильтров, что позволяет получить более качественное и информативное изображение исследуемого органа, периферического сосудистого русла. Использование второй гармоники дает возможность повысить качество изображения при сохранении хорошей проникающей способности сигнала. В этом режиме датчик излучает УЗ-сигналы на низкой частоте, например 2 МГц, а прибор обеспечивает прием эхо-сигналов на частоте 4 МГц.

Трехмерная эндосонография

В основу принципа получения трехмерного изображения при эндосонографии положено поступательное движение радиального датчика внутри мини-зонда и получение последовательности мгновенных радиальных сканов, которые затем преобразуются в трехмерное изображение (рис. 2.13), позволяя врачу нагляднее увидеть формы исследуемого образования (рис. 2.14).

Для трехмерного исследования необходим специальный мини-зонд (рис. 2.15) и привод датчиков с функцией линейного движения этих датчиков.

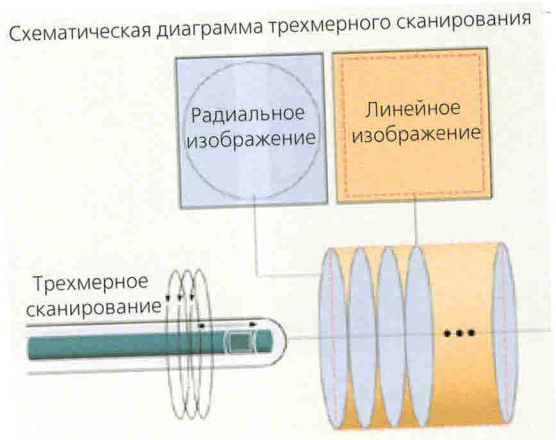


Рис. 2.13. получение трехмерного изображения

Эластография

Известная с 50-х годов XX в. технология эластографии использовалась в традиционных чрескожных УЗИ-исследованиях для выявления тромбозов сосудов.

Метод эластографии основан на внешнем воздействии на исследуемую ткань (давление) и последующем исследовании реакции ткани при снятии нагрузки. На сегодняшний момент эластография широко используется в медицине.

Начиная с 2004 г. эластография применяется в эндосонографии, основываясь на том явлении, что ткани, подвергшиеся фиброзно-склеротическим изменениям и/или пораженные опухолью, постепенно утрачивают эластичность, свойственную неизменным тканям. С помощью специального датчика на исследуемый участок оказывается давление, сжимающее ткань, а специальная программа оценивает деформацию последних и

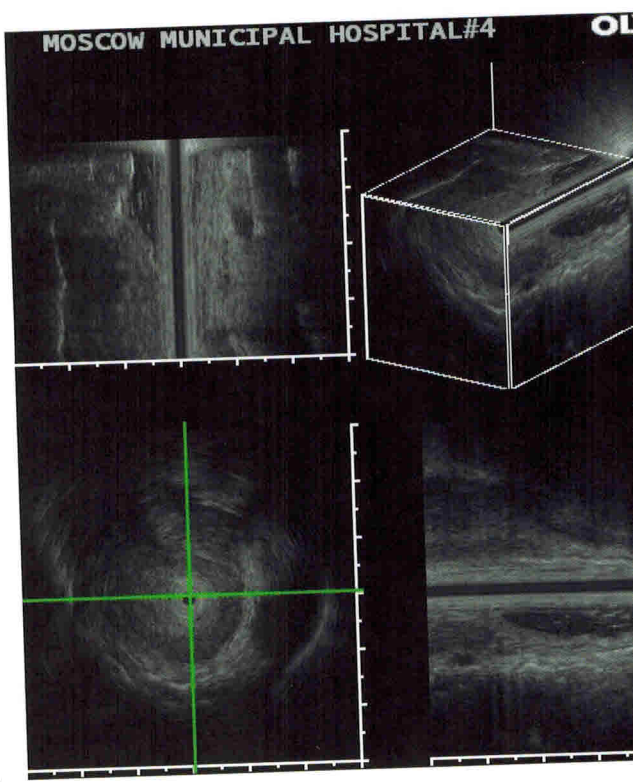


Рис. 2.14. Обычное и преобразованное в трехмерное изображение и того же объекта при исследовании специальным методом (функцией линейного движения датчиков)

