

Э.Чех
Л.Палезж
О.Тараба

Ультразвуковая диагностика в акушерстве и гинекологии



E. Čech, L. Papež, O. Taraba

Ultrazvuková diagnostika v porodnictví a gynekologii

akusher-lib.ru

Avicenum
zdravotnické
nakladatelství
Praha, 1974

Э.Чех, Л.Папеж, О.Тараба

Ультразвуковая диагностика в акушерстве и гинекологии

*Перевод с чешского
А. А. ЛОСЕВОЙ и В. К. СОУКУПОВОЙ*

*Под ред. кандидата медицинских наук
С. А. БАЛБЕРА*



Москва «Медицина» 1979

ОГЛАВЛЕНИЕ

ПРЕДИСЛОВИЕ К РУССКОМУ ИЗДАНИЮ	
ПРЕДИСЛОВИЕ	11
1. ВВЕДЕНИЕ	13
2. ВОЗНИКНОВЕНИЕ И РАЗВИТИЕ МЕТОДА	15
2.1. Основные открытия	15
2.2. Ультразвук в медицине	16
2.3. Ультразвук в акушерстве и гинекологии	18
2.4. Ультразвуковая диагностика в акушерстве и гинекологии в Чехословакии	20
3. ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ УЛЬТРААКУСТИКИ	21
3.1. Ультразвук	21
3.2. Виды волн	22
3.3. Акустическое давление	23
3.4. Интенсивность волн	24
3.5. Отражение и преломление волн	25
3.6. Фокусирование ультразвуковых волн	27
3.7. Скорость распространения ультразвуковых волн	28
3.8. Поглощение ультразвука	30
3.9. Излучение преобразователя	32
3.10. Эффект Доплера	37
4. ГЕНЕРИРОВАНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ВОЛН	40
4.1. Пьезоэлектрический преобразователь	40
5. ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ПОЛУЧЕНИЯ И РЕГИСТРАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЯ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ	45
5.1. Метод прозвучивания	45
5.2. Метод отражения (импульсный эхо-метод)	46
5.2.1. А-метод (A-mode)	46
5.2.2. Б-метод (B-mode)	47
5.2.3. ТМ-метод (Time-motion mode)	48
5.2.4. Диагностические приборы	49
5.2.5. Способы документирования результатов	58
5.3. Метод, основанный на эффекте Доплера	60
6. ДЕЙСТВИЕ УЛЬТРАЗВУКА	62
6.1. Физико-химическое действие ультразвука	62
6.1.1. Кавитация	62
6.1.2. Тепловое действие ультразвука	63
6.1.3. Химическое действие ультразвука	63
6.2. Безопасность исследования ультразвуком	64
6.2.1. Действие ультразвуковых волн терапевтической и высокой интенсивности	64
6.2.2. Влияние ультразвуковых волн диагностической интенсивности	66
7. ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ В МЕДИЦИНЕ В НАСТОЯЩЕЕ ВРЕМЯ И ПЕРСПЕКТИВЫ ЕЕ ТЕХНИЧЕСКОГО РАЗВИТИЯ	71
7.1. Ультразвуковая диагностика в медицине	71
7.2. Перспективы технического развития ультразвуковой диагностики	71
7.2.1. Голография	71
7.2.2. Метод фон Арденна	73

7.2.3. Комплексная регистрация динамических процессов	73
7.2.4. Метод цветного изображения	75
7.2.5. Передача ультразвуковой информации на расстояние	75
7.2.6. Система получения изображения с градуированной чувствительностью (Gray Scale — серая шкала)	76
8. ОБЩИЕ ПРИНЦИПЫ ИССЛЕДОВАНИЯ УЛЬТРАЗВУКОМ	77
8.1. Помещение для исследования	77
8.2. Организация исследования	77
8.3. Документация	77
8.4. Положение женщины при исследовании	78
8.5. Вещества, применяемые для акустического контакта	78
8.6. Исследуемые плоскости и их обозначение	79
8.7. Предварительная настройка регулируемых элементов прибора при исследовании	80
8.8. Масштаб изображения	81
8.9. Анализ результатов исследования	81
9. ДИАГНОСТИКА С ПОМОЩЬЮ ПРИБОРОВ, РАБОТАЮЩИХ НА ОСНОВЕ ЭФФЕКТА ДОППЛЕРА	83
9.1. Техника исследования	88
9.2. Клиническое применение	88
9.2.1. Диагностика живого плода	88
9.2.2. Регистрация сердечной деятельности плода в ранние сроки беременности	89
9.2.3. Движение плода	90
9.2.4. Локализация плаценты	91
9.2.5. Многоплодная беременность	93
9.2.6. Пуговина	93
9.2.7. Наблюдение за плодом с помощью монитора	94
9.2.8. Диагностика воспаления вен нижних конечностей	96
10. ДИАГНОСТИКА В РАННЕМ ПЕРИОДЕ БЕРЕМЕННОСТИ	98
10.1. Физиологическая беременность	98
10.1.1. Диагностика маточной беременности	98
10.1.2. Определение развития беременности	100
10.1.3. Документирование проявлений жизни плода	101
10.2. Патологическая беременность	103
10.2.1. Угрожающий аборт	104
10.2.2. Абортивное яйцо	104
10.2.3. Отмирающее плодное яйцо	104
10.2.4. Несостоявшийся аборт (Missed abortion)	105
10.2.5. Неполный аборт	106
10.2.6. Полный аборт	106
11. ВНЕМАТОЧНАЯ БЕРЕМЕННОСТЬ	114
12. ПУЗЫРНЫЙ ЗАНОС	119
12.1. Пузырный занос в одномерном изображении	120
12.2. Пузырный занос в двумерном изображении	120
12.3. Частичный пузырный занос	121
12.4. Хорионэпителиома	122
12.5. Дифференциальная диагностика пузырного заноса	122
13. РАСПОЛОЖЕНИЕ ПЛОДА	129
13.1. Положение плода	130
13.1.1. Продольное положение, головное предлежание	130
13.1.2. Продольное положение, тазовое предлежание	130
13.1.3. Поперечное положение	131
13.1.4. Косое положение	131
13.2. Позиция плода	131
13.3. Расположение частей плода	131
13.4. Предлежание плода	131
13.5. Изменение положения и позиции плода	135

14. БИОМЕТРИЯ ПЛОДА	136
14.1. Принципы измерения ультразвуком	137
14.2. Способы измерения	137
14.2.1. Измерение на осциллоскопе	137
14.2.2. Электронный способ измерения	138
14.2.3. Прямые цифровые измерения	138
14.3. Измерение бипариетального размера головки плода	138
14.3.1. Методы измерения	139
14.3.2. Центральное отражение	141
14.3.3. Оценка точности определения бипариетального размера	142
14.3.4. Увеличение бипариетального размера во время беременности	142
14.3.5. Определение массы плода	144
14.3.6. Прогностическое значение бипариетального размера	146
14.4. Лобно-затылочный размер	147
14.5. Грудная клетка и туловище	147
14.6. Определение длины плода	148
14.7. Показания к биометрическому исследованию плода	149
15. СООТНОШЕНИЯ МЕЖДУ РАЗМЕРОМ ГОЛОВКИ ПЛОДА И РАЗМЕРОМ ТАЗА БЕРЕМЕННОЙ	152
15.1. Определение размеров таза	152
15.1.1. Измерение по одномерному изображению	153
15.1.2. Измерение по двумерному изображению	153
15.2. Стояние головки относительно таза	154
15.2.1. Высокое первичное стояние	155
15.2.2. Разгибательное положение	155
16. МНОГОПЛОДНАЯ БЕРЕМЕННОСТЬ	163
16.1. Диагностика многоплодной беременности	164
16.2. Наблюдение за ростом плодов	165
16.3. Определение расположения плодов	165
16.4. Обнаружение плаценты	166
16.5. Дифференциально-диагностические ситуации	166
17. ПОЛУЧЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ ПЛАЦЕНТЫ	175
17.1. Одномерное изображение плаценты	176
17.2. Двумерное изображение плаценты	176
17.3. Исследование приборами, работающими на основе эффекта Доплера	178
17.4. Основные показания к ультразвуковой плацентографии	178
17.4.1. Кровотечение при беременности	178
17.4.2. Амниоцентез	179
17.4.3. Измерение плаценты	179
18. ДИАГНОСТИКА МЕРТВОГО ПЛОДА	188
19. АНОМАЛИИ ПЛОДА	200
19.1. Анэнцефалия	200
19.2. Гидроцефалия	202
19.3. Микроцефалия	202
19.4. Менингомиелоцеле	202
20. МНОГОВОДНАЯ БЕРЕМЕННОСТЬ	208
21. ОПУХОЛИ ГЕНИТАЛИЙ	216
21.1. Физикальные условия для ультразвукового исследования	217
21.2. Определение локализации и величины патологического образования	217
21.3. Определение консистенции образования	217
22. ДИАГНОСТИКА ОПУХОЛЕЙ МАТКИ И ЯИЧНИКОВ	219
22.1. Миомы матки	219
22.2. Опухоли яичников	219
22.2.1. Кистозные образования	220

22.2.2. Опухоли со смешанной внутренней структурой	228
22.2.3. Сплошные опухоли	228
23. ОПУХОЛИ МАЛОГО ТАЗА И ИХ ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНАЯ ДИАГНОСТИКА	229
23.1. Основные различия между миомой и кистозным образованием	229
23.2. Дифференциальная диагностика опухолей гениталий	229
23.2.1. Воспалительные заболевания придатков матки	229
23.2.2. Эндометриондная киста	230
23.3. Опухоли при беременности	230
23.3.1. Беременность в миоматозной матке	230
23.3.2. Опухоли яичников при беременности	234
24. ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫЕ ОПУХОЛИ	235
25. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВНУТРИМАТОЧНЫХ СРЕДСТВ	243
26. ИССЛЕДОВАНИЕ МОЛОЧНЫХ ЖЕЛЕЗ	247
27. УЛЬТРАЗВУКОВОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ПОЧЕК	252
27.1. Определение расположения и размера почек	253
27.2. Диагностика патологических изменений почек	253
28. РАЗНОЕ	258
29. ЗАКЛЮЧЕНИЕ	266
ЛИТЕРАТУРА	269

Предисловие к русскому изданию

В практике акушера-гинеколога нередко наблюдаются такие ситуации, когда данные общеклинического исследования недостаточны для уточнения диагноза и выбора адекватной тактики лечения. В таких случаях, как известно, дополнительную информацию получают при обследовании женщины с помощью различных инструментальных методов. Среди них, особенно при гинекологических заболеваниях, используют чаще всего рентгенографию области таза, метросальпингографию, пневмогистерографию и др. В акушерской практике до недавнего времени при строго определенных показаниях применяли также рентгенологический метод.

Возможность использовать ультразвук для получения изображения внутренних гениталий и плода позволила ограничить показания к их рентгенологическому исследованию. Ультразвук диагностической интенсивности, как принято в настоящее время считать, не оказывает неблагоприятного влияния на организм, и поэтому его можно многократно использовать при необходимости наблюдения в динамике.

Применение эхологического исследования открыло новые перспективы значительного улучшения диагностики в акушерстве. В настоящее время стали возможными определение беременности в ранние сроки, положения плода, наблюдение за его развитием с помощью измерительных критериев, выявление на ранних фазах беременности патологических изменений у плода и нарушений нормального течения беременности, уточнение места прикрепления плаценты и др. Ультразвуковой метод широко используют и для определения сердечной деятельности плода.

Ультразвуковой метод успешно применяется и при гинекологических заболеваниях. Так, например, с помощью ультразвука можно дифференцировать кисту яичника от солидной опухоли надежнее, чем при рентгенологическом исследовании.

В настоящее время отечественной промышленностью производятся различные модели ультразвуковых диагностических аппаратов, в том числе недавно разработанный томограф со сложным сканированием. Можно не сомневаться в том, что они найдут применение прежде всего в акушерской и гинекологической клиниках, а также в амбулаторной практике — в женских консультациях.

Указанные обстоятельства дают основание считать своевременной публикацию перевода оригинальной монографии чехословацких авторов Е. Чеха, Л. Папежа, О. Тараба «Ультразвуковая диагностика в акушерстве и гинекологии», подготовленного издательством «Медицина». В этой книге обстоятельно изложены не только физико-технические и методические основы эхологического исследования, но, что особенно важно, убедительно показан опыт успешного использования диагностических возможностей этого метода. В ней приведены многочисленные иллюстрации — атлас эхотомограмм, характерных для различных вариантов нормы и патологических состояний.

Можно надеяться, что этот первый перевод зарубежного издания по ультразвуковой диагностике будет с интересом встречен читателями.

Москва. Май 1978 г.

С. А. Бальтер

От авторов

Исследовательский метод должен отвечать классическим требованиям «tuto, cito, iucunde». Опыт повседневной клинической работы убедил нас в том, что ультразвуковая диагностика в акушерстве и гинекологии не только отвечает этим требованиям, но имеет еще ряд дополнительных преимуществ.

Систематическое использование в акушерстве и гинекологии диагностических возможностей ультразвукового метода позволило нам постепенно приобрести значительный опыт. Полученные убедительные результаты комплексно обработаны, и мы надеемся, что эта книга будет содействовать пропаганде метода, станет необходимым путеводителем и действенным помощником всем, кто начнет применять ультразвуковое исследование для диагностики.

Мы благодарны сотрудникам 1-й гинекологической и акушерской клиники г. Праги, особенно доценту д-ру Б. Српу, за помощь при обеспечении приборами и в работе. Мы также признательны д-ру И. Карасковой, ассистенту д-ру Ф. Жаку, с которыми сотрудничали, и всему коллективу клиники за содействие и проявленный интерес к ультразвуковому методу.

Выражаем благодарность также товарищам В. Клемеру, сделавшему фотокопии, В. Шебику, выполнившему схемы к эхотомограммам, З. Бартовой и М. Пабоучковой за остальные чертежи и Х. Любомирской за помощь в работе над рукописью.

Также благодарим рецензента кандидата мед. наук д-ра М. Киттриха за деловые замечания.

Авторы

Прага, лето 1973 г.

1. Введение

Развитие медицинской диагностики всегда связано с прогрессом в смежных научных дисциплинах. Результаты одних открытий быстро начинают применять в медицине, результаты других — значительно медленнее. Примером такого различия во времени внедрения в медицинскую практику двух диагностических методов могут служить рентгенологический и ультразвуковой.

Так, вскоре после открытия рентгеновских лучей в конце прошлого столетия рентгенологический метод стал основным во многих областях медицинской диагностики. Ультразвук же начали использовать на столетия позднее, хотя первые физические исследования были известны уже за 15 лет до открытия рентгеновских лучей.

Такая ситуация сложилась в основном потому, что вначале ультразвук применяли преимущественно в технических областях, поскольку по параметрам приборы были непригодны для использования в медицине.

В акушерстве и гинекологии ультразвук начали применять лишь в последние десятилетия, т. е. гораздо позднее, чем в неврологии, офтальмологии и др. Его использование в акушерской практике стало возможно после того, как выяснилось, что метод безопасен. Затем были разработаны соответствующие аппараты.

С помощью одномерного метода (А-метод), заимствованного из промышленной дефектоскопии, сначала проводили лишь измерения. Развитием ультразвуковой диагностики в акушерстве и гинекологии способствовала разработка двумерного метода (В-метод) исследования. Используя его, получают изображение, по которому можно определить топографические соотношения тканевых структур и органов. Большой вклад в диагностику при беременности внесли методы исследования с помощью приборов, работающих на принципе Доплера. Этими технически несложными приборами надежно регистрируют сердечную деятельность плода и в ранние сроки беременности.

Проблемой применения ультразвукового исследования в гинекологической и акушерской практике мы занимаемся со второй половины 60-х годов. В связи с этим нами произведен ряд экспериментальных исследований. В то время, однако, были выбраны трудные области — патологические изменения органов малого таза и молочной железы. Кроме того, работа проводилась на аппарате, который больше соответствовал техническим, нежели медицинским, требованиям. Результаты этих одномерных исследований были малоубедительны, их трудно было интерпретировать. Несмотря на это, накопленный опыт и сообщения в научной литературе убедили нас в преимуществах метода, а также подтвердили нашу точку зрения, что с помощью ультразвука можно выявить патологические изменения, с трудом поддающиеся диагностике другими способами. Мы убедились еще и в том, что этот метод, сложный в техническом отношении, может быть в полной мере использован только при сотрудничестве

врача с инженером и физиком. Поэтому в последующие годы, имея уже современный диагностический аппарат, мы систематически придерживались этого принципа. Ультразвуковое исследование не оказывает отрицательного влияния на исследуемую, не вызывает болевых ощущений и неинвазивно. Безопасность ультразвукового метода позволяет повторять исследование по мере необходимости.

Вышеприведенные преимущества ультразвукового исследования позволяют расширить показания для его использования в гинекологии и особенно в акушерстве. С помощью ультразвука можно получить изображение границащих поверхностей тканей и органов в анатомических областях, недоступных для осмотра и пальпации. Кроме того, эхологический метод имеет ряд достоинств по сравнению с другими способами получения изображения. Однако он полностью не заменяет, а в акушерской и гинекологической практике лишь дополняет их.

Обычно каждый новый диагностический метод встречают с энтузиазмом, приводящим к переоценке его возможностей. Поэтому, если на ультразвуковой метод возлагают большие надежды и хотят, чтобы они оправдались, необходимо придерживаться определенных принципов. Только при обоснованных показаниях к эхологическому исследованию, его правильном техническом выполнении и тщательной обработке полученных данных можно успешно использовать этот метод в клинической практике.

2. Возникновение и развитие метода

2.1. ОСНОВНЫЕ ОТКРЫТИЯ

О существовании звуковых волн, неслышимых человеческим ухом, было известно уже сравнительно давно. В 1794 г. итальянский ученый Lazzaro Spallanzani в книге «Opus coli di fisica» приводит теоретическое предположение, объясняющее способность летучих мышей летать в темноте под куполами церквей, не наталкиваясь на препятствия. По мнению ученого, указанная способность зависит не от зрения, а связана с тем, что летучие мыши воспринимают звуковые вибрации, которые человек не слышит. Спустя 250 лет эту гениальную догадку своими исследованиями на летучих мышах подтвердили Galambos (1942) и Griffin (1944).

Важное открытие сделал в 1880 г. Galton. Он сконструировал дудку со звуковой частотой 40 кГц. Эту частоту звука слышали собаки, но не слышал человек, так как его ухо воспринимает звуки с частотой менее 16 кГц. В том же году братья Pierre и Jacques Curie открыли и описали пьезоэлектрическое явление, т. е. возникновение свободного заряда на поверхности некоторых кристаллов при их механической деформации. Это замечательное открытие было годом позднее теоретически обосновано Lippmann (1881). Им обнаружено не прямое пьезоэлектрическое явление: кристалл, к поверхности которого подводится электрический заряд, деформируется. Так была создана основа для разработки аппаратов, которыми генерируются ультразвуковые волны более высокой частоты.

В последующие 30 лет, однако, этому открытию уделялось мало внимания. Только в 1912 г. Richardson (цит. по Bergmann, 1954) после известной катастрофы «Титаника» получил патент на предохранительное устройство, сигнализирующее с помощью ультразвука о свободно плавающих айсбергах. В период первой мировой войны на основе работ Chiklowského и Langevin (1916) (цит. по Bergmann, 1954) ультразвук применили в детекторах, которые английское и французское адмиралтейства использовали под названием ASDIC (the Anti Submarine Detection and Investigation Committee) в борьбе против немецких подводных лодок. Это изобретение в значительной мере способствовало дальнейшему использованию ультразвука в различных направлениях в ряде стран в период между двумя мировыми войнами. Оно стало основой для разработки эхолота-сигнализатора передвижения рыб (Fischlupe), а также морских предохранительных и коммуникационных устройств под названием SONAR (Sound Navigation And Ranging).

Прогресс в использовании ультразвука связан с результатами исследований советского ученого Соколова (1929), основоположника ультразвуковой дефектоскопии в промышленности. Сначала им был разработан (теневой) трансмиссионный метод прозвучивания, а в 1943 г. импульсивный, так называемый эхо-метод. Его работы имеют большое теоретическое и практическое значение. Следующее новшество в развитие ультразвуковых исследований внес Firestone (1940; цит. по Schiefer, Kazner, 1967): им был изобретен рефлексоскоп; иногда ошибочно счита-

ют, что ему принадлежит приоритет в дефектоскопии. Разработка различных типов аппаратов (Siemens, Krautkrämer и др.) способствовала широкому внедрению ультразвукового метода исследования в промышленности. Эти аппараты стали образцами, которые пытались применить для решения задач, выдвинутых медицинской практикой.

2.2. УЛЬТРАЗВУК В МЕДИЦИНЕ

В начале ультразвук применялся в медицине преимущественно для терапии. Производство терапевтических аппаратов относительно несложно, поскольку для этого необходимы сравнительно простые генераторы ультразвука. Большая заслуга в развитии терапии ультразвуком принадлежит прежде всего Pohlmann (1939, 1951). Им изучено также биологическое влияние ультразвука средней и высокой интенсивности.

Сложные аппараты и, следовательно, диагностические методы разрабатывались медленно.

Первым начал подробно изучать возможности ультразвуковой диагностики в клинических условиях венский невропатолог Dussik (1942). После 5 лет работы он опубликовал сообщение о непрерывном прозвучивании головы — так называемом методе гиперфонографии. Этот метод предназначался первоначально для получения изображения желудочков мозга. Несмотря на первые успехи при гиперфонографии (Dussik, 1948; Ballantine et al., 1950; Hütter, Bolt, 1951), позднее метод был подвергнут критическому анализу Güttner (1952), Ballantine и соавт. (1954), и ввиду невозможности точно интерпретировать результаты невропатологи постепенно отказались от этого метода. Denier (1946) пытался получить ультразвуковым методом изображение сердца, печени и селезенки. Keidl (1950) исследовал объем сердечной мышцы при ее сокращениях, используя ультразвуковые датчики с частотой 60 кГц. Он измерял поглощение ультразвука в сердечной мышце и в легочной ткани. Однако им не была получена убедительные результаты при исследованиях миокарда.

Большое значение для диагностики имела разработка импульсного эхо-метода с получением одномерного изображения (А-метод). Об этой возможности впервые сообщили Gohr и Wederkind (1940), однако практически ее использовали позднее Ludwig и Strutners (1950). С помощью ультразвукового метода они выявляли камни в желчном пузыре и инородные тела, вшитые в мышечную ткань собак. Эти авторы сделали также предположение, что с помощью ультразвука можно обнаружить опухоли. Исследование ультразвуком биопсийного материала, полученного из опухоли желудка, произвел Wild (1950). Wild и Reid (1952) провели одномерное исследование (А-метод) молочных желез у 21 женщины и установили, что опухолевая ткань отражает ультразвук больше, чем здоровая.

Затем одномерный метод эхологического исследования начали применять для диагностики в различных разделах клинической медицины. Edler и Hertz (1954) считаются основоположниками метода эхокардиографии. Позднее этот метод широко применял Edler (1961). Leksell (1955) разработал основы эхоэнцефалографии. Он показал значение эхоэнцефалографии для неврологической диагностики и отстаивал необходимость его использования несмотря на то, что американская комиссия, которой было поручено вести изучение этого вопроса, заняла резко отрицательную позицию (White, 1970). Первыми использовали одномерный ультразвуковой метод (А-метод) в офтальмологии Mundt и Hughes (1956),

а позднее — Oksala и Lehtinen (1957). В результате улучшилась диагностика опухолей глаза и орбиты, инородных тел в глазу, отслойки сетчатой оболочки, трещин роговой оболочки и др. Большой вклад в эту область ультразвуковой диагностики внесен работами специалистов из офтальмологической школы Брно Vanýsek et al., 1955).

Крупным достижением в развитии ультразвуковой диагностики стала разработка двумерного способа получения изображения (Б-метод). Впервые его применили в клинических условиях независимо друг от друга Howry и Bliss, Wild и Reid. Последними двумя авторами в 1956 г. опубликованы работы по ультразвуковой диагностике опухолей молочной железы. Из 27 больных с опухолями молочной железы у 26 ими был установлен правильный диагноз. Развитие этого диагностического метода успешно продолжили японские исследователи: Hayaschi и соавт. (1961) и Kikuchi и соавт. (1957). Ими разработана специальная методика эхологического исследования молочных желез.

Первые сообщения об использовании двумерного метода (Б-метод) в офтальмологии принадлежат Baum и Greenwood (1958), а в неврологии — De Vlieger (1963). Holmes и Howry (1963), Holmes (1966), Evans и соавт. (1966) получили эхомографическое изображение печени, селезенки и почек. Beck (1957) с помощью специально сконструированного прибора получил ультразвуковое изображение костей верхней конечности.

В медицинской практике приборы, в которых используется эффект Допплера, начали применять несколько позднее, несмотря на то, что их конструкция значительно проще, чем аппаратов для одно- и двумерного исследования. Впервые их описали и указали на возможность применения в клинической практике Satomura (1956, 1957), а также Yoschidou и соавт. (1961). Ранее Kalmus (1954) сконструировал по этому принципу реометр. Franklin и соавт. (1959) измеряли этим методом кровотока в аорте собак. Этой проблемой в эксперименте и в клинике занимались Rushmer и соавт. (1967).

Ультразвуковой диагностикой в широком масштабе постепенно заинтересовались врачи специализированных учреждений, на базе которых впоследствии были созданы самостоятельные исследовательские и диагностические центры. Самые известные среди них — Ultrasonic Visualisation в Денвере, Commonwealth Acoustic Laboratories в Сиднее, Ultralydlaboratoriet в Копенгагене, Ultraschall-Diagnostikzentrum в Вене и др.

О важности ультразвуковой диагностики свидетельствуют и крупные международные встречи специалистов. Инициатива в этом была проявлена прежде всего со стороны офтальмологов. В Берлине в 1964 г. ими был организован Первый международный симпозиум — SIDUO I (Symposium internationale de diagnostica ultrasonica in ophthalmologia), а SIDUO II был создан в 1967 г. в Брно. Следующие офтальмологические симпозиумы проходили каждые два года — в 1969 г. в Вене, в 1971 г. в Париже, в 1973 г. в Генте. Со временем SIDUO превратился в организационный центр (Societas internationalis de diagnostica ultrasonica in ophthalmologia).

Общие проблемы физики ультразвука, конструирования аппаратов, выработка основных принципов и методов исследования обусловили необходимость встреч различных специалистов из разных стран. В 1965 г. в Питтсбурге (США) состоялась международная междисциплинарная конференция по вопросам использования ультразвука в диагностике. В конце 60-х годов основной организацией, направляющей дальнейшее развитие, стала Всемирная федерация по применению ультразвука в ме-

дицине и биологии (The World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology). В 1969 г. эта федерация организовала Первый международный конгресс по вопросам ультразвуковой диагностики в Вене (одновременно проходили заседания SIDUO III). На этом конгрессе с докладами выступили и чехословацкие ученые. В работах, представленных на конгрессе, были показаны огромные диагностические возможности ультразвука и подтверждена необходимость междисциплинарного развития метода. В 1972 г. в Базеле была учреждена Европейская федерация (The European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology), в которой социалистические страны представлены ГДР и Венгрией. В том же году советские специалисты по ультразвуковой диагностике встретились в Ростове-на-Дону на Всесоюзной конференции, положившей начало междисциплинарному организационному объединению. В 1973 г. состоялся Второй международный конгресс в Роттердаме, который стал смотром новейших достижений в ультразвуковой диагностике. На этом конгрессе был представлен ряд технических новинок и физические сведения об ультраакусте, а также решен вопрос о безопасности исследования ультразвуком.

С накоплением опыта по ультразвуковой диагностике постепенно стало увеличиваться число научных статей в различных журналах по отдельным дисциплинам. Затем работы по использованию ультразвука начали публиковать в специальных периодических изданиях. Так, в 1963 г. в Англии началось издание технического журнала «Ultrasonics», в котором имеются статьи и по медицинской тематике. Такие же публикации содержатся и в «Journal of the Acoustical Society of America» и частично в «Bio-Medical Engineering». В советском журнале «Биофизика» публикуются преимущественно фундаментальные теоретические и экспериментальные работы по вопросам воздействия ультразвука на живые ткани. Клиническим работам в области ультразвуковой диагностики уже давно уделяют большое внимание некоторые радиологические журналы («Radiology», «American Journal of Roentgenology», «British Journal of Radiology»). В последнем из указанных журналов был также опубликован ряд фундаментальных работ, касающихся вопроса безопасности исследования ультразвуком. Широкое распространение метода и его важное значение для практики были главными причинами появления журналов по проблемам ультразвуковой диагностики. С 1973 г. в США выходит «Journal of Clinical Ultrasound» (ред. Holmes). В том же году в Англии началось издание журнала «Ultrasound in Medicine and Biology» (ред. White и De Vlieger), ставшего официальным печатным органом Международной федерации.

2.3. УЛЬТРАЗВУК В АКУШЕРСТВЕ И ГИНЕКОЛОГИИ

В акушерстве и гинекологии применение ультразвуковой диагностики началось несколько позднее, чем в других областях. Первое научное сообщение по этому вопросу опубликовали в 1958 г. шотландские исследователи Donald, Mac Vicar и Brown. Они сопоставили данные, полученные методом пальпации брюшной полости, с результатами исследования ультразвуком при опухолях, асците, беременности, в том числе при многоплодной. Эхограммы в то время были еще недостаточно четкими и авторы не сделали из сравнения практических выводов. Поэтому на некоторое время данная публикация осталась без внимания. Более важной была следующая работа, которую Donald и Brown опубликовали в 1961 г.

В ней они уже рассматривают возможности использования одно- и двумерного изображений (А- и В-метод) в акушерской и гинекологической диагностике. Усовершенствование ультразвуковой аппаратуры стало основой дальнейшего развития эхологического метода исследования. Была показана возможность измерения головки плода при одномерном исследовании. Не менее важной была теоретическая работа Newell (1961), в которой рассмотрены принципы получения с помощью ультразвука изображения тканей тела, возможности топографического отграничения отдельных плоскостей и отличительные характеристики эхологического и рентгенологического изображений.

Первые подробные сообщения об использовании одномерного метода исследования относятся к 1962 г. Одна публикация, редко цитируемая, принадлежит Shih и соавт. В ней, кроме прочего, описана возможность ультразвуковой диагностики пузырного заноса. В том же году Willockse опубликовал результаты определения бипариетального размера головки плода. К 1962 г. относится также сообщение Селезневой о результатах диагностики миом матки и кист яичников, полученных с помощью советского прибора УЗД-4. Позднее над дальнейшим усовершенствованием диагностических возможностей одномерного метода работали Kratochwil и Pystynen.

Начало применения двумерного метода (В-метод) положили Donald и его школа — Mac Vicar, T. G. Brown, Harper, Sunden. Последний автор опубликовал в 1964 г. обстоятельную работу, в которой обсуждаются вопросы физических принципов и биологического действия ультразвука, а также возможности эхологической диагностики в акушерстве и гинекологии.

В Советском Союзе ультразвуковую диагностику в акушерстве и гинекологии впервые применила Селезнева, в Соединенных Штатах — Taylor, Holmes, Gottesfeld и Thompson, в Австралии — Kossoff и Garrett.

Приборы, работающие на эффекте Допплера, начали применять в акушерской диагностике позднее. В 1964 г. первое сообщение сделали Collagen и соавт., затем Johnson и соавт. (1965), Bishop (1965). Bishop (1968) и Mosler (1970) применили этот принцип и стали основоположниками методики наблюдения сердечной деятельности плода с помощью непрерывного генерирования ультразвука. Применение ультразвуковой диагностики в акушерстве и гинекологии с середины 60-х годов способствовало увеличению числа научных сообщений. В настоящее время эта тематика регулярно освещается в большинстве ведущих специализированных журналов.

Ультразвуковая диагностика в настоящее время представляет самостоятельную сложившуюся дисциплину в области акушерства и гинекологии. Вместе с тем по этому вопросу в мире имеется небольшое число монографий. В них преимущественно освещены вопросы диагностики в акушерстве, что объясняется большими диагностическими возможностями метода в этой области. В некоторых монографиях, однако, уже нашла отражение диагностическая эффективность ультразвука и в гинекологии. Качество изображения и результативность эхологического исследования во многом зависят от технических характеристик диагностического аппарата, с которыми работают авторы. Первая монография по ультразвуковой диагностике в акушерстве и гинекологии опубликована Kratochwil (1968). В ней в основном приведены данные одномерного исследования с помощью аппарата фирмы «Kretz». Австралийские авторы Garrett и Robinson (1970) иллюстрировали книгу по акушерской диагностике эхограммами,

полученными на опытном образце аппарата Echoscope, технические возможности которого позволяют проводить двумерное исследование только в поперечных плоскостях.

Holländer (1972) изучал проблему ультразвуковой диагностики беременности и привел статистические данные об эхографии на аппарате Viduson.

Kobayashi и соавт. (1972) издали атлас с превосходными иллюстрациями. В этой публикации, имеющей небольшой пояснительный текст, содержатся и данные об ультразвуковой диагностике в гинекологии.

Книга Levi (1972) посвящена тому же вопросу и иллюстрирована эхотомограммами, полученными на аппарате фирмы «Алока».

Loch (1973) опубликовал небольшую монографию, в которой основное место занимает экспериментальная часть и статистическая обработка результатов исследования. В ней приведено небольшое число публикаций, полученных на аппарате Viduson.

2.4. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ДИАГНОСТИКА В АКУШЕРСТВЕ И ГИНЕКОЛОГИИ В ЧЕХОСЛОВАКИИ

Развитие ультразвуковой диагностики зависит прежде всего от наличия аппаратов, и поэтому первые сообщения носили скорее теоретический характер (Vojta, 1955; Dušek, 1968). Первые работы из научных центров ЧССР опубликовали Stožický и соавт. (1969); в них описаны результаты определения бипариетального размера головки плода по данным одномерного исследования. Той же проблемой занимались Křikal и Smoldas (1969), которые по одномерному изображению пытались определить локализацию плаценты. Hrazdiga и соавт. (1969) изучали возможности использования промышленного ультразвукового дефектоскопа для диагностики гинекологических заболеваний. Они стремились по одномерному изображению дифференцировать миомы матки и кисты яичников, а также определять поглощение ультразвуковых волн в опухолях гениталий. Позднее были также опубликованы работы чехословацких авторов, работавших в научных центрах за рубежом (Jaluvka, Aust, 1970; Vrobel, 1971).

Первые сообщения сделаны на заседаниях общества акушеров и гинекологов в Брно в 1969 г. В них были представлены результаты исследований, выполненных на аппаратах, в которых учтены потребности медицинской диагностики. Через два года на конференции в Братиславе уже были сделаны доклады, свидетельствующие о заметном увеличении числа аппаратов хорошего качества в научных центрах ЧССР.

В настоящее время используются аппараты с высокими разрешающими возможностями, что обеспечивает перспективу дальнейшего развития этого современного диагностического метода в акушерстве и гинекологии в ЧССР.

В 1972 г. при Чехословацком научном обществе акушеров и гинекологов была создана специальная комиссия по ультразвуковой диагностике, задача которой состояла в том, чтобы способствовать дальнейшему развитию методик исследования в этой области.

В 1972 г. чехословацкие гинекологи принимали участие в X международной акустической конференции «Ультразвук», состоявшейся в Праге. В докладах был показан успешный опыт применения ультразвука для диагностики в акушерстве и гинекологии.

3. Физические основы ультразвуки

3.1. УЛЬТРАЗВУК

Акустика — наука о звуке — первоначально занималась изучением только звуков слышимых, т.е. доступных восприятию человеческим ухом. В настоящее время с развитием электроники возникла новая отрасль — наука о звуках неслышимых — ультразвуке, которую мы называем ультразвукой. Ультразвука занимается не только изучением физических свойств ультразвукового поля, но также разработкой ультразвуковых датчиков, измерительной техники и ультразвуковых генераторов для использования в различных областях науки.

Под ультразвуком мы понимаем такие звуковые волны, частота которых не ниже 16 000 Гц, т.е. лежит выше порога, воспринимаемого человеческим ухом.

Сущностью ультразвуковых волн всех частот являются упругие колебания тела, которые распространяются со скоростью зависящей от механических свойств среды. Область ультразвука лежит в пределах частот от 16 000 Гц до 10^9 Гц. Частоты выше уровня 10^9 Гц рассматривают как гиперзвук.

Механические волны, которые распространяются в телах, находящихся в одном из трех физических состояний, представляют собой движение среды, где частицы взаимосвязаны упругими силами сцепления. В результате смещения частиц нарушается их равновесие. Если мы возбудим колебание какой-либо частицы среды, то она в результате влияния упругих сил постепенно возбудит колебание соседней и следующей за ней частицы. Возмущение распространяется в среде с определенной скоростью — c , зависящей от физических свойств среды. Ультразвуковые волны характеризуются двумя основными признаками: способностью распространяться и переносить энергию. Под частицей (*particula*) понимают очень малую часть наполненного средой пространства, размеры которого пренебрежительно малы по сравнению с длиной волны. Частица содержит достаточно большое количество молекул данной среды, и поэтому, можно полагать, имеет некоторые ее свойства, как, например, скорость движения, направление движения молекул и др. Свойства одинаковы у всех частиц при условии, что среда, состоящая из них, изотропна и гомогенна. В тех случаях, когда мы принимаем молекулу за частицу, каждая частица может иметь иные физические свойства и среда не считается изотропной и гомогенной. Следовательно, в этом смысле частицы являются микроскопическими.

Число колебаний частицы в единицу времени называют частотой f (frequency)

$$f = \frac{1}{T}, \quad (3.1)$$

где T — время одного колебания. Частоту f измеряют в единицах Гц, величина которой $[c^{-1}]$.