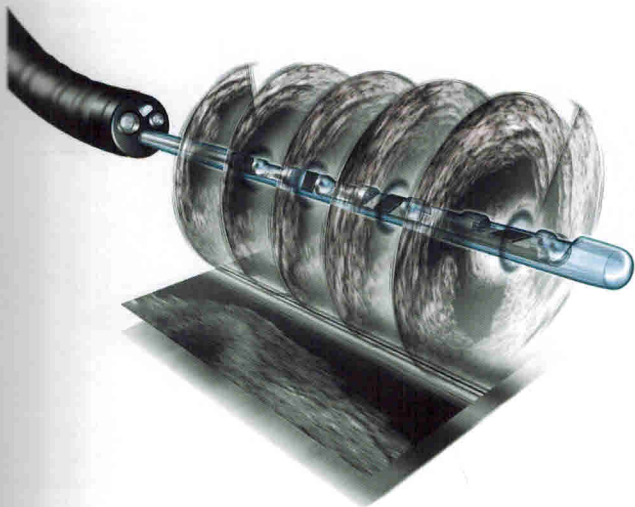


Рис. 2.15. Трехмерный чресканальный УЗ-датчик. Принципиальная схема особенностей радиального сканирования для обеспечения технологического преобразования серии плоских сканов в трехмерное изображение

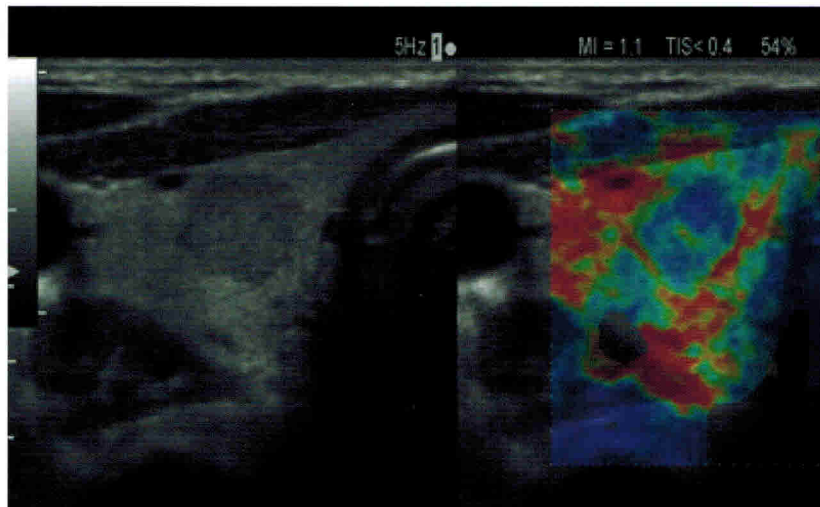


Рис. 2.16. Эластографическое изображение. Ткани с разной ЭУС-эластичностью окрашены в разные цвета

выводит рассчитанные данные на монитор в виде цветовой шкалы (рис. 2.16).

Данные об эластичности ткани исследуемого объекта сравнивают с аналогич-

ными результатами, полученными на соседних участках, которые представляют собой неизменную (здоровую) ткань, либо с ранее рассчитанными референ-

сными значениями и дают относительную оценку, зависящую от силы оказываемого давления и от различий в эластичности сравниваемых участков.

Методы обеспечения контакта датчика и исследуемого органа

В зависимости от поставленных задач при ультразвукографии применяется один из трех методов обеспечения контакта УЗ-датчика с исследуемой поверхностью.

Контактный метод. Обеспечивается прикосновением УЗ-датчика эхоэндоскопа непосредственно к стенке органа (рис. 2.17). Простой метод, не требующий дополнительного оборудования. Используется главным образом для сканирования пери- и параорганных анатомических структур и патологических образований; в большинстве случаев обеспечивает не полный (круговой), а лишь секторальный обзор из зоны соприкосновения датчика с поверхностью слизистой оболочки полого органа.

Баллонный метод. При этом методе дегазированная жидкость нагнетается в эластичный баллон на дистальном конце эндоскопа (рис. 2.18) или чресканально-го датчика. Раздувшийся баллон, заполненный проводящей УЗ-волну средой, обеспечивает плотное прилегание ска-

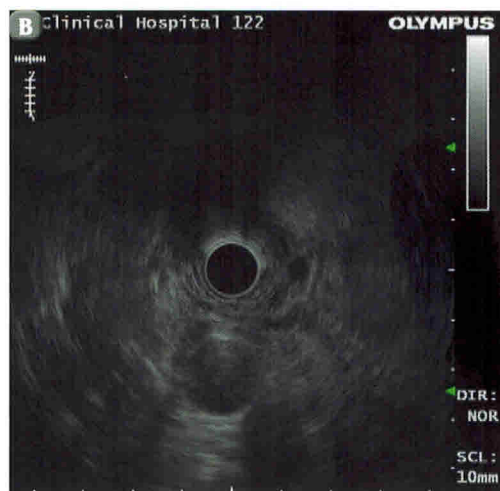
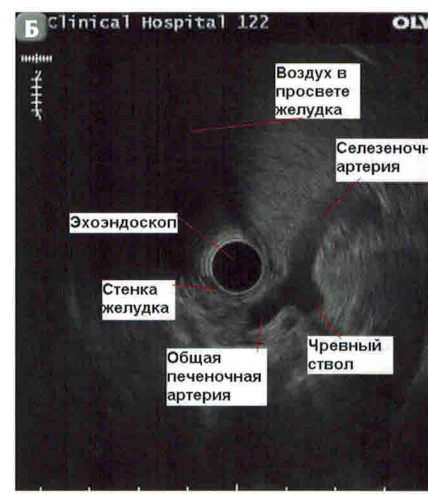


Рис. 2.17. Контактный метод не требует раздувания баллона на дистальном конце эндоскопа и введения жидкости в просвет полого органа:

А-Г – примеры ЭУС-изображений

нирующего устройства к стенкам органа и получение более качественной, а зачастую и более полной, чем при контактном методе, картины. Среди достоинств метода — относительная простота (вода нагнетается с помощью специальной кнопки на рабочей рукоятке эндоскопа или с помощью внешней помпы/шприца через инструментальный канал эндоскопа); недостатки — необходимость выполнения дополнительных манипуляций (снятие баллона, удаление воздуха, удаление баллона) и финансовые расходы на приобретение баллона.

Иммерсионный метод. При этом методе жидкость подается непосредственно в просвет органа с помощью помпы. Поток необходимого объема жидкости позволяет поддерживать ее достаточный уровень в просвете полого органа, обеспечить непрерывный контакт и получение качественного изображения небольших патологических изменений без использования баллона (рис. 2.19). Положительные стороны метода следующие: не требуется принятия дополнительных мер по подготовке к исследованию, нет необходимости приобретения одноразовых баллонов. Недостатки — необходимость постоянного контроля за достаточностью заполнения просвета органа водой, приобретения и использования дополнительного оборудования (помпа, шланги, адаптер инструментального канала).

Для присоединения помпы к инструментальному каналу УЗ-эндоскопа необходим адаптер, позволяющий подавать жидкость одновременно с использованием инструментов, введенных через этот канал в просвет исследуемого органа.