Таким образом,

$$1\text{кГц} = 1000 \text{ Гц}$$

$$1\text{МГц} = 1000 \text{ кГц} = 10^6 \text{ Гц}$$

$$1\text{ГГц} = 1000 \text{ МГц} = 10^9 \text{ Гц}$$

Нередко частоту f выражают величиной ω , представляющей частоту, умноженную на 2π .

$$\omega = 2\pi f. \quad (3.2)$$

Мы называем ее круговой частотой.

Если ультразвуковая волна попадает на какую-либо поверхность, то каждая частица выходит из равновесного состояния. При этом величину смещения частицы называют амплитудой акустического смещения U . Колебательное движение происходит с определенной скоростью V , т. е. акустической скоростью.

Скорость колебательного движения вычисляется по формуле:

$$V = \omega U = 2\pi f U, \quad (3.3)$$

где U — амплитуда акустического смещения.

3.2. ВИДЫ ВОЛН

Волны, которые распространяются от места возмущения во все стороны, причем не только в самом теле, но и в прилегающую среду, называются бегущими. Там, где волны переносятся в иную среду, возникает явление, которое называют излучением. Излучаемая энергия вырабатывается датчиками (преобразователями), поглощается средой и превращается в тепло. Об этом будет подробнее сказано ниже.

Если в какой-то точке среды возникнет возмущение, например, в результате того, что произойдет колебание определенной частицы, возмущение распространится во всех направлениях от места его возникновения.

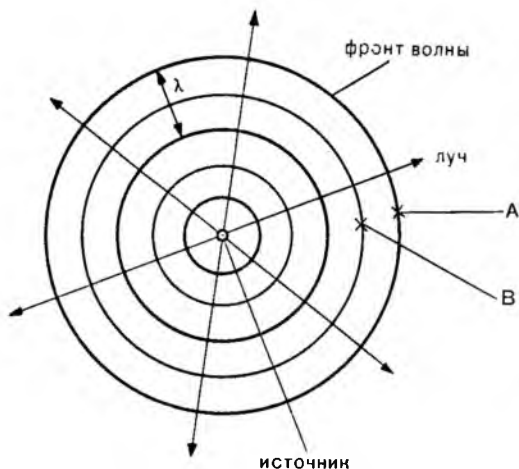
В изотропной среде возмущение распространится по всем направлениям с одинаковой скоростью. В тех случаях, когда частицы колеблются синхронно, поверхность, на которой в один и тот же момент фаза волны постоянна, называется фронтом волн.

Часто при описании волн мы используем термин «луч», т. е. точечный ряд, лежащий в направлении распространения колебаний. Луч обычно является прямой, определяющей направление распространения волн. Поэтому можно сказать, что пространственные волны распространяются в виде лучей, перпендикулярных к фронту волн.

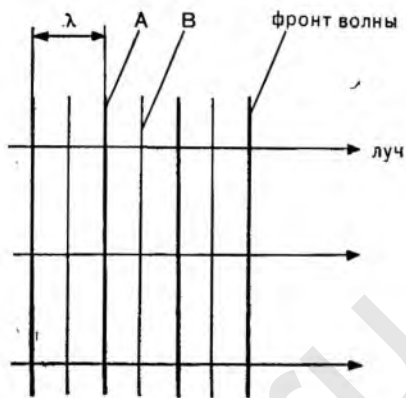
Фронты волн могут в обычных случаях иметь произвольную форму. Важными являются две основные формы фронта волн: сферическая (рис. 1а), возникающая при точечном источнике возмущения, из которого волны распространяются по всем направлениям, и плоская (рис. 1б), когда поверхность равной фазы является плоскостью.

На рис. 1а, 1б буквой А обозначены участки уплотнения среды, буквой В — участки разрежения частиц. Расстояние между двумя ближайшими фронтами волн, где в среде имеются уплотнения, обозначим как длину волны λ (расстояние между двумя частицами, которые колеблются в фазе). Длина волны λ определяется по формуле:

$$\lambda = \frac{c}{f} = Tc, \quad (3.4)$$



1а. Схематическое изображение сферического фронта волн.



1б. Схематическое изображение плоского фронта волн.

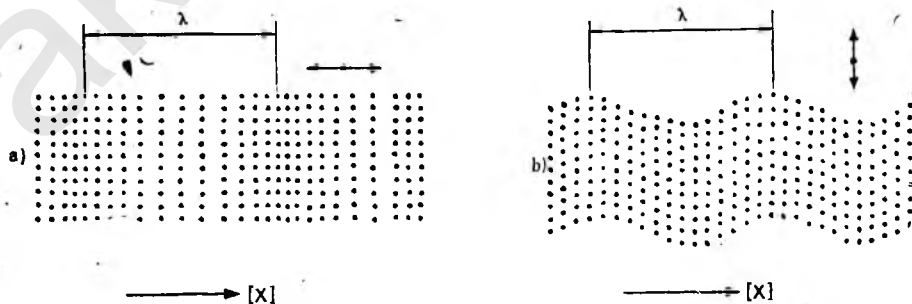
где f — частота (Гц), c — скорость распространения волн (м/с), T — время одного колебания волн (c).

На рис. 2 схематически изображены некоторые виды волн, встречающиеся в ультразвуке. Продольные волны представлены на рис. 2,а — частицы колеблются в направлении распространения волн x . На рис. 2,б показаны поперечные волны — частицы колеблются в направлении перпендикулярном к направлению распространения волн.

В газах и жидкостях распространяются только продольные волны. В твердых телах могут быть обнаружены следующие виды волн: продольные, поперечные, поверхностные и волны Ламба.

3.3. АКУСТИЧЕСКОЕ ДАВЛЕНИЕ

Как известно, продольные волны, распространяющиеся в жидкости или газе, в сущности представляют собой колебание частиц, расположенных вдоль направления волны и находившихся до этого в равновесном состоянии. Таким образом возникают чередования уплотнений и разрежений в среде, в которой бегущая волна распространяется как возмущение в пространстве. С этим связаны изменения давления, которые равномерно возникают в зависимости от времени.



2. Продольные (а) и поперечные (б) волны.

Если движение частиц в среде (например, в жидкости) вызвано периодически изменяющимся ультразвуковым полем с плоскими синусоидными волнами, то амплитуда акустического давления P равна:

$$P = \omega U \rho c = U \omega Z_a, \quad (3.5)$$

где $Z_a = \rho c$ — измеряемое акустическое сопротивление волн [$\text{кг} \cdot \text{м}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$], ρ — плотность среды.

3.4. ИНТЕНСИВНОСТЬ ВОЛН

Распространение бегущих ультразвуковых волн в обычной среде всегда сопровождается переносом энергии, которая распространяется с той же скоростью, что и волны. Постепенно передаваемая энергия растет, и показателем этого является передаваемая мощность. Если мы рассматриваем бегущие волны в пространстве, то можно указывать удельную плотность N поверхности, на которую переносится мощность. Под этим имеется в виду величина мощности, приходящаяся на единицу площади, ориентированной перпендикулярно к направлению распространения волны. Удельную плотность поверхности, в которой измеряется мощность, т. е. удельную мощность, выражают в [$\text{Вт} \cdot \text{м}^{-2}$].

Интенсивность волн (акустическая интенсивность) I — это средняя величина удельной акустической мощности. В числовом выражении она определяется средней величиной энергии, переносимой волнами за единицу времени через единицу поверхности, расположенной перпендикулярно к направлению распространения волн. Она выражается в [$\text{Вт} \cdot \text{м}^{-2}$] или [$\text{Вт} \cdot \text{см}^{-2}$].

Интенсивность ультразвуковых волн I определяется по формуле:

$$I = \frac{1}{2} \rho c \omega^2 U^2. \quad (3.6)$$

По международному соглашению принято считать, что при десятикратном увеличении интенсивности ультразвука уровень ее возрастает на 1 Б, т. е. на единицу, названную по имени изобретателя телефона А. Г. Белла. При этом нулевое значение на шкале определяется так, что для пороговой величины I_0 , присущей ультразвуку соответствующей мощности, начальный уровень интенсивности L_I равен 0. Чаще всего берется $L_I = 0$ при $I_0 = 10^{-12}$ [$\text{Вт} \cdot \text{м}^{-2}$]. Эта величина принята за норму. Уровень интенсивности ультразвука L_I однозначно определяется в беллах, следовательно:

$$L_I = \log \frac{I}{I_0}.$$

Единица 1 Б относительно большая, поэтому используется единица в 10 раз меньшая, называемая децибелом (дБ). Поэтому:

$$1 \text{ дБ} = \frac{1}{10} \text{ Б}.$$

$$L_I = 10 \log \frac{I}{I_0} \text{ (дБ.)} \quad (3.7)$$

Согласно международному соглашению:

$$I_0 = 10^{-16} [\text{Вт} \cdot \text{см}^{-2}] = 10^{-10} [\text{мкВт} \cdot \text{см}^{-2}] = 10^{-12} [\text{Вт} \cdot \text{м}^{-2}].$$

Если мы принимаем во внимание акустическое давление ультразвукового поля, то

$$L_p = 20 \log \frac{p}{p_0},$$

где $p_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Нм}^{-2}$,

В некоторых электронных приборах различные параметры, например, усиление отраженных сигналов, устанавливаются по шкале с делениями в децибелах. Большинство приборов не градуируется на абсолютные пороговые величины. Например, шкала регулятора усиления отраженных сигналов градуирована в децибеллах. Поэтому нельзя сравнивать между собой различные приборы. Отношение между двумя величинами усиления отраженных сигналов M_1 и M_2 , выраженное в децибелах, следующее:

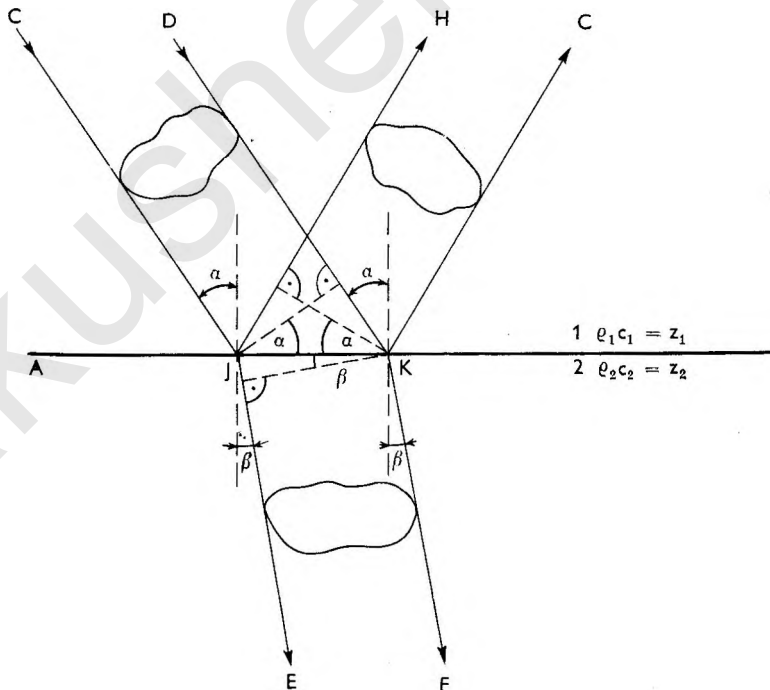
$$B = 20 \log \frac{M_1}{M_2} \text{ [дБ]}.$$

Из уравнения виден относительный характер измерений в децибелах. Для ориентации приводим соотношения усиления и ослабления сигналов.

дБ	Усиление сигнала	Ослабление сигнала	дБ	Усиление сигнала	Ослабление сигнала
0	1:1	1:1	10	1:3,1	1:0,316
1	1:1,12	1:0,891	15	1:5,62	1:0,178
2	1:1,26	1:0,794	20	1:10	1:0,1
3	1:1,41	1:0,708	40	1:100	1:0,01
4	1:1,58	1:0,631	60	1:1 000	1:0,001
5	1:1,78	1:0,562	80	1:10 000	1:0,0001
6	1:2	1:0,501	90	1:31 600	1:0,0003

3.5. ОТРАЖЕНИЕ И ПРЕЛОМЛЕНИЕ ВОЛН

В однородной среде ультразвуковые волны распространяются прямолинейно. Однако если на их пути имеется поверхность раздела между двумя средами с различными акустическими импедансами [акустически-



3. Отражение и преломление ультразвуковых волн.

ми сопротивлением — см. уравнение (3.5)] Z_{a1} , Z_{a2} , то они частично отражаются, частично преломляются. При переходе из одной среды в другую меняется направление распространения волн (если они не направлены перпендикулярно к границе раздела сред). Однако отражение и преломление происходит только в том случае, если размеры поверхности раздела или препятствия больше, чем длина волн. Если же длина волн и размеры препятствия одинаковы, преломление сопровождается загибом волн в геометрическую тень. На рис. 3 изображена поверхность раздела АЖК между двумя средами 1 и 2. Отношение синуса угла падения α к синусу угла преломления β будет

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_1}{c_2} = n_{1,2}, \quad (3.9)$$

где $n_{1,2}$ — коэффициент преломления. Если мы изменим направление распространения волн на обратное, то коэффициент преломления будет иметь обратную величину $n_{2,1} = 1/n_{1,2}$. Если бы не было отражения, тогда

$$Z_{a1} = Z_{a2}.$$

Если $c_1 > c_2$, то $n_{1,2} > 1$, и угол падения может быть любой величины от 0° до 90° .

Угол преломления меняется от 0° до определенной предельной величины (предельный угол) α_m , которую мы выводим из уравнения (3.9):

$$\sin \beta_m = \frac{1}{n_{1,2}}. \quad (3.10)$$

Волны имеют предельный угол преломления β_m . Определенному предельному углу преломления β_m соответствует предельный угол падения α_m .

Если волны направлены перпендикулярно к поверхности раздела двух сред, то коэффициент отражения r будет равен:

$$r = \frac{\text{Интенсивность отраженных ультразвуковых волн}}{\text{Интенсивность падающих ультразвуковых волн}}.$$

Коэффициент отражения r , выраженный с помощью формул 3.5 и 3.6, имеет вид:

$$r = \left(\frac{Z_{a2} - Z_{a1}}{Z_{a2} + Z_{a1}} \right). \quad (3.11)$$

Коэффициент переноса, т. е.

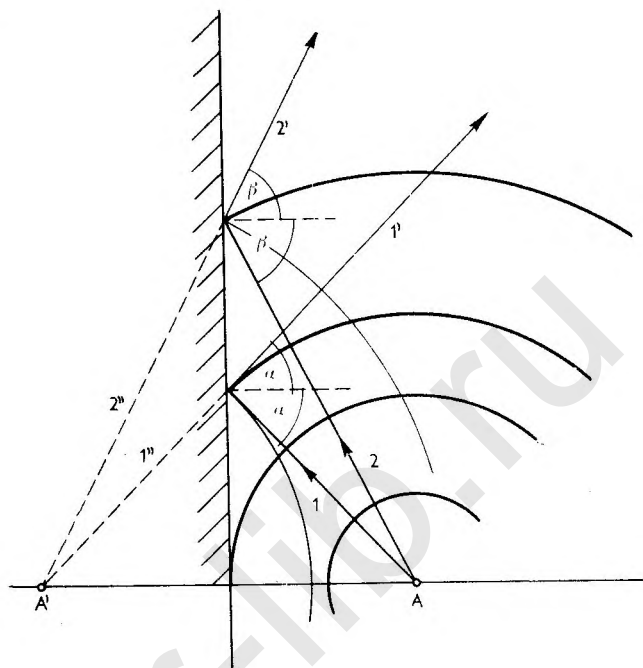
$$\frac{\text{Интенсивность ультразвуковых волн, прошедших в среду}}{\text{Интенсивность падающих ультразвуковых волн}}$$

определяется из выражения:

$$\tau = 1 - r. \quad (3.12)$$

Из сказанного следует, что при переносе ультразвуковых волн из одной среды в другую необходимо подбирать физические свойства сред так, чтобы величина коэффициента r была как можно меньше, а коэффициент τ как можно больше. Это, разумеется, произойдет, если акустическое сопротивление волн Z_a обеих сред будет близким по значению или одинаковым. Поэтому при переносе ультразвуковой энергии от ультразвукового датчика в объект мы используем соответствующее вещество для акустического контакта, например, различные виды минеральных масел, воду или физиологический раствор. Соответствующая среда, используемая для акустического контакта, сглаживает микроскопические неровности поверхности.

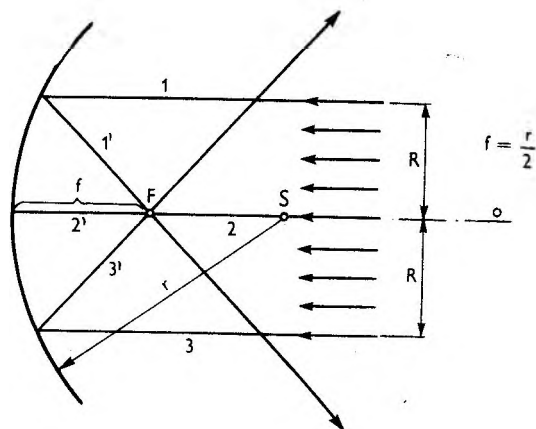
4. Отражение волн от плоской поверхности.



3.6. ФОКУСИРОВАНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ВОЛН

Исследованием отражения или преломления ультразвуковых волн, т. е. исследованием направления, по которому распространяется ультразвуковая энергия, занимается геометрическая акустика.

Самым простым примером отражения является отражение волн от плоской поверхности, размеры которой намного превышают длину падающих волн. На рис. 4 изображены направления излучения ультразвуковых волн (1, 2), которые распространяются из точки A. Направления отраженных волн обозначены 1' и 2'. По ним составим зеркальное изображение точки A'. На рис. 4 видно перемещение фронта сферической волны, излучаемой из точки A.



5. Фокусирование ультразвуковых волн.

При исследовании ультразвуковых волн, отраженных от закругленных поверхностей различных объектов, их можно рассматривать как в случае их отражения от плоской грани.

На рис. 5 изображены направления излучения и отражения плоских ультразвуковых волн от выпуклой поверхности в вогнутом отражателе с центром кривизны в точке S и радиусом r . Лучи, параллельные оси O (падающая плоская ультразвуковая волна), направлены на поверхность и отражаются в точку F (фокус), которая лежит на оси и удалена от поверхности на расстояние f . Это расстояние, называемое фокусным расстоянием, можно определять из уравнения:

$$f = \frac{r}{2}. \quad (3.13)$$

Максимальная интенсивность ультразвуковых волн в фокусе будет

$$I_{\text{макс}} = 2,25 I_d \frac{R^2}{f\lambda}, \quad (3.14)$$

где I_d — интенсивность падающих ультразвуковых волн, f — фокусное расстояние, λ — длина ультразвуковой волны в среде распространения, а $2R$ — диаметр цилиндрического пучка ультразвуковых лучей, падающего на отражатель или отражающий объект.

Ультразвуковые оптические системы находят применение в ряде областей, в том числе в биологии и в медицинской диагностике. С помощью ультразвуковых оптических систем можно на малых пространствах сосредоточить ультразвуковое поле высокой интенсивности и исследовать его воздействие на различные объекты. Широкое применение находят ультразвуковые оптические системы в различных диагностических аппаратах.

3.7. СКОРОСТЬ РАСПРОСТРАНЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ВОЛН

Скорость распространения (c) в определенной среде — газообразной, жидкой, твердой — зависит от ее физических свойств. В газообразной и жидкой средах распространяются только продольные волны, скорость которых определяется по формуле Лапласа:

$$c = \sqrt{\kappa \frac{1}{\rho \epsilon}}, \quad (3.15)$$

где κ — постоянная Пуассона ($\kappa = \frac{c_p}{c_v}$, т. е. отношение удельных теплоемкостей); ϵ — изотермическая сжимаемость.

Выражение (3.15) действительно для малых амплитуд колебаний частиц среды. Очевидно, что на скорость распространения волн в жидкостях будут оказывать влияние ее химический состав, температура, а также примеси малых твердых частиц (например, в суспензии). В табл. 1 приводятся значения скорости распространения ультразвука в различных средах в зависимости от изменений температуры. Длина волны в различных средах для частот от 1 до 10 МГц при температуре 37°C приводится в табл. 2.

В отличие от жидкостей, твердые тела характеризуются большей связанностью элементарных частиц. Их объем, как и у жидкостей, меняется с изменением давления и температуры. Форма твердых тел строго определенная и довольно устойчивая к деформации. Деформация твердых тел

Таблица 1

Скорость распространения ультразвука — с в различных средах в зависимости от температуры

t, °C	с [м · с ⁻¹]				
	воздух	вода	спинномозговая жидкость	кость	мозг
15	340	1 470	1 480	1 483	1 510
20	343	1 483	1 493	1 502	1 524
25	346	1 490	1 506	1 515	1 538
30	349	1 508	1 520	1 529	1 552
35	352	1 521	1 533	1 543	1 566
40	355	1 533	1 547	1 557	1 579

Таблица 2

Длина ультразвуковой волны λ (мм) в различных средах при различных частотах ультразвука (t=37° C)

Длина волны Частота f (МГц)	λ [мм]				
	1	2	4	6	10
Вода	1,53	0,76	0,38	0,25	0,15
Спинномозговая жидкость	1,54	0,77	0,39	0,26	0,15
Кровь	1,55	0,77	0,39	0,26	0,16
Мозг	1,57	0,79	0,39	0,26	0,16
Кость	3,27	1,63	0,82	0,54	0,33

под воздействием силы без возвращения в первоначальное состояние говорит об их пластичности. Если с устранением воздействия силы исчезает и деформация, то это свидетельствует об упругости или эластичности тела.

Деформация твердого тела, исходя из понятий, используемых в микрофизике, — сложное явление, особенно при качественной и количественной оценке происходящего при этом действия. В технической практике исходят преимущественно из макрофизики, точнее говоря, из феноменологии, и рассматривают макроскопическое поведение твердых тел, руководствуясь понятиями механики, с помощью определенных констант и функциональных зависимостей.

При изучении физических законов распространения ультразвуковых (упругих) волн в твердых телах (см. рис. 2) видно, что волны характеризуются соответствующей скоростью распространения, зависящей от размеров твердого тела. Точнее говоря, скорость зависит не только от размеров твердого тела, но и от длины ультразвуковой волны, а также от констант упругости материала. Скорость распространения продольных волн c_l в бесконечной по размерам твердой среде (т. е. когда практически размеры среды намного больше, чем длина ультразвуковой волны) будет определяться из уравнения:

$$c_l = \sqrt{\frac{E}{\rho} \cdot \frac{1-\sigma}{(1+\sigma)(1-2\sigma)}} = \sqrt{\frac{E}{\rho} \cdot \frac{1}{1-\frac{2\sigma^2}{1-\sigma}}} \quad (3.16)$$

Здесь c_l — скорость продольной волны [м/с], E — модуль упругости растяжения [Н/м²], ρ — удельная плотность, σ — постоянная Пуассона попе-

речного сжатия. Следовательно, скорость поперечной волны c_t определяется выражением:

$$c_t = \sqrt{\frac{E}{\rho} \cdot \frac{1}{2(1+\sigma)}} = \sqrt{\frac{G}{\rho}}, \quad (3.17)$$

где G — модуль упругости сдвига [N/M^2].

В табл. 3 приведены величины скорости распространения ультразвуковых волн (c) и соответствующего акустического импеданса (Z) для различных тканей человеческого организма. Очевидно, что величины скоростей в разных тканях будут зависеть от различий в их кровоснабжении, температуре и конституции организма.

Таблица 3

Акустический импеданс Z , скорость распространения волн c , удельная плотность ρ при температурах t в различных тканях

Ткань	$10^8 \frac{Z,}{\text{кг} \cdot \text{м}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}}$	$[\text{м} \cdot \text{с}^{-1}]$	$[\text{кг} \cdot \text{м}^{-3}]$	$t, \text{ } ^\circ\text{C}$
Физиологический раствор, 0,154 М	1,51	1 504	1 005	25
Внутриглазная жидкость	1,55	1 532	1 012	20
Стекловидное тело	1,52	1 531	992	20
Кровь	1,65	1 580	1 045	20
Мозг	1,59	1 538	1 040	25
Черепная кость	6,20	3 360	1 850	20
Костный мозг	1,64	1 700	966	20
Печень	1,66	1 570	1 060	24
Мышцы	1,66	1 568	1 060	24

3.8. ПОГЛОЩЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКА

При рассмотрении физических закономерностей распространения волн в среде необходимо остановиться и на поглощении ультразвуковых волн. Если плоская ультразвуковая волна распространяется в данной среде, то ее интенсивность падает с увеличением расстояния в направлении распространения. Если I_x — интенсивность ультразвука определяется в точке x , то убывание интенсивности в направлении распространения пропорционально пути волны и ее интенсивности. Для интенсивности ультразвукового поля I_x будет (если I_0 — интенсивность волн в точке $x=0$):

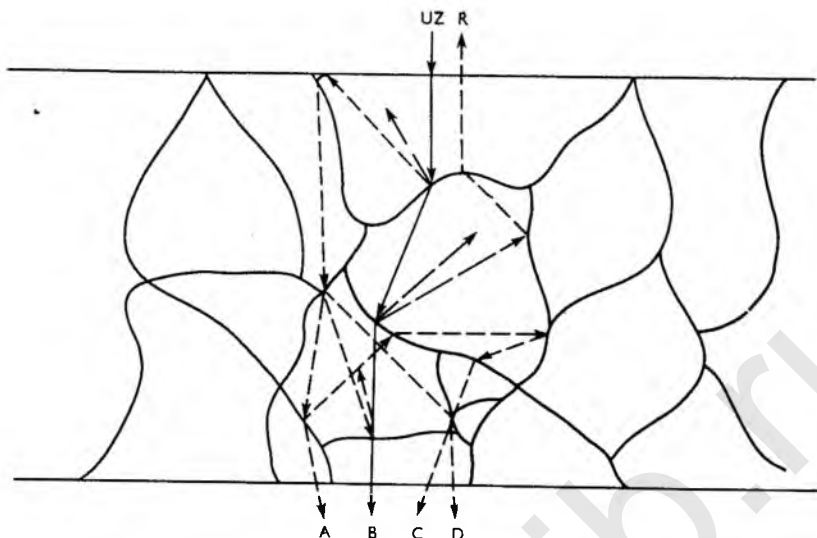
$$I_x = I_0 \exp(-2\alpha x), \quad (3.18)$$

где α — фактор поглощения ультразвуковых волн. Если, например, интенсивность I_1, I_2 в двух точках 1, 2 в направлении луча, то фактор поглощения α можно определить путем измерения интенсивности и подстановки в выражение (3.19):

$$\alpha = \frac{1}{2(x_2 - x_1)} \ln \frac{I_1}{I_2}, \quad (3.19)$$

где x_1, x_2 — координаты точки 1, 2.

Фактор поглощения, или коэффициент поглощения, выражается в единицах [дБм^{-1}].



6. Дисперсия ультразвуковых волн при прохождении через неоднородную среду.

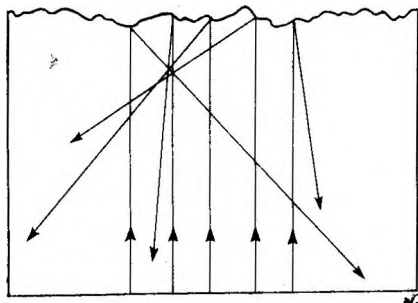
В жидкостях фактор поглощения ультразвуковых волн α определяется тремя составляющими:

$$\alpha = \alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3, \quad (3.20)$$

где α_1 — преимущественно представляет вязкость среды, α_2 — теплопроводность, а α_3 — не только теплообмен между отдельными молекулами, которые попадают под воздействие ультразвукового поля, но выражает также связь с некоторыми физическими процессами, происходящими в среде, подверженной действию ультразвукового поля. Значением α_3 в сравнении с предшествующими компонентами коэффициента поглощения можно пренебречь (табл. 4).

При прохождении ультразвуковой энергии через неоднородную среду необходимо учитывать потери ультразвуковой энергии, которые происходят вследствие диффузного отражения от частиц среды. На рис. 6 изображено прохождение ультразвукового луча через неомогенную среду. Падающая ультразвуковая энергия отражается от неомогенностей, часть энергии не только возвращается, но пучок лучей делится на несколько отдельных лучей — А, В, С, D. Схематически изображенная акустически неомогенная среда типична для тканей живых объектов.

Здесь также следует обратить внимание на рассеивание акустической энергии на разделе двух различных объектов. На рис. 7 схематически изображено несколько лучей ультразвуковой волны. Для каждого луча в отдельности, разумеется, действительны законы отражения, но ни в коем случае не для целого пучка лучей.



7. Диффузное отражение ультразвуковых волн от неровной границы раздела двух сред.

Ткань	α [дБ/см]	Ткань	α [дБ/см]
Кости черепа	13	Мышцы	1,2
Кость	8,0	Мозг	0,9
Кожа	3,3	Жир	0,6
Полость сустава	2,5	Кровь	0,17
Сердечная мышца	2,0	Спинномозговая жид-	
Нервная ткань	1,5	кость	0,01

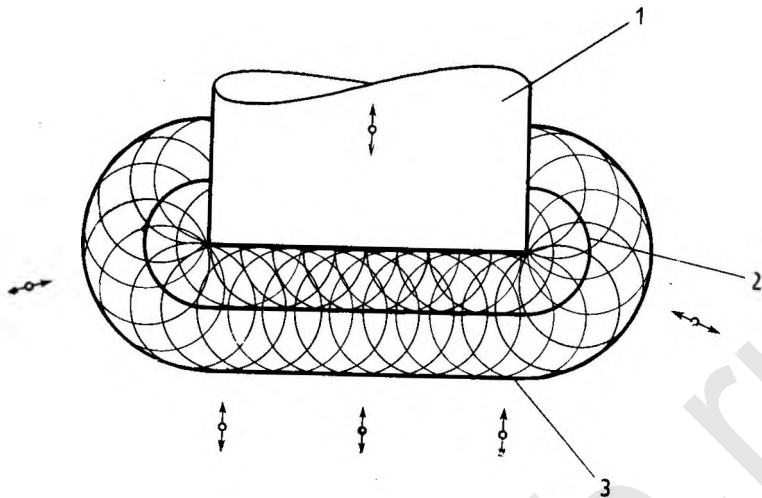
Каждый из лучей отражается в область объекта, как показано на схеме. Основной предпосылкой, однако, является тот факт, что неровность отражающей поверхности больше, чем длина падающей ультразвуковой волны. В этом случае происходит диффузное отражение от раздела обеих сред, звуковая энергия не возвращается обратно к ультразвуковому датчику (излучателю-приемнику) и диффузное отражение делает невозможным обнаружение неомогенностей объекта методами импульсной диагностики. Следовательно, необходимо подобрать подходящую частоту ультразвукового поля и таким образом хотя бы частично устранить влияние диффузии отраженных волн на диагностику объекта.

3.9. ИЗЛУЧЕНИЕ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ

Если ультразвуковую энергию излучает колеблющаяся акустическая система (например, пьезоэлектрический преобразователь), то мы называем ее открытой акустической системой. Упрощенным примером является поршневой ультразвуковой датчик — преобразователь-излучатель (1) (рис. 8), излучающий в прилегающую среду продольные ультразвуковые волны. Предполагается, что все точки нижней поверхности датчика колеблются с одинаковой фазой и амплитудой. По принципу Гюйгенса были сконструированы два фронта волн (2, 3) (моментальное изображение), которые имеют закругления по краям излучателя. Согласно принципу Гюйгенса, волны распространяются так, что каждая точка, которую достигнет волна, становится источником элементарной волны. Образуя элементарный фронт волн, каждая точка становится центром следующего элементарного фронта. Таким образом волны поступают дальше к следующим точкам среды. Однако следует обратить внимание на то, что состояние колебаний среды в конечном счете определяется наложением всех элементарных волн с учетом интерференции. Только учитывая это последнее дополнение, сформулированное Fresnel, можно принимать принцип Гюйгенса как предпосылку для решения проблем, связанных с распространением и излучением ультразвуковых волн.

Пространство, охваченное излучением ультразвукового датчика, называется ультразвуковым полем. Его геометрия определяется многими факторами. Знание ультразвукового поля — одна из самых важных задач, которую необходимо решить. Однако теоретически геометрию ультразвукового поля можно определить только приблизительно.

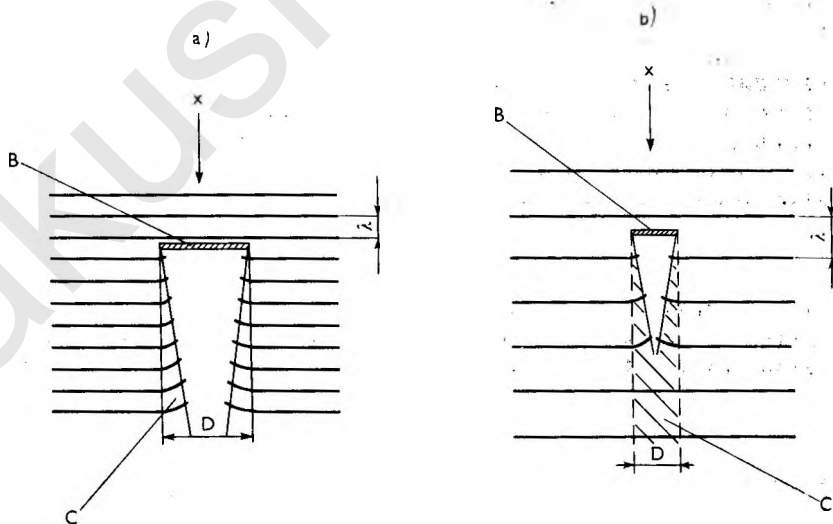
Если на пути ультразвуковой волны поставить препятствие, то за ним образуется ультразвуковая тень. Если $D \gg \lambda$, то в этом случае ультразвуковая волна за препятствием преломляется в область геометрической тени. Схематически это явление изображено на рис. 9.



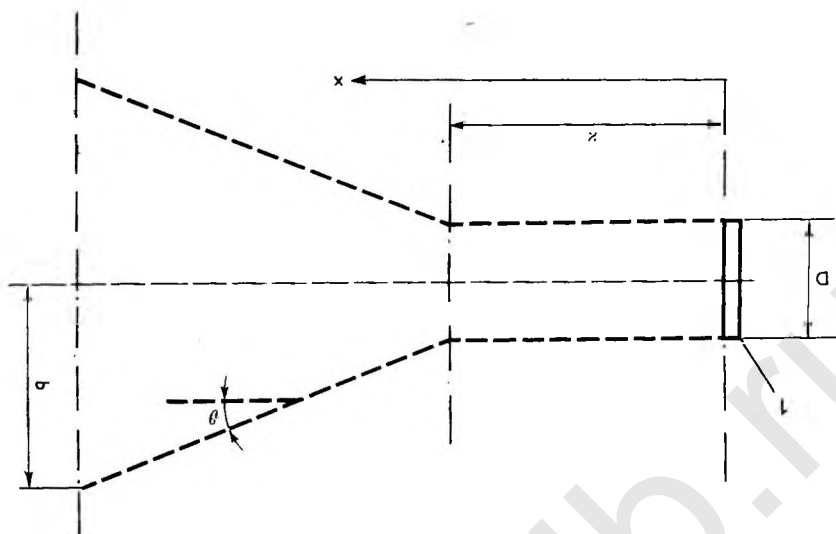
8. Ультразвуковой датчик с поршневым колебанием.

Волна распространяется в направлении x , падает на препятствие B и преломляется в геометрическую тень C .

Теперь остановимся на вопросе формы ультразвукового поля, которое создает, например, поршневой датчик диаметром D . Прежде всего нас интересует характеристика направленности такого датчика, который создает в пространстве, охваченном его излучением, ультразвуковое поле с геометрическими размерами, зависящими от ряда факторов. Теоретически размеры и форма поля могут быть установлены только приблизительно; это относительно трудно сделать с помощью большого количества экспериментальных методов. Геометрическая форма (характеристика направленности) ультразвукового поля в большом пространстве зависит от ряда параметров. Из них наиболее важным является соотношение размера, напри-



9. Преломление ультразвуковых волн в геометрическую тень.
 а — дифракция при $D \gg \lambda$; б — акустическая тень при $D \ll \lambda$.



10. Излучение ультразвукового датчика.

мер, диаметра излучателя D и длины волны ультразвука λ в среде, в которой преобразователь создает ультразвуковое поле. В последнюю очередь характеристика направленности акустического датчика определяется его формой (сферический, цилиндрический, эллиптический датчик).

Если, например, размеры излучающей поверхности датчика невелики по сравнению с длиной волны, то источник может быть принят за точечный, и, как известно, его характеристика направленности — сферическая. Такую характеристику направленности имеют датчики разных размеров, работающие на низких частотах. Другая крайность возникает, когда площадь ультразвукового датчика значительно больше, чем длина волны.

Анализируя форму акустического поля, видим, что поле, образуемое, например, кварцевым шлифом с диаметром D , можно разделить на две части (рис. 10). Первая часть на расстоянии x от преобразователя 1 имеет цилиндрическую форму (ближнее поле), а вторая часть — форму конуса, угол раскрытия которого обозначаем θ (дальнее поле). Приблизительную величину x определяем из уравнения (3.21):

$$x = \frac{D^2 - \lambda^2}{4\lambda} \approx \frac{D^2}{4\lambda}, \quad (3.21)$$

где D — диаметр ультразвукового поля, λ — длина волны ультразвука в среде, в которой образовалось ультразвуковое поле. Если ультразвуковой датчик имеет сферическую форму, то для угла раскрытия θ будет:

$$\sin\theta = 1,22 \frac{\lambda}{D}, \quad (3.22)$$

а для датчика, поверхность которого квадратная:

$$\sin\theta = \frac{\lambda}{a}, \quad (3.23)$$

если a — длина грани излучающей площади.