Понимание врачами, занимающимися ЭУС, принципов получения УЗ-изо-

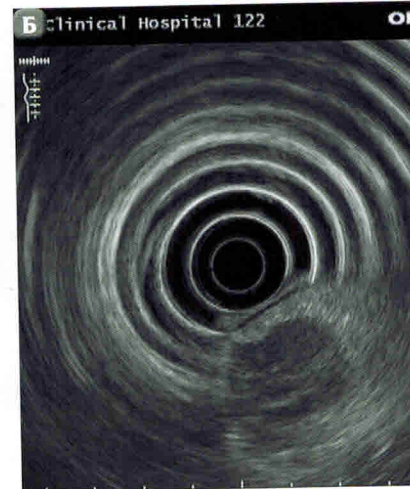
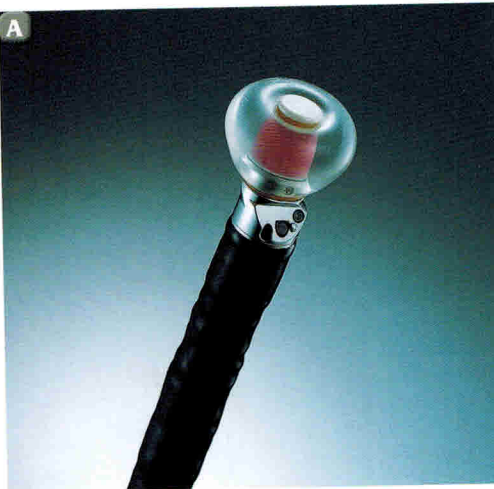
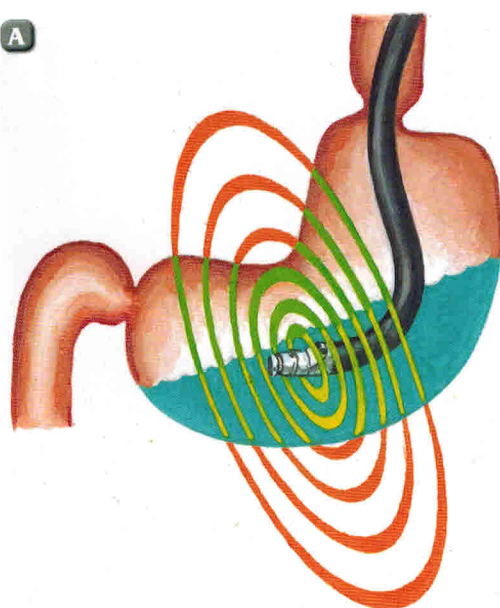


Рис. 2.18. Баллонный метод:

А — заполненный деаэрированной водой баллон, который обеспечивает опосредованный контакт датчика эхоэндоскопа с поверхностью слизистой оболочки полого органа и проведение акустических волн; Б–Г — примеры ЭУС-изображений

бражений исследуемых биологических объектов, физических явлений, которые обеспечивают такую возможность, различных факторов влияния на качество ЭУС-визуализации (ухудшение, улучшение, ослабление, усиление, искажение), а

также умелое использование этих методов в практической работе будут способствовать достижению ими высоких результатов. Это требует специальной подготовки, квалификации, а в целом — столь необходимого профессионального опыта.

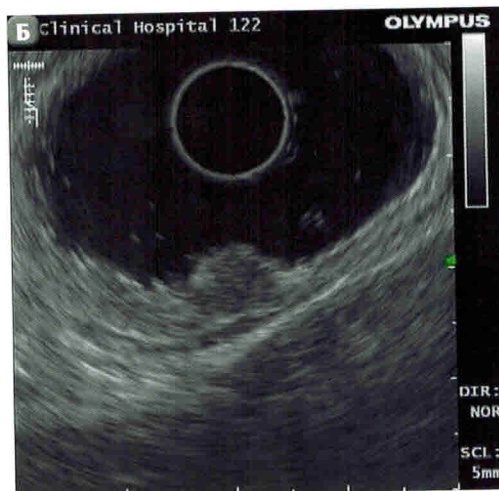


Рис. 2.19. Иммерсионный метод:

А — принципиальная схема; Б, В — примеры ЭУС-изображений

*Достаточно, чтобы слова выражали смысл.
Слово должно быть верным,
действие должно быть решительным.*

Конфуций

*Родство по слову порождает слово,
Родство по крови порождает кровь.*

А.М. Городницкий

7

Международная стандартная терминология для эндоскопической ультрасонографии

Л. Аабакен, Е.Д. Федоров, А.М. Нечипай, С.Ю. Орлов, З.В. В.Г. Неустроев, Е.Г. Солоницын

- Основные ЭУС-термины и их определения
- Основания (показания) для выполнения ЭУС
- ЭУС-анатомия
- Описание ЭУС-исследования
- ЭУС-заключения
- ЭУС-вмешательства
- Нежелательные (побочные) эффекты вмешательств

По мере того как компьютеры становятся, а в большинстве крупных медицинских учреждений уже стали неотъемлемой частью рабочего места врача-эндоскописта, интерес к их использованию для регистрации результатов эндоскопических исследований возрастает. Преимущества компьютеризации совершенно очевидны: создание базы данных возможно; активный поиск структурированной визуальной информации, проведение статистического анализа; снижение трудоемкости в рукописных или печатных протоколах. В мире, в т. ч. в нашей стране создано значительное количество систем регистрации эндоскопических исследований, но, к сожалению, они либо не используют стандартную терминологию, либо используют ее не в полной мере. В результате упускается уникальная возможность получать данные и обмениваться ими между различными центрами. «Больше — искать потерянное слово» (О.Э. Мандельштам).