Если, например, диаметр сферического датчика по отношению к длине волны $D/\lambda = 16$, то $\sin \theta = 0,075$ и $\theta = 4,3$. Для такого малого угла с достаточной точностью можно вывести прямо в градусах:

$$\theta = 1,2 \frac{\lambda}{D^\circ}$$

Если мы хотим узнать для этого примера, на каком расстоянии b от оси (см. рис. 10) находится нулевое ультразвуковое поле при $x = 500$ мм, то его можно просто определить:

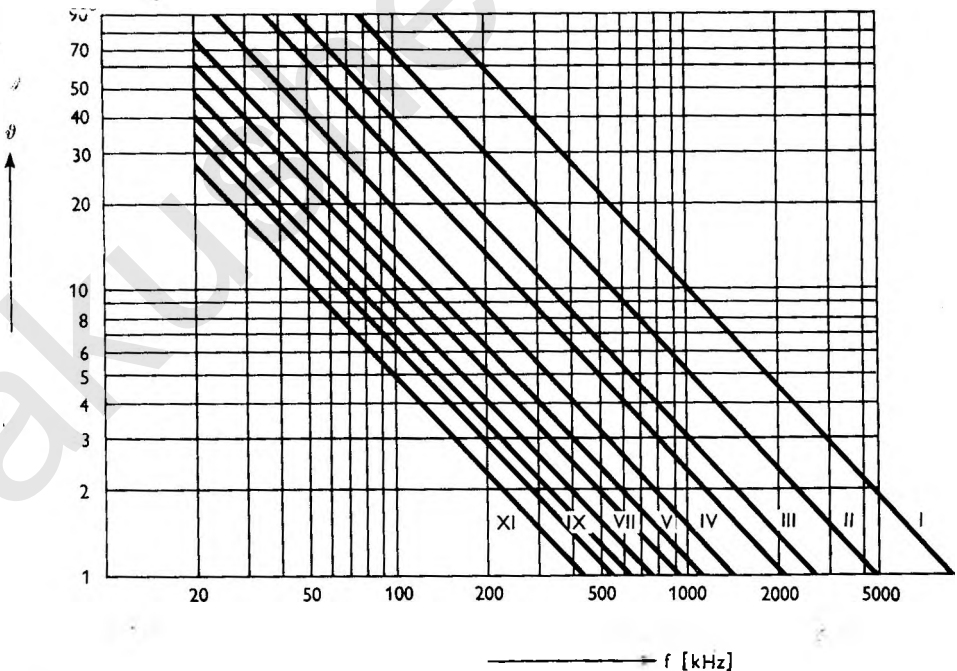
$$b = x \sin \theta = 500 \sin 4,3^\circ = 37,5 \text{ мм.}$$

Как видно из приведенного примера, сечение ультразвукового поля находится на расстоянии $x = 500$ мм от излучателя (в однородной среде), сферическая площадь имеет диаметр 75 мм. Обычно угол раскрытия, у которого максимальная величина акустического давления снизится, например на 50%, 80%, обозначаем индексом угла θ_{50} , θ_{80} и т. д.

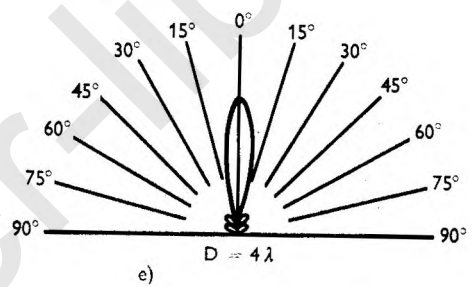
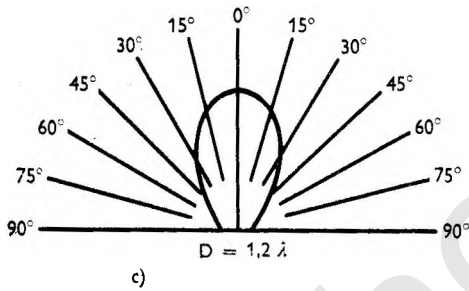
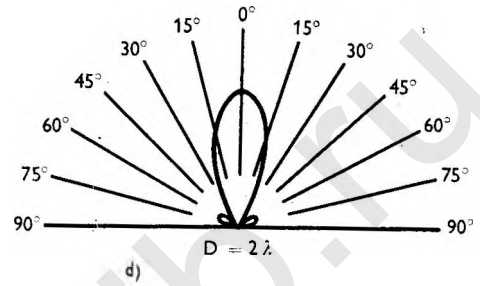
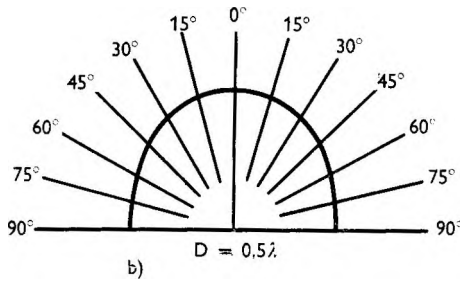
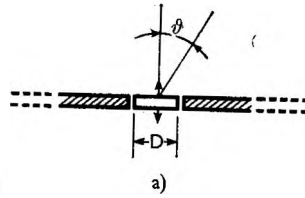
Из номограммы рис. 11 можно установить зависимость угла раскрытия от частоты для датчиков различных диаметров, излучающих акустическое поле в воду. В номограмме: I — $D = 10$ мм, II — $D = 20$ мм, III — $D = 30$ мм, IV — $D = 40$ мм, V — $D = 60$ мм, VI — $D = 80$ мм, VII — $D = 100$ мм, VIII — $D = 120$ мм, IX — $D = 140$ мм, X — $D = 160$ мм, XI — $D = 200$ мм.

Форма характеристик направленности для преобразователей различных диаметров, работающих на одинаковой частоте, схематически изображена на рис. 12 для диаметров $D = 0,5\lambda$, $D = 1,2\lambda$, $D = 2\lambda$ и $D = 4\lambda$.

На рис. 13 дано схематическое изображение диаграммы излучения пьезоэлектрического преобразователя прямоугольной формы. Ультразвуковое поле сплюснуто в направлении длинной стороны прямоугольного



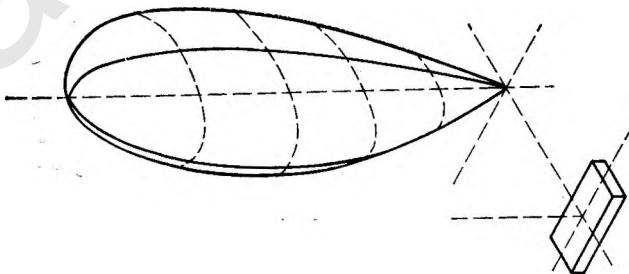
11. Номограмма для определения угла излучения.



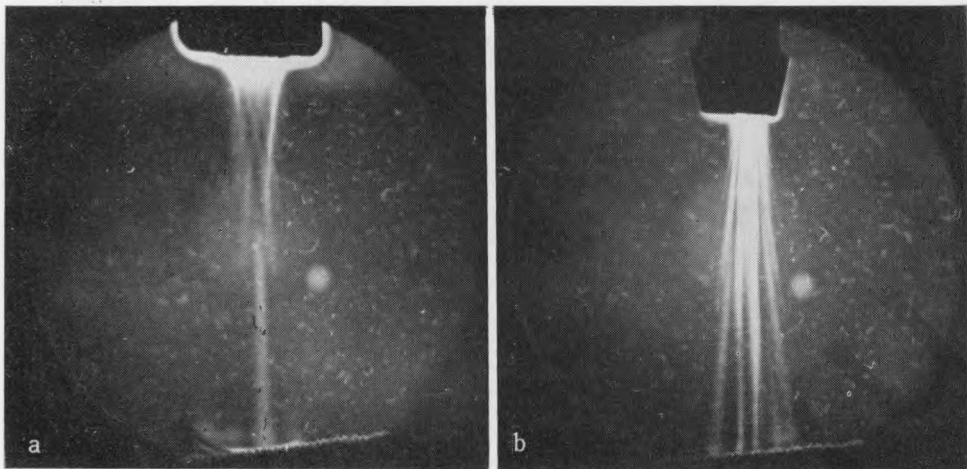
12. Характеристика направлений излучения датчиков различных диаметров.

преобразователя. В некоторых случаях мы выбираем для исследования датчик с излучателем такой формы, чтобы облегчить диагностику сложных объектов.

Интенсивность ультразвукового поля, особенно вблизи самого датчика, неравномерна даже когда колебания преобразователя чисто поршневые (все точки поверхности преобразователя колеблются в одной фазе). Причину этого явления следует связать с влиянием интерференции акустического поля. Площадь ультразвукового излучателя, создающего акустиче-



13. Диаграмма излучения пьезоэлектрического датчика прямоугольной формы.



14. Изображение ультразвукового поля датчика, полученное по методу Теплера. а — при импульсном режиме работы датчика (частота 2 МГц); б — при непрерывном режиме работы датчика (частота 5 МГц). В этом случае ультразвуковое поле асимметрично относительно излучающей части датчика.

ское поле, принимают за систему малых точечных источников, колеблющихся взаимно в фазе. Они являются источником элементарных сферических волн в полупространстве. Из этих сферических волн возникают относительно плоские волны, взаимно интерферирующие между собой. Интерференция волн встречается в области, близкой к шлифу, т. е. в области, определяемой длиной λ (см. рис. 10).

На рис. 14, а оптическим методом Теплера представлено изображение ультразвукового поля при излучении в дистиллированную воду с частотой 2 и 5 МГц. Асимметрия поля на рис. 14, б вызвана тем, что ультразвуковой датчик, излучающий в жидкость, состоит из двух частей, из которых одна только излучает, а вторая — воспринимает ультразвуковое поле.

3.10. ЭФФЕКТ ДОПЛЕРА

Профессор пражского политехнического института Христиан Допплер в 1842 г. описал распространение волн из движущегося источника колебаний и влияние других относительных движений на их частоту. Первоначально Допплер объяснил астрооптические явления. Позднее эффект Допплера был применен и в акустике. В общем эффект Допплера можно выразить так: если излучатель — источник колебаний — движется навстречу приемнику волн или, наоборот, от него, то при их сближении соответственно частота принимаемых волн увеличивается, а при их удалении друг от друга — уменьшается. В сущности могут наблюдаться три случая:

— Приемник движется, излучатель (источник) колебаний и среда находятся в состоянии покоя.

Если приемник движется со скоростью v , а источник и среда находятся в состоянии покоя, то при удалении источника приемник будет регистрировать колебания с частотой f' . Частота будет ниже, чем частота ультразвука, излучаемого источником. Здесь действительно выражение:

$$f' = f \left(1 - \frac{v}{c} \right), \quad (3.24)$$

где f' — частота, которую регистрирует удаляющийся приемник, c — скорость распространения волн в среде, f — частота излучателя.

Если приемник движется навстречу направлению распространения волн, т. е. по направлению к источнику, то частота волн будет выше, чем частота источника. Следовательно, действительно выражение:

$$f' = f \left(1 + \frac{v}{c} \right). \quad (3.25)$$

— Излучатель ультразвуковых волн движется, приемник и среда находятся в состоянии покоя.

Если источник движется с равномерной скоростью v , то будет наблюдаться изменение частоты, определяемое из выражения (3.26), при условии, что источник приближается к приемнику:

$$f' = \frac{v}{1 - \frac{f}{c}}. \quad (3.26)$$

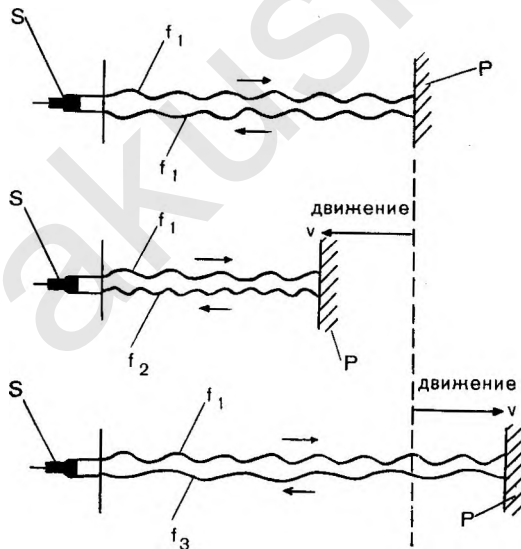
Если излучатель удаляется от приемника, регистрируется более низкая частота, согласно выражению:

$$f' = \frac{f}{1 + \frac{v}{c}}. \quad (3.27)$$

— Приемник и излучатель ультразвуковых волн находятся в покое, движется среда.

В этом случае частота не меняется, изменится только фаза частоты, принятой по сравнению с посылаемой. На этом методе основаны все типы ультразвуковых расходомеров.

На рис. 15 схематически показана регистрация движения ультразвуковых волн, получаемых при использовании эффекта Доплера. Препятствие P движется в среде со скоростью v в направлении к излучателю ультразвуковых волн S или от него. Излучатель S посылает в пространство волны частотой f_1 . От препятствия P отраженная волна попадает на



15. Схема получения эффекта Доплера.

приемник s . Если препятствие P находится в покое, то отраженная частота будет f_1 . Если препятствие движется в направлении к посылаемым ультразвуковым волнам с частотой f_1 , то будут зарегистрированы волны, отраженные от препятствия, частотой f_2 . При этом частота будет выше, соответственно выражению (3.26). Если препятствие удаляется от излучателя ультразвуковых волн со скоростью v , то частота f_3 будет ниже, согласно выражению (3.27). Схема общеприменима, причем отражающее препятствие P символизирует любую отражающую поверхность движущегося биологического объекта, например стенок сердечной мышцы, сосуда и т. д.

akusher-lib.ru

4. Генерирование ультразвуковых волн

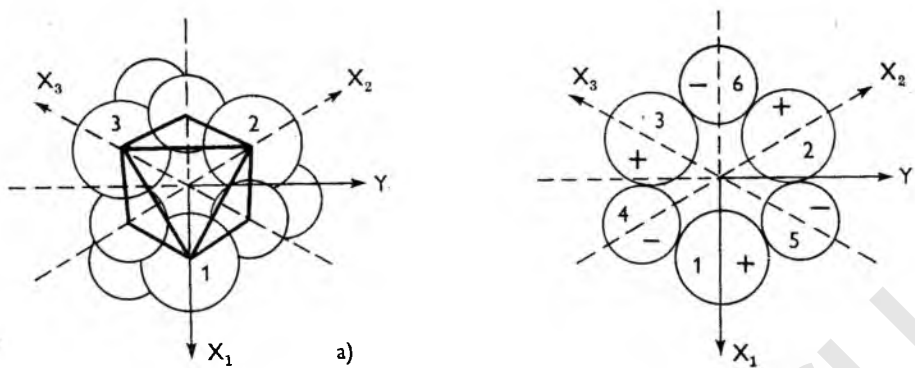
4.1. ПЬЕЗОЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЬ

С развитием электроники стало возможным изготовление электронных устройств с пьезоэлектрическими датчиками (преобразователями), которыми генерируется ультразвуковое поле, используемое в медицинской практике и в промышленности. Ультразвуковые датчики преобразовывают подаваемую в них электрическую энергию в упругие колебания среды. Датчики составляют неотъемлемую и важную часть всех видов ультразвуковых устройств как в диагностических аппаратах, так и в приборах, предназначенных для генерирования ультразвуковых волн очень высоких мощностей. Пьезоэлектрические датчики, как излучатели, так и приемники ультразвуковых волн, сконструированы в соответствии с назначением из разных пьезоэлектрических материалов.

Пьезоэлектрические материалы являются особой группой диэлектриков. Пьезоэлектрическое явление представляет определенный вид их электрической поляризации. Физические основы пьезоэлектричества изложены в работах М. Ворг, который исходил из трудов Madelung. М. Ворг вместе с Карманом занимался изучением колебаний кристаллической решетки. Объяснение пьезоэлектрического явления в кварце стало возможным после исследований Bragg, Gibbs и Wickoff, которые определили γ tg лучей с помощью решетчатой структуры кварца.

Кварц, как известно, представляет собой окись кремния — SiO_2 . Из исследований кристаллографической системы видно, что ионы кремния, из которых каждый химически связывает 2 иона кислорода, размещаются в углах шестигранной кристаллической решетки. На рис. 16, а наглядно показана структура кристаллической решетки в разрезе по направлению оптической оси. Большими кружками 1, 2, 3 обозначены ионы кремния, и они являются носителями положительного электрического заряда, малыми кружками обозначены ионы кислорода, несущие отрицательный заряд. Воздействие разноименных зарядов взаимно компенсируется расположением ионов в пространстве, и поэтому элементарная структура кристаллической решетки ведет себя как электрически нейтральная единица. Для лучшего понимания представим себе, что центры кремниевых ионов расположены в плоскости x, y , а центры пар кислородных ионов — на прямых, перпендикулярных к плоскости x, y , т. е. в углах правильного прямоугольника. Таким образом, мы получим изображение системы ионов (рис. 16, б).

Если мы такую элементарную систему сжимаем так, как показано на рис. 17, а, б, причем а — напряжение на сжатие силой F , б — напряжение на растяжение силой F , то при этом компенсация взаимодействия зарядов исчезает и на противоположных сторонах рассматриваемой электрической оси, т. е. оси x_1 , появятся излишки ионов, имеющих разноименные заряды. Под влиянием воздействия сжатием появятся разноименные заряды и на прилегающих электродах А, В. Так возникает прямой пьезоэлектрический эффект.

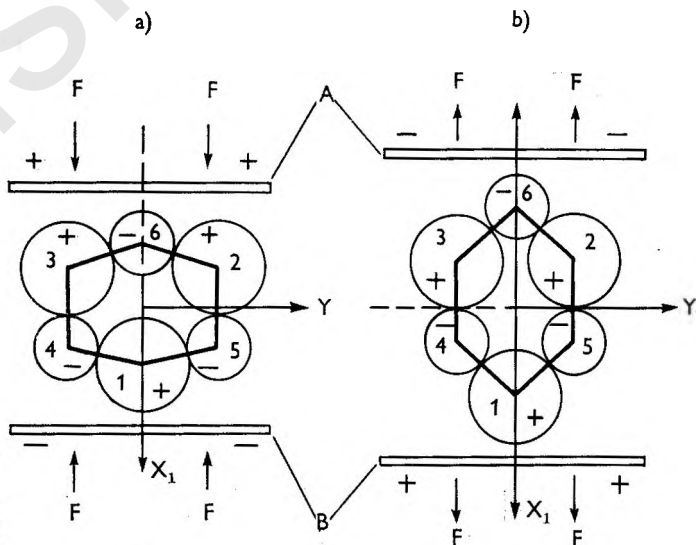


16. Структура решетки (а) и расположение (б) в ней ионов кристаллов пьезоэлектрического материала (SiO_2).