Основная цель проекта по созданию и внедрению в клиническую практику единой стандартной терминологии (МСТ) — формирование минимального списка терминов, которые могут быть включены в любую компьютерную программу, используемую для записи результатов эндоскопического исследования, в частности ультрасонографии. Таким образом, МСТ предлагается в качестве базового набора терминов, который должен быть включен в любую программную систему по эндоскопии и предназначается как индивидуальным разработчикам, так и крупным производителям программных продуктов.

Основные эндосонографические термины и их определения

Основные термины, используемые для описания результатов ЭУС пищеварительного тракта, а также их определения (табл. 7.1) были систематизированы международной рабочей группой по ЭУС-МСТ пищеварительного тракта под председательством Ларса Аабакена [1] и впервые опубликованы на английском языке в 1998 г. [4], а затем в 2012 г. в последнем издании известной монографии Э. Маржатка и соавт. [3]. В 2008 г. авторское право и ответственность за развитие МСТ гастроинтестинальной эндоскопии, которое принадлежало Европейскому

обществу гастроинтестинальной эндоскопии (ESGE), было официально передано Всемирной эндоскопической организации (WEO; в прошлом — OMED). В том же 2008 г. комитет по документации и стандартизации WEO, возглавляемый Л. Аабакеном, подготовил и опубликовал 3-ю версию МСТ (МСТ 3.0), в которую отдельным полноценным блоком впервые вошла ЭУС-терминология [2]. Этот английский оригинал стандартной ЭУС-терминологии, который находится в свободном доступе на сайте WEO (<http://www.worldendo.org>), с любезно-

го разрешения председателя комитета Л. Аабакена был взят за основу вода и впервые публикуется на русском языке (см. табл. 7.2–7.11). В процессе работы над переводом ЭУС-терминологии происходил в тесном сотрудничестве между соавторами данной «ЭУСбуки» — членами российской рабочей группы по ЭУС-МСТ и Л. Аабакеном. Были внесены не принципиальные изменения и дополнительные разъяснения только в русский перевод, но и в этот вариант следующей версии английского оригинала МСТ.

Таблица 7.1. Основные термины, используемые для описания результатов эндоскопической ультрасонографии и их определения

1	Общие ЭУС-термины	Определение
1.1	Эхо (эхо-сигнал)	Акустический сигнал, принятый от звукоотражающих объектов или зеркально отражающей поверхности
1.2	Эхоструктура	Пятнистое (спекл-) изображение сканируемого участка исследуемого организма. <i>Получаемое эхо-изображение в первую очередь зависит от частоты УЗ-датчика (излучателя) и характеристик луча, во вторую — от строения звукоотражающих тканей</i>
1.3	Поражение	Любая патологическая структура организма, выявленная при ЭУС-исследовании
1.4	Артефакт	Эхо-сигнал, присутствующий либо отсутствующий на сонограмме, который не соответствует реально существующему либо реально отсутствующему объекту исследования. <i>Примерами таких артефактов служат реверберации (многократное и расплывчатое переотражение эхо-сигнала) и затенение (эхо-экранирование)</i>

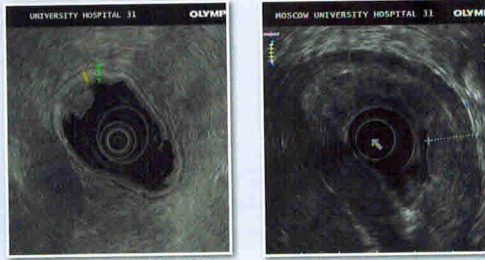
2 Поражения

2.1 Объемное образование



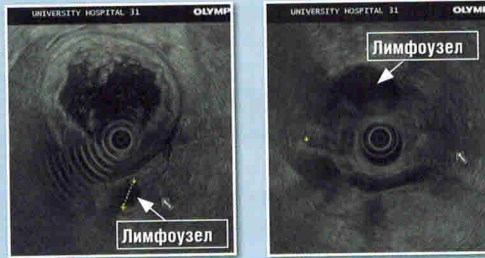
Объемное, как правило тканевое, патологическое эхоструктурное поражение. Образование может содержать кистозные включения