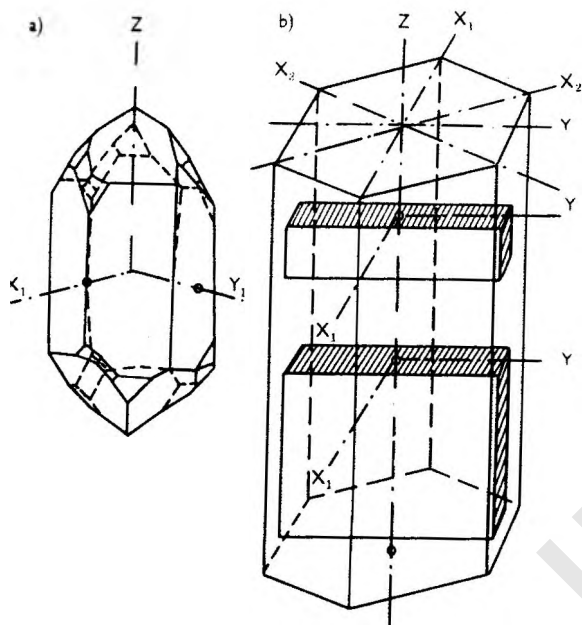
Хотя кварц в настоящее время уже не является единственным подходящим пьезоэлектрическим материалом для производства больших преобразователей, все же важны его стабильные механические свойства — малое внутреннее затухание, которым можно пренебречь.

На рис. 18, а показана схема кристалла кварца. С осью Z сливается оптическая ось С. Вырежем из кристалла кварца (18, б) пластину так, чтобы ось X_1 была ее нормалью, и подведем к ней два электрода.

На рис. 19, а, б схематически показаны прямой и непрямой пьезоэлектрические эффекты. Прямым пьезоэлектрическим эффектом называют физическое явление, при котором деформация кристалла (сжатие, натяжение, изгиб, кручение) ведет к возникновению электрического заряда на его поверхностях. Непрямым (обратным) эффектом называют деформацию кристалла под воздействием электрического поля. Если подать на пьезоэлектрическую пластину переменное напряжение, то она начнет колебаться с частотой этого переменного напряжения. Если частота подаваемого



17. Схема пьезоэлектрического явления. Элементарный кристалл кремния под воздействием силы F .

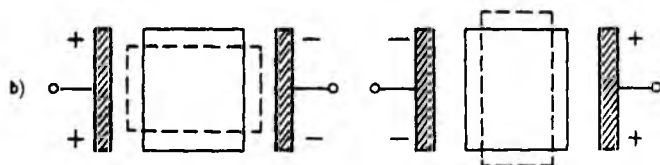
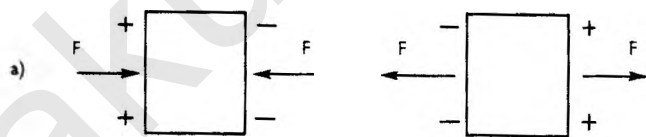


18. Кристалл кремния и способ ориентации его шлифа.

(возбуждающего) напряжения совпадает с собственной частотой пластины (резонанс), будет наблюдаться максимальная амплитуда смещения пластины.

В последние годы для производства ультразвуковых преобразователей широко используются электрострикционные материалы (иногда называемые ферроэлектрическими) титанат бария $BaTiO_3$. Эта керамика, поляризованная постоянным электрическим полем, сохраняет пьезоэлектрические свойства и после отключения поляризационного напряжения.

При нагревании электрострикционной керамики до точки Кюри нарушается согласованная ориентация микросталлов, и пьезоэлектрические свойства материалов исчезают. Об этом всегда следует помнить, когда используют ультразвуковые преобразователи, предназначенные для работы при высоких температурах. Очевидно, что у такой керамики утрачен-



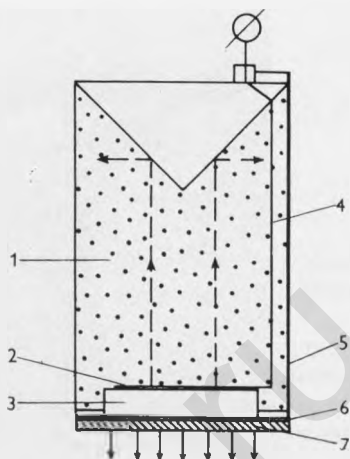
19. Пьезоэлектрическое явление.
а — прямое; б — обратное.

ные в результате перегрева свойства можно восстановить, если повторно подвергнуть пластину воздействию электрического постоянного поля, т. е. вновь поляризовать ее. Точка Кюри для большинства пьезоэлектрических материалов составляет около 200°C . Некоторые специальные виды пьезокерамик имеют точку Кюри даже около 350°C .

При разработке ультразвуковых диагностических систем необходимо обращать особое внимание на датчик, который одновременно является излучателем ультразвукового поля и приемником отраженных ультразвуковых волн.

В качестве собственно преобразователя мы используем пластины из электрострикционного материала, которые вставляются в различные виды держателей. На рис. 20 схематически изображена конструкция ультразвукового импульсного датчика.

Пьезоэлектрическая пластина (3) с неизлучающей стороны закрыта наполнителем (1), акустический импеданс которого повышается в результате добавления соответствующих твердых примесей, как, например, мелких частиц SiC, сурика, вольфрама и др. Примеси добавляются в наполнитель (1) до начала полимеризационного процесса. Через клеммы (4, 5) и



20. Схема ультразвукового датчика для работы в импульсном режиме.

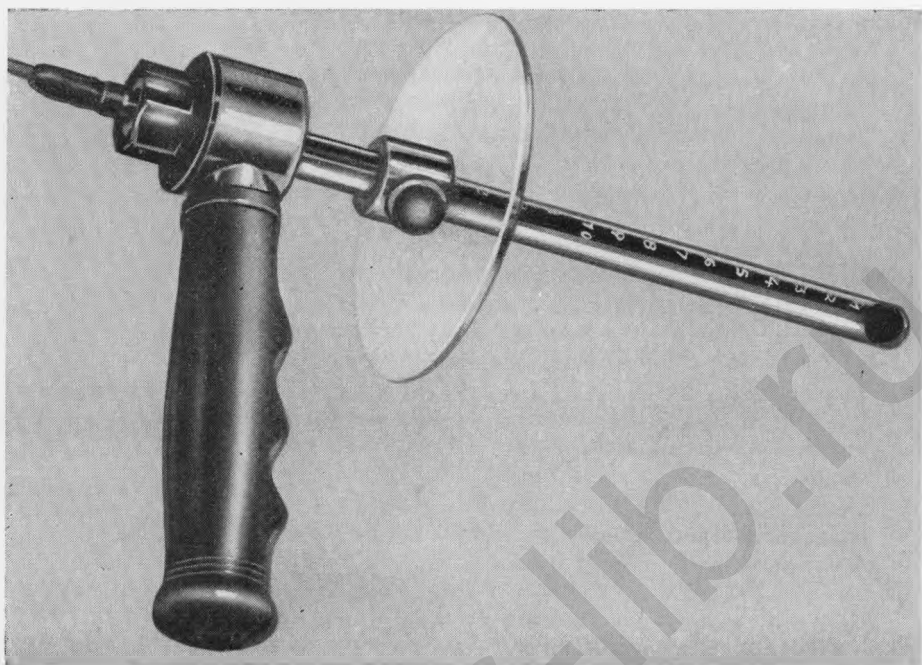


21а. Ультразвуковой датчик для работы в импульсном режиме диагностического прибора «Laminograph» фирмы «Parker». (изображение ультразвукового поля датчика см. на рис. 14, а).



21б. Датчик для вагинального исследования.

При исследовании датчик находится под перчаткой; контакт с исследуемой областью производится при помощи вещества для акустического контакта.



21в. Датчик для ректального исследования. Датчик можно использовать и для вагинального исследования. Сантиметровая шкала служит для измерения глубины, на которую введен датчик.

электродам (2, 6) подводится напряжение. Электрод (6) присоединен к каркасу датчика. Датчик имеет защитный слой (7). После нанесения на исследуемый объект иммерсионной среды (например, минерального масла, воды, физиологического раствора и др.) и создания контакта между объектом и датчиком последний излучает ультразвуковые волны. Ультразвуковая энергия, излучаемая в наполнитель (1), поглощается не только им. Отражения ультразвуковых волн от конусной поверхности датчика способствуют тому, чтобы случайные ультразвуковые отражения в наполнителе не нарушали точности диагностического измерения. Датчик в таком исполнении показан на рис. 21а.

Ультразвуковой датчик питается от импульсного генератора, который является составной частью электронной системы диагностических аппаратов.

В корпусе датчика помещается еще катушка малой индуктивности, с помощью которой электрические свойства собственно преобразователя согласуются с электронной системой аппарата. На рис. 21б показан ультразвуковой датчик для вагинальных исследований, на рис. 21в — для ректальных исследований.

5. Диагностические методы получения и регистрации изображения, диагностические приборы

Живой организм представляет собой по физической структуре неоднородную акустическую среду. Он состоит из тканей и органов, имеющих различное акустическое сопротивление.

Метод ультразвуковой диагностики аналогичен дефектоскопическим методам, которые уже в течение ряда лет широко применяются в промышленности (Тагаба, 1963). Показателем эффективности этого диагностического метода является качество полученного изображения внутренней среды исследуемой области или регистрируемого динамического процесса. Оно определяется прежде всего разрешающей способностью метода, т. е. возможностью дифференцировать два отражения от смежных структур тканей, имеющих различные акустические характеристики.

Разрешающая способность зависит от многих факторов, например, от параметров электронного устройства, выбранных при исследовании, качества электронно-лучевой трубки (ЭЛТ) и не в последнюю очередь — от используемой системы для получения изображения. При соответствующем конструктивном исполнении, подбирая ширину посылаемого импульса и частоту датчика, аппарат можно настроить так, чтобы его разрешающая способность была оптимальной.

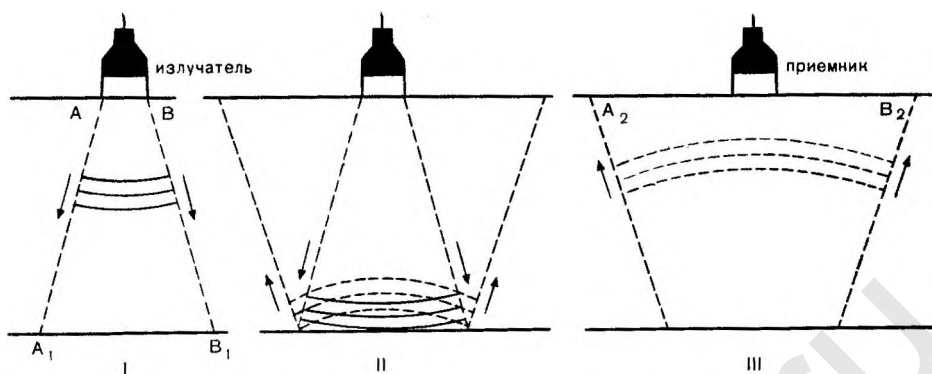
Как мы уже указывали, ультразвуковая энергия, проходя через ткань, поглощается тем больше, чем выше используемая рабочая частота. При подборе частоты ультразвукового поля всегда приходится выбирать между разрешающей способностью датчика и глубиной проникновения ультразвуковых волн в ткань. Более высокие рабочие частоты, хотя и позволяют повысить разрешающую способность метода, однако при этом исследование ограничено по глубине. Разрешающую способность по глубине можно увеличить за счет повышения интенсивности ультразвукового поля.

Средняя интенсивность излучаемых волн при использовании импульсного метода обычно колеблется от 5 до 30 мВт/см², в некоторых приборах достигая импульса максимально 2 Вт/см². Ширина импульса составляет обычно 5—100 мкс при повторяемой частоте 50—1000 с⁻¹. Рабочие частоты, используемые при диагностике в акушерстве и гинекологии, обычно лежат в диапазоне от 1 до 6 МГц. Диаметры датчиков зависят от способа их применения и используемой рабочей частоты. Исследование проводят датчиками диаметром от 3 до 30 мм, чаще всего 15 мм. При более высоких частотах диаметр датчика меньше.

Диагностические ультразвуковые методы можно разделить на три основные группы: метод прозвучивания; метод отражения; метод, основанный на эффекте Доплера.

5.1. МЕТОД ПРОЗВУЧИВАНИЯ

При этом методе один ультразвуковой датчик излучает ультразвуковую энергию в ткань. Эта энергия воспринимается на противоположной стороне исследуемой области вторым датчиком (приемником). Теневое изобра-



22. Схема ультразвукового метода исследования, основанного на принципе приема отраженных сигналов.

Датчик одновременно выполняет функцию излучателя ультразвуковых волн и приемника отраженных сигналов.

жение принимается со всеми неблагоприятными последствиями принципа Гюйгенса (см. 3.9). При этом методе можно применять как непрерывный (гармонический), так и импульсный ультразвук. Метод прозвучивания в неврологической диагностике использовал Dussik (см. 2.2). В настоящее время этот метод широкого применения в диагностике не имеет. Не исключено, что в будущем метод прозвучивания найдет практическое применение, если будут введены в практику датчики, предложенные von Ardenne (см. 7.2.2). Пока эти датчики имеют малую чувствительность.

5.2. МЕТОД ОТРАЖЕНИЯ (ИМПУЛЬСНЫЙ ЭХО-МЕТОД)

При этом методе используется импульсный ультразвук. Один датчик выполняет функцию излучателя ультразвуковых волн и одновременно функцию приемника отраженных волн (рис. 22). Датчик работает на основе прямого или непрямого пьезоэлектрического явления (см. 4.1).

Исследование как таковое называется эхографией (ультрасонографией). Donald применяет традиционное английское название «Sonar». Термин «radiographie ultrasonore», которым пользуются некоторые французские авторы, не соответствует физической сущности метода. Имеется несколько способов исследования (mode, scope, scan), конечный результат которых — получение видимого изображения, регистрируемого на ЭЛТ осциллографа.

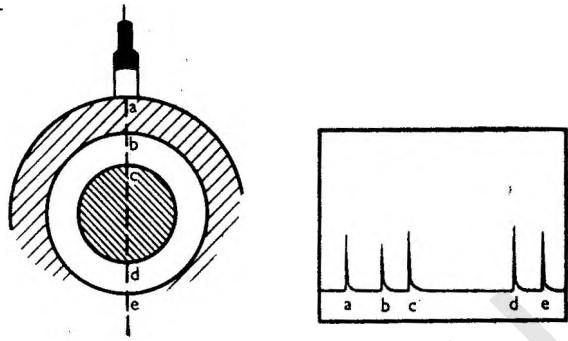
5.2.1. А-метод (A-mode)

(Модулирование амплитуды)

Одномерный (линейный) метод представляет собой способ получения изображения отраженных сигналов. При исследовании датчик устанавливают на одном месте, и он импульсами излучает ультразвуковые волны, которые представлены на осциллокопе в виде амплитуды сигнала а (рис. 23). Следующие отклонения импульсов по вертикали представляют собой отражение от поверхности границащих между собой слоев (b, c, d, e), расположенных перпендикулярно к направлению, в котором распро-

23. Схема формирования одномерного изображения (А-метод).

При исследовании датчик находится в неподвижном состоянии; конечное линейное изображение получается от области, в которую направлены излучаемые ультразвуковые волны.

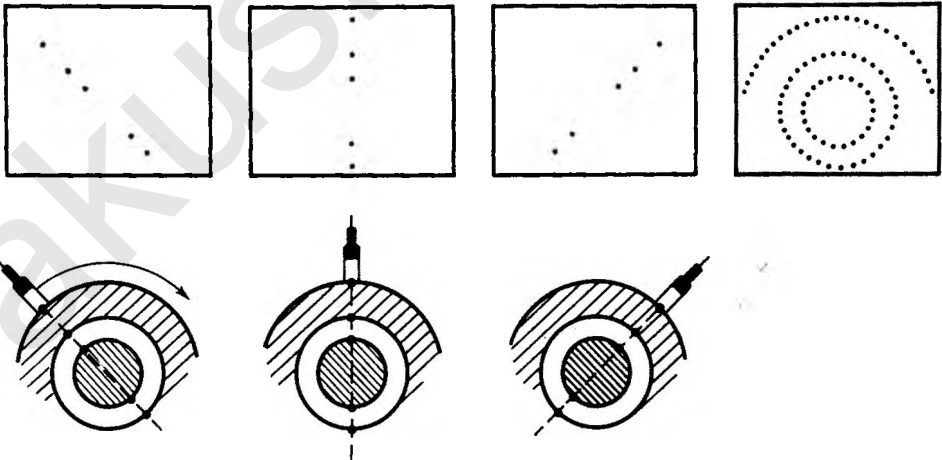


страняются ультразвуковые волны. Интервалы между отдельными отклонениями импульсов (отраженные сигналы) на горизонтальной линии развертки соответствуют действительному расстоянию между граничными слоями.

5.2.2. Б-метод (B-mode)

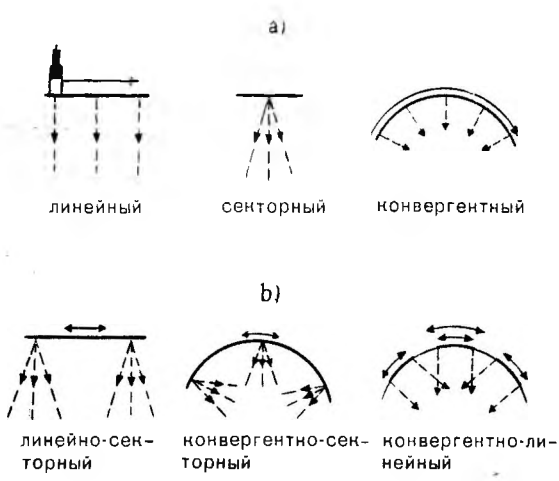
(Модулирование яркости)

Двумерный метод называют также экотомографией, или ультразвуковой ламинографией. В отличие от одномерного при двумерном методе во время исследования датчик движется. При двумерном методе отражения от поверхностей граничащих тканей регистрируются на экране осциллографа в виде яркостных точек. При перемещении датчика по поверхности исследуемой области эти точки смещаются на экране. Если используется ЭЛТ «с памятью», отражения остаются на экране и формируется двумерное изображение. Оно представляет собой синтез отражений, полученных при различных положениях датчика. Изображение соответствует сечению исследуемой области в направлении, в котором перемещается датчик и излучаются ультразвуковые волны (рис. 24). Двумерное исследование проводится различными способами (рис. 25).



24. Схема формирования двумерного изображения (Б-метод).

При исследовании датчик перемещается; на схеме показаны три положения датчика при перемещении. Конечное двумерное изображение отражает сечение исследуемой области.



25. Способы перемещения датчика при двумерном исследовании (B-метод).

а — простое перемещение; б — сложное перемещение (произвольное по Гарретту).

Простое сканирование

Различают

- линейный способ сканирования: датчик движется по прямой и излучает ультразвуковые волны, направленные перпендикулярно к ней;
- секторный способ сканирования: датчик не движется и излучает волны из одного места; причем датчик наклоняют под углом $\pm 20-30^\circ$;
- конвергентный способ сканирования: датчик движется по дугообразной кривой; ультразвуковой луч все время направлен в центр полуокружности, соответствующей пути сканирования датчика.

Сложное сканирование

Сложный способ сканирования является результатом сложения отдельных линейных участков сканирования. Различают

- линейно-секторный способ сканирования: датчик движется по прямой, и одновременно меняется угол его наклона;
- конвергентно-секторный способ сканирования: датчик движется по вогнутой кривой и одновременно меняется угол его наклона;
- конвергентно-линейный способ сканирования: датчик движется в определенных секторах по касательной к вогнутой кривой его первоначального движения.