2.2 Утолщение стенки



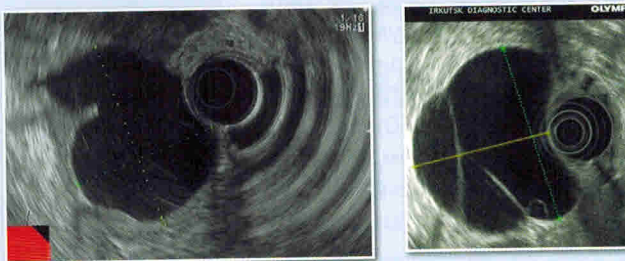
Увеличение поперечного сечения одного или нескольких слоев стенки ЖКТ

2.3 Лимфоузел



Экстрамуральное (внестеночное) анатомическое образование, которое не является органом. Распознавание лимфоузлов основано на их форме, характере границ, эхогенности (способности к отражению УЗ-сигнала) и расположении

2.4 Киста



Патологическая круглая или овальная анэхогенная структура. Кисты могут содержать эхогенные перегородки или эхогенное содержимое. Позади кисты часто наблюдается периферическое усиление эхо-сигнала

2.5 Стриктура



Патологическое сужение трубчатого органа или сфинктера

2.6 Варикозное расширение сосуда



Патологическая извитая анэхогенная расширенная структура, предположительно сосуд, расположенная подслизистом (третьем) эхослое стенки ЖКТ

2.7 Коллатеральная вена



Патологическая извитая анэхогенная расширенная структура, расположенная за пределами (снаружи) стенки ЖКТ

2.8 Выпот

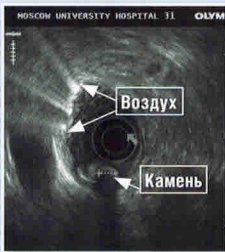
Анэхогенное объемное расширение естественной полости организма. В зависимости от локализации выпот называют перикардиальным, плевральным или перитонеальным

2.9 Асцит



Выпот в брюшной полости
Синоним: перитонеальный выпот

2.10 Обызвествление (кальцификация)



Гиперэхогенное поражение с акустической тенью, расположенное в паренхиматозном органе, объем образования или лимфоузле.
Воздух в кишечнике может имитировать обызвествление. Но при этом не всегда определяется акустическая тень.

2.11 Камень



Гиперэхогенное поражение с акустической тенью, расположенное в протоке (протоках) или желчном пузыре.
Как правило, лишь гиперэхогенная проксимальная порция поражения выглядит экзогенной.

2.12 Желчный (билиарный) сладж



Эзогенное содержимое, не дающее акустической тени, расположенное в просвете желчного пузыря или желчного протока.
Может наблюдаться соответствующее расслоение.

2.13 Свищ (фистула)



Патологическая трубчатая структура, имеющая как минимум два устья и проходящая, как правило, через стенку ЖКТ.
Обычно идентифицируется по наличию воздуха.

3 Слои стенки ЖКТ

3.1 Слизистая оболочка

3.2 Мышечная пластинка слизистой оболочки

Описание слоев стенки ЖКТ дано по результатам исследования УЗ-приборами с частотой сканирования 7,5 или 12 МГц, без сдавливания самой стенки. При полном соответствии УЗ-слоев и гистологических структур не прослеживается.

При исследовании ЖКТ — два ближайших к ЭУС-датчика слоя (1-й гиперэхогенный и 2-й гипозоногенный). Часть 2-го гипозоногенного слоя, непосредственно прилегающая к 3-му гиперэхогенному слою.
Как правило, мышечная пластинка на эхограмме не выделяется как самостоятельный УЗ-слой. Ее можно увидеть лишь в том случае, если мышечная пластинка гипертрофирована и превышает по толщине длину волны УЗ-луча либо при использовании высококачественных датчиков.