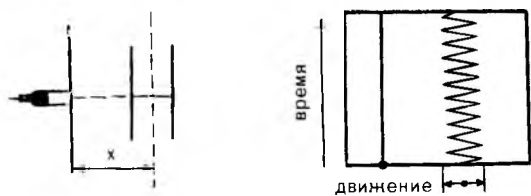
5.2.3. ТМ-метод (Time-motion mode)

Иногда его называют M-mode (Motion-Mode), TP-mode (Time Position) или UCG-mode (Ultrasound Cardiography).

Этим методом визуализируются граничащие слои тканей движущихся органов. На осциллографе видны отражения в виде движущихся точек от смещающихся структур. Из этих точек формируется динамическое изображение. Зная скорость смещения изображения, можно определить частоту регистрируемого движения (рис. 26). В ламинографе фирмы «Pickett» движение регистрируется по горизонтали, а временное распределение — по вертикали; в других приборах (Combison фирмы «Kretztechnik») оси регистрации расположены наоборот.

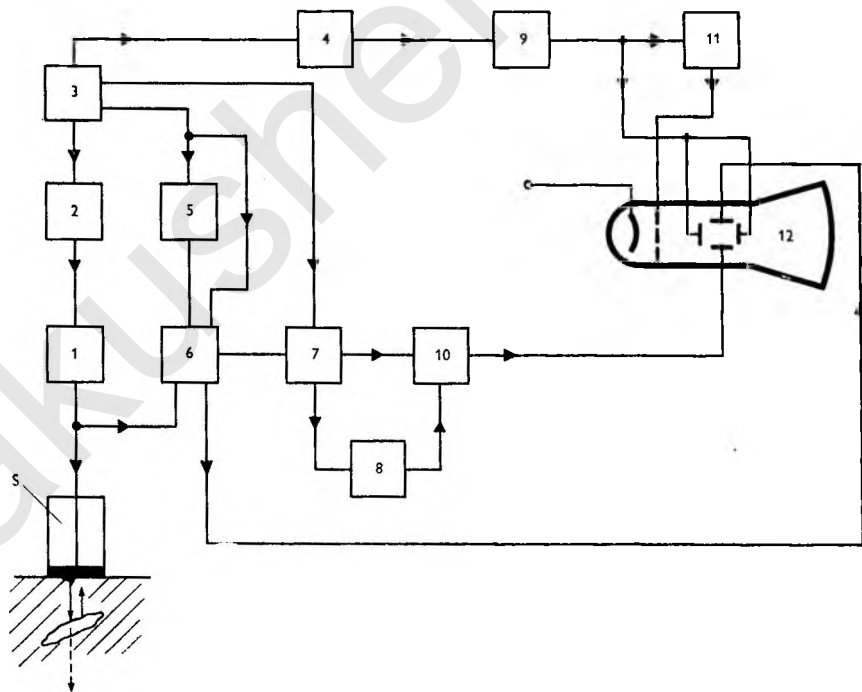
26. Схема формирования ТМ-изображения.

При исследовании датчик установлен неподвижно; регистрируется движение объекта в направлении излучения ультразвуковых волн.

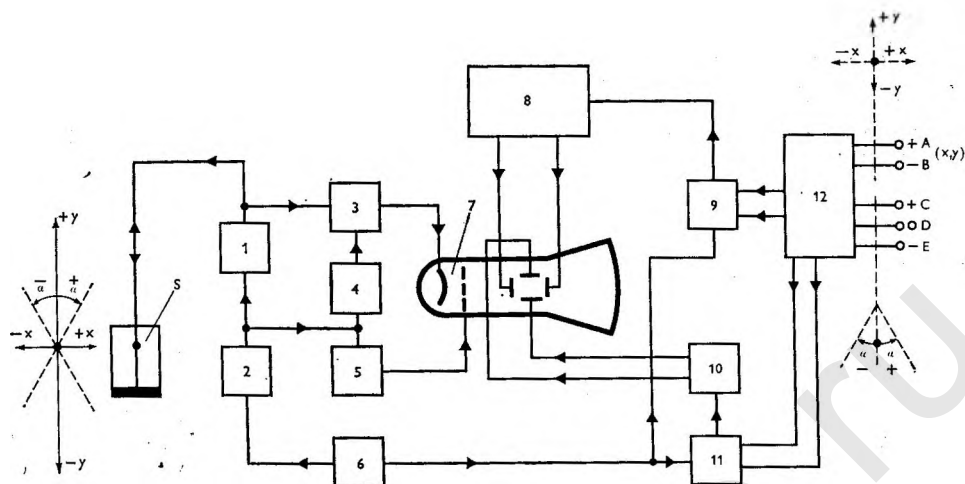


5.2.4. Диагностические приборы

Диагностические приборы вначале представляли собой лишь приспособленные промышленные дефектоскопы, которые не разрешали полностью задачи медицинского исследования (Donald et al., 1958). Работать с ними было непросто (Taylor et al., 1964), и результаты не всегда были хорошими. Постепенно сконструировали приборы специально для использования в акушерской практике. Это позволило повысить качество получаемых результатов. Одним из первых устройств такого назначения был прибор Diasonograph (Англия), на котором проводили ультразвуковые исследования Donald и Sundén. Некоторые фирмы сначала специализировались на производстве приборов для получения одномерного изображения. Kratochwil, например, длительное время работал на аппарате MG4000 («Kretztechnik», Австрия) и опубликовал результаты в известной монографии в 1968 г. Его книга является наиболее значительным трудом по ультразвуковой диагностике одномерным методом в акушерстве и гинекологии. Та же фирма позднее стала производить портативный прибор на транзисторах Т4 МГ. Фирма «Smith-Kline» (США) создала портативный



27. Блок-схема электронных узлов прибора для одномерного исследования (А-метод).



28. Блок-схема электронных узлов прибора для двумерного исследования (Б-метод).

прибор Ecoline 20 с рабочей частотой 2,25 МГц. Он удобен прежде всего для определения бипарияльного размера головки плода.

На рис. 27 представлена блок-схема прибора для одномерного метода исследования.

Ультразвуковой датчик (S) излучает импульсы и принимает отраженные сигналы. Излучатель (1) и приемник (6) соединены параллельно. Синхронизатор (3) через систему задержки одновременно регулирует функцию излучателя (1), генератора сигналов (5) и приемника (6). Временной амплитудный селектор (7) вместе с генератором затухающих колебаний (8) также управляются синхронизатором (3). Генератор затухающих колебаний для ориентировочного измерения поглощения управляется селектором (7). Указанные два элемента соединены со смесителем выходных сигналов (10), которые подаются на пластины ЭЛТ, отклоняющие луч по вертикали. Лупа времени (4) совместно с генератором развертки (9) дают возможность наблюдать отраженные импульсы. Импульсы подводятся к элементу (11) и на модулятор ЭЛТ.

При дальнейшем развитии ультразвуковой диагностики ориентировались прежде всего на разработку двумерного метода. Поэтому большинство фирм начали производить аппараты лишь для получения двумерного изображения или комбинированные аппараты. Схема аппарата для двумерного метода представлена на рис. 28. В аппарате имеются следующие схемные элементы: для оценки положения датчика; для генерирования ультразвуковых импульсов; для приема отраженных ультразвуковых сигналов и вспомогательные электрические схемы для работы ЭЛТ.

Данные об углах поворота датчика (S) на угол $\pm \alpha$ определяются потенциометрами, установленными на сканирующем плече (12) (клеммы C, D, E). Перемещения датчика (S) по горизонтали и вертикали определяются потенциометрами (клеммы A, B). Напряжением, которое отводится от этих потенциометров, управляются генераторы периода развертки электронного луча (9, 11) по вертикали (y) и горизонтали (x). Генераторы (9, 11) управляют усилителем отклонения по горизонтали (10).

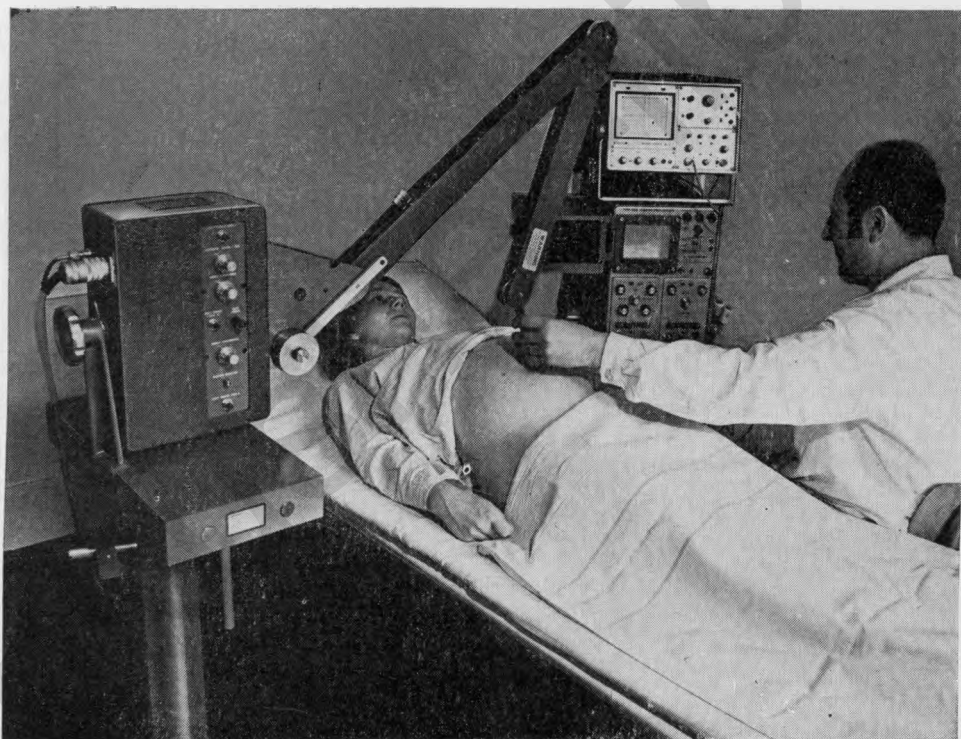
На усилителях (8, 10) можно установить такой уровень усиления, который даст возможность выбрать относительный масштаб изображения, не-

обходимый для исследования. Синхронизатор (6) управляет элементом (2) через устройство задержки импульсов (1) и блоком (5) для обеспечения яркости импульса. Генераторы развертки (11, 9) тоже управляются синхронизатором (6). К датчику (S) присоединен приемник (3) вместе с усилителем (4). Направления движения датчика (S) на схеме обозначены осями $y \pm$, $x \pm$, а угловое отклонение $\pm \alpha$. Им соответствуют необходимые напряжения на клеммах А — Е.

Для двумерного исследования используют метод прямого и непрямого контакта.

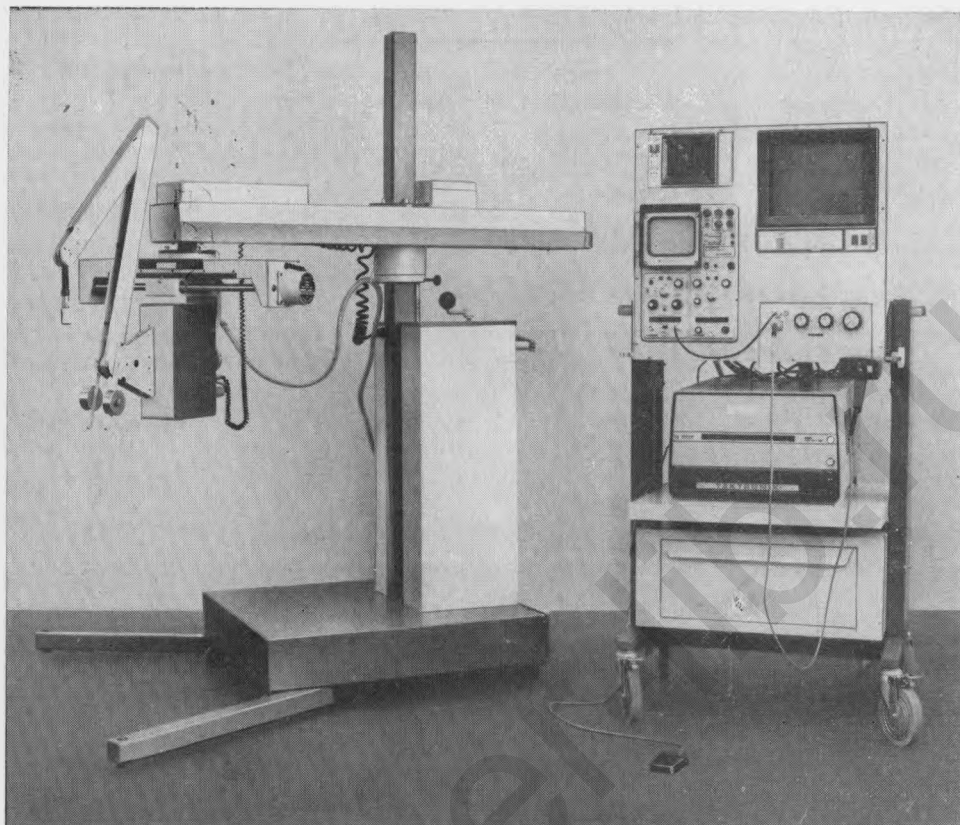
Метод прямого контакта (contact coupling)

Датчик движется непосредственно по поверхности исследуемой области. В аппарате датчик укреплен на устройстве для скампирования. Данные об его движениях передаются в электронные блоки по соответствующие цепи и получается изображение на экране трубки «с памятью». Основоположником этого метода является Holmes (1965). На описанном принципе работают следующие аппараты.



29а. Диагностический прибор «Laminograph 102» фирмы «Picker» (США).

Слева на перемещающейся подставке находится устройство с подвижным плечом, на свободном конце которого расположен датчик. Справа — осциллокопическая часть прибора; рядом с нижним осциллокопом для двумерного изображения расположена фотокамера «Polaroid», при помощи которой документируют результаты исследования. Прибор дополнен осциллокопом «Grundig» (вверху), на котором получают одномерное (А) изображение. Эхотомограммы, приведенные в этой книге, получены при помощи этого прибора.



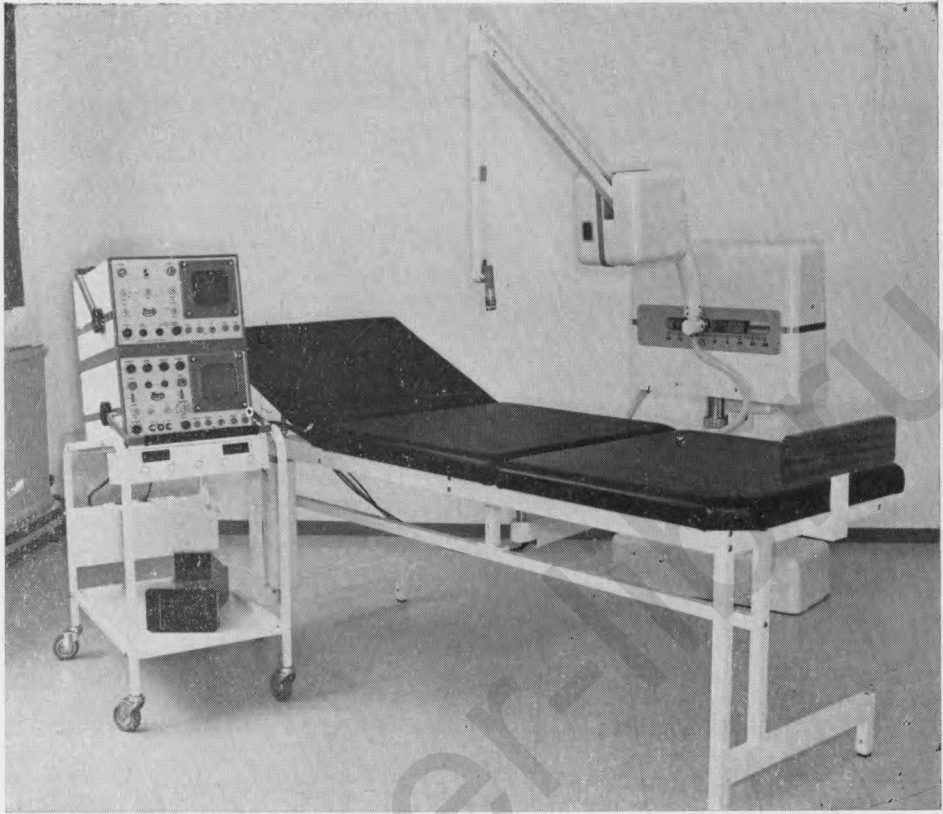
29б. Диагностический прибор «Echoview» фирмы «Picker».

Это прибор новейшей конструкции (1973). Он снабжен двумя осциллоскопами для одновременного получения при исследовании одномерного (А) и двумерного (В) изображений. Кроме того, он имеет большой кинескоп (справа вверху) и устройство для записи изображения на бумагу (справа внизу). Для данной публикации оригинал снимка прибора любезно предоставил производитель — фирма «Picker Corp.» (США).



29в. Эхотомограмма почек взрослой женщины, полученная на приборе «Echoview» и документированная на бумагу термосерографическим методом.

Оригинал эхотомограммы предоставила фирма «Picker Corp.» (США).



30а. Диагностический прибор «Combison» фирмы «Kretztechnik».

На двух осциллографах одновременно можно получить одномерное (А) и двумерное (Б) изображения. Передаточная система и плечо с датчиком помещены на подвижной подставке, которая конструктивно составляет одно целое со столом для исследования больного. Оригинал снимка предоставила фирма «Kretztechnik» (Австрия).



30б. Эхотомограмма головки плода, полученная на приборе «Combison». Для публикации оригинал эхотомограммы любезно предоставил Г. Воог (Франция).

Ультразвуковой томограф фирмы «Picker» (США) (рис. 29а); его можно также использовать для работы в одномерном режиме и для эхокардиографии. Эхотомограммы, которыми иллюстрирована книга, были получены на этом аппарате. Усовершенствованная модель аппарата (Echoview) имеет два осциллоскопа для одновременного исследования одномерным и двумерным методами. На этом аппарате можно видеть кривую усиления сигналов в процессе выбора технического режима эхотомографии и электрическую регулировку перемещений сканирующего устройства. Последняя модель аппарата, кроме того, оснащена большой ЭЛТ (21×16). На ней можно видеть и анализировать результаты исследования и воспроизвести их в том же размере с помощью термоксерографии (рис. 29б, в).

Аппарат Combison фирмы «Kretztechnik» (Австрия) также имеет два осциллоскопа для одновременного исследования одномерным и двумерным методами (рис. 30а). Аппарат удобен в работе, он имеет сканирующее устройство (держатель датчика), которое можно подвести прямо к постели пациента и проводить исследование в любой плоскости. Пример эхотомограммы показан на рис. 30б.

Легкие и подвижные ультразвуковые аппараты производят японские фирмы «Toshiba» (Sonolayerograph SSL-21A и SSL-31A) и «Aloka» (SSD-60B).

Очень удобен в работе аппарат Ekoline 20B Scanner фирмы «Smith-Kline» (США).

Несколько иначе решена конструкция аппаратов английской фирмы «Nuclear Enterprises Ltd.» Diasonograph NE4102 (рис. 31а). Это существенно улучшенная модель, на которой первоначально работал Donald. Она довольно массивна — весит 650 кг. Вращающийся датчик установлен на выдвижном устройстве. Он отклоняется и вращается одновременно с наклоном выдвижного устройства. Работать на аппарате относительно просто. На экране ЭЛТ ультразвуковое изображение можно получить в пяти масштабах. Аппарат имеет цифровое устройство для измерения расстояний. На осциллоскопах можно одновременно проводить исследование в одно- и двумерном режимах, а также эхокардиографию (ТМ-метод). Пример эхотомограммы приведен на рис. 31, б.

В Чехословакии тоже был сконструирован опытный образец ультразвукового диагностического аппарата в Исследовательском институте механизации и автоматизации в Новом Месте над Вагом (Šamšula et al., 1973). Этот аппарат, сконструированный на транзисторах, имеет кинескоп с длительным послесвечением. Результаты исследования регистрируются в виде одно- и двумерного изображений в трех масштабах (1:2, 1:3, 1:4).

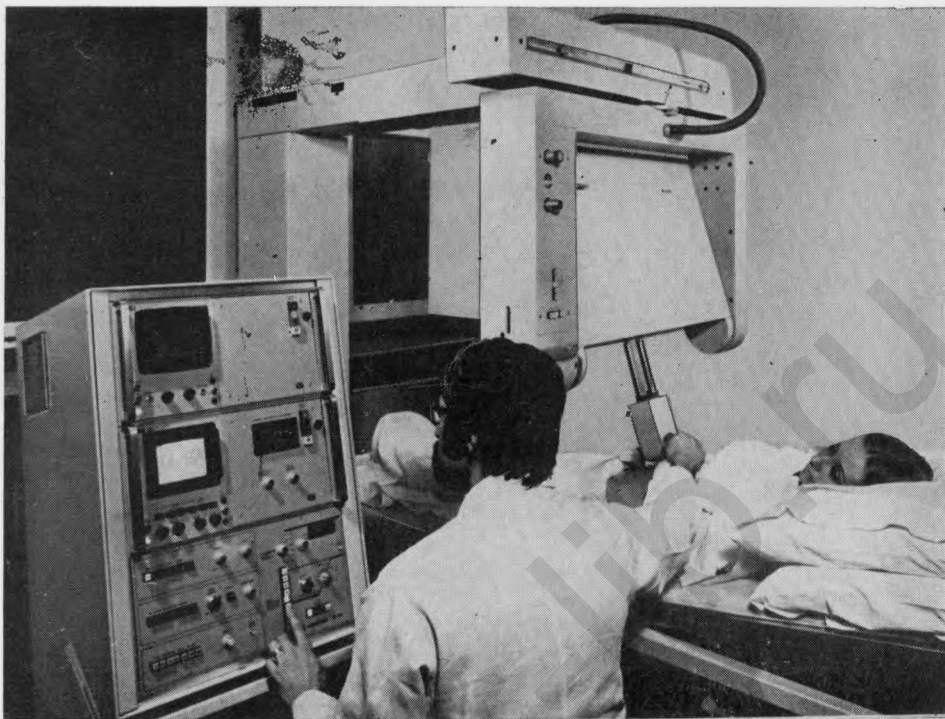
Скорейшее освоение серийного производства аппарата явилось бы важным вкладом в развитие ультразвуковой диагностики в ЧССР.

В ГДР и Польше были сконструированы первые образцы ультразвуковых диагностических аппаратов для получения одно- и двумерного изображений. Польский аппарат UG4 уже передан в серийное производство.

Метод непрямого иммерсионного контакта (liquid coupling)

Контакт датчика с исследуемой областью тела осуществляется посредством водяной ванны.

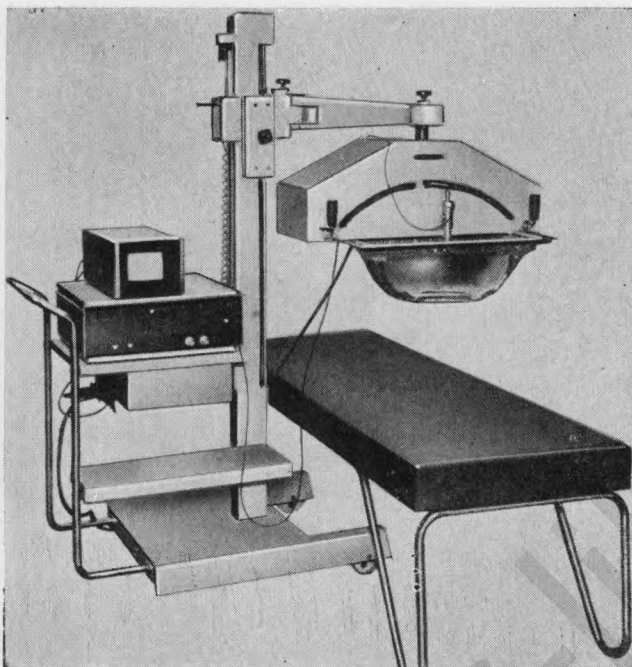
Этот метод разработали Hayashi и соавт. (1961). Они линейно передвигают датчик, погруженный в полиэтиленовую ванну с водой, которую накладывают на исследуемую область тела, покрытую акустически связывающим веществом — вазелиновым маслом и др.



31а. Диагностический прибор **Diasonograph NE 4102** фирмы «Nuclear Enterprises». При помощи прибора можно одновременно проводить исследование в одномерном (А) и двумерном (Б) режимах. Справа сверху в мощной раме расположена движущаяся система с выдвигаемым устройством и вращающимся датчиком. Снимок прибора предоставила фирма «Nuclear Enterprises, Ltd.» (Англия).



31б. Эхотомограмма головки плода, полученная на приборе «**Diasonograph NE 4102**». Оригинал эхотомограммы предоставил **J. Donald** (Англия).



32. Диагностический прибор «Sonolayergraph SSL-25A» фирмы «Toshiba».

Датчик автоматически движется по дугообразной траектории в ванне с водой, которую прикладывают к исследуемой области тела. Конечное изображение получают конвергентным способом. Прибор можно подключить к системе для получения цветного изображения. Рабочая частота прибора 5 МГц. Снимок опубликован с разрешения фирмы «Toshiba» (Июня).

Подобные модели аппаратов производят японские фирмы. В таких аппаратах датчик, погруженный в полиэтиленовую ванну с водой, автоматически движется по дугообразной линии (arc scanner).

Такой конвергентный метод эхографии используется прежде всего при исследовании молочной железы и щитовидной железы. Фирма «Aloka» поставляет это устройство как приставку к своему диагностическому аппарату. Фирма «Toshiba» производит подобный аппарат под названием Sonolayergraph SSL-25A, на котором можно получить и цветное изображение (рис. 32).

Другую конструкцию имеет австралийский аппарат CAL Echoscope MKII (рис. 33), разработанный Kossloff, в котором использован принцип, первоначально примененный в устройстве CAL Echoscope (1966). Датчик с частотой 2 МГц автоматически движется в ванне с водой в горизонтальных плоскостях, а исследуемая находится на опрокидывающемся столе в вертикальном положении, плотно прилегая животом к полиэтиленовой пленке, образующей переднюю стенку ванны с водой. Аппарат имеет очень хорошие разрешающие возможности. Однако конвергентный способ сканирования дает возможность получать эхотомограммы только в поперечных плоскостях. Аппарат еще не производится серийно. Мы упоминаем здесь о нем потому, что сотрудники Commonwealth Acoustic Laboratories в Сиднее внесли весьма значительный вклад в развитие ультразвуковой диагностики.

Другой способ получения изображения двумерным методом применили Krause и Soldner (1967) и разработали аппарат, производимый фирмой «Siemens» (ФРГ) под названием Vidoson 635. Аппарат представлен на рис. 34а, на котором видна система датчика с рефлектором, установленная на тележке. Принцип устройства аппарата показан на рис. 34б. Вращающийся ультразвуковой датчик (3) излучает в резервуар, наполненный во-

33. **Диагностический прибор «CAL Echoscope МК II».**

Справа видна часть стола, слева от него — открытая передняя стенка водяной ванны, в которой помещен датчик. Оригинал снимка прибора предоставил G. Kossoff (Австралия).

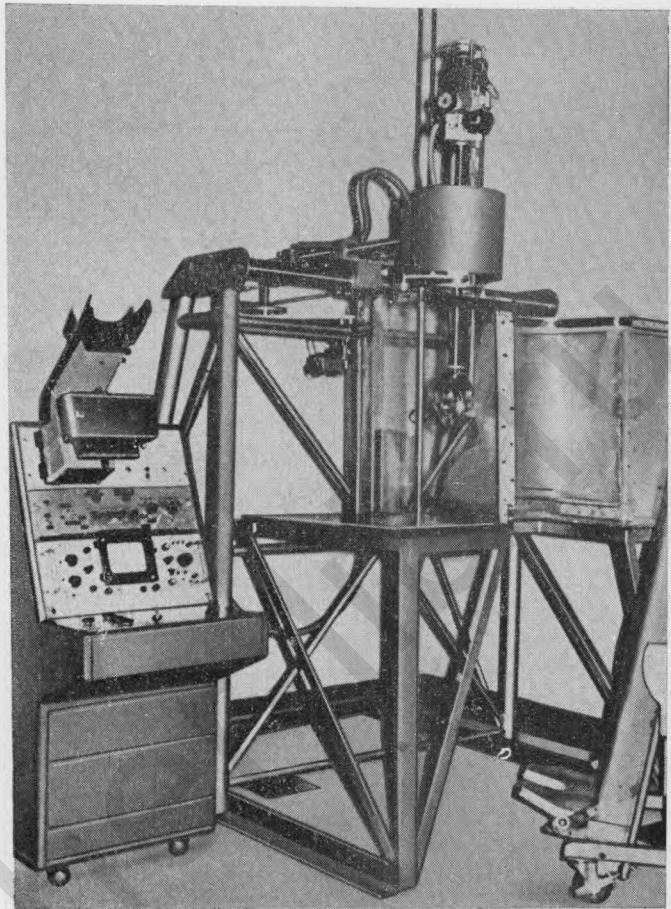
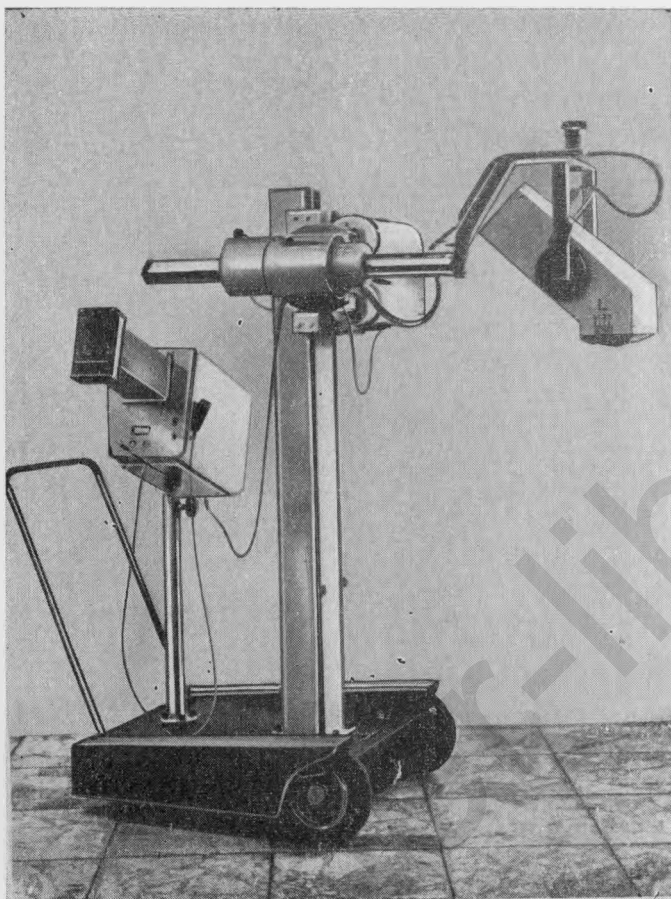


Таблица 5

Основные параметры диагностических ультразвуковых аппаратов, используемых в ЧССР (1973)

Фирма	«Siemens»	«KLN Kretztechnik»	«Picker»
Страна	ФРГ	Австрия	США
Название аппарата	Vidason	4100 MG Combison	102 Laminograph; Echoview
Способ получения изображения	Б	А, Б, ТМ	А, Б, ТМ
Рабочая частота, МГц	2,5	2—10	2—10
Способы регистрации изображения	Строчным ложением	раз	Трубка с «памятью»
Масштаб изображения 1:х	1,5	Трубка с «памятью»	Трубка с «памятью»
Максимальный диапазон глубины, см	16	1; 3; луна	0,5; 1; 2; 3
		40	30



34а. Диагностический прибор «Vidoson 635» фирмы «Siemens».

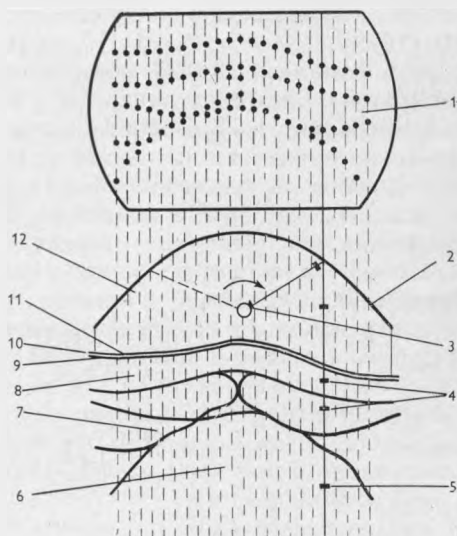
Сирова на подставке помещается ванна с водой, в которой перемещается датчик. На дне ванны расположена выгнутая эластичная мембрана, которую прикладывают к исследуемой области тела. Осциллоскопическая часть находится на снимке слева; осциллоскоп закрыт тубусом с фотокамерой. Снимок публикуется с разрешения производителя — фирмы «Siemens», Erlangen (ФРГ).

дой, ультразвуковые волны. От параболического зеркала (2) через пленку (11) и связывающую среду (10) ультразвуковые волны параллельными лучами отражаются в исследуемую область. Отраженные волны регистрируются на ЭЛТ, имеющей строчную развертку, синхронную с вращением ультразвукового датчика (3). На ЭЛТ (4) изображение формируется 15 раз в секунду, подобно тому как в телевизионных мониторах. На схеме (рис. 34б) показаны: отраженные импульсы (4), излучаемые импульсы (5), жировая ткань (8), мышцы (9), опухоль (6). Аппаратом можно непосредственно наблюдать за движущимися структурами, расположенными только на глубине до 16 см. Аппарат не дает возможности проводить одномерное и УКГ-исследование. На рис. 34в приведен пример эхотомограммы, полученной при исследовании на аппарате Vidoson 635.

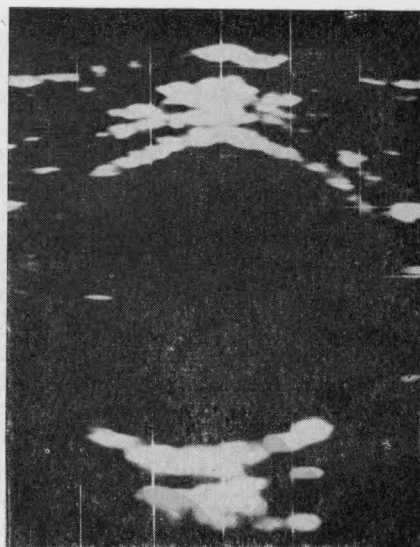
В табл. 5 приводятся параметры ультразвуковых диагностических аппаратов, работающих на импульсном принципе и используемых в ЧССР.

5.2.5. Способы документирования результатов

Результаты ультразвукового исследования документируют различными методами. Регистрацию эхологического изображения производят наиболее подходящим способом. Для его обозначения используют различные терми-



34б. Схема принципа получения изображения на приборе «Vidoson 635».



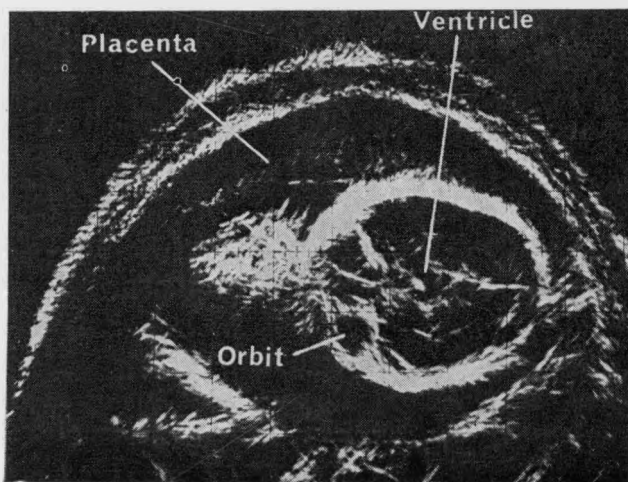
34в. Эхотомограмма головки плода, полученная на приборе «Vidoson 635».

Эхотомограмму предоставил F.-G. Loch (ФРГ).

ны. Термин «сонограмма», который предложил Taylor, не используется. Австралийские и французские авторы применяют термин «эхограмма». Более точен термин «ультрасонограмма», который употребляют Gottesfeld, Thompson, Hellman, Kobayashi и др.

Фотодокументирование — наиболее часто используемый способ регистрации. При этом обычно результаты исследования фотографируют на пленку. Преимущество этого способа состоит в том, что с пленки можно получить несколько копий, а его недостаток — в том, что качество фотографий можно определить лишь после проявления пленки.

35. Эхотомограмма головки плода, полученная методом эхокопического изображения на кинопленку на приборе «CAL Echoscope MK II». На снимке видны анатомические детали, однако их контуры отличаются от таковых на классических эхотомографических изображениях. Эхотомограмму предоставил G. Rossoff (Австралия).



Изображение, полученное на трубке «с памятью», фотографируют или используют так называемую киноэхоскопию, которую применяют австралийские авторы Kossoff и Garrett (1972).

Если в ультразвуковом аппарате установлена ЭЛТ «без памяти», изображения регистрируют фотоаппаратом. В этих случаях затвор его открыт на протяжении всего времени формирования изображения на экране ЭЛТ. Фотографирование ультразвукового изображения на пленку существенно улучшает разрешающие способности этого метода исследования (рис. 35).

Некоторые ультразвуковые аппараты оснащены фотокамерой фирмы «Polaroid». Преимущество регистрации изображения с помощью таких фотокамер заключается в том, что результат исследования можно сразу оценить и документировать. Причем, если снимок с технической точки зрения неудачен, то полученное изображение на трубке «с памятью» можно сфотографировать повторно. Однако этот метод более дорогой, чем классическое фотографирование на пленку.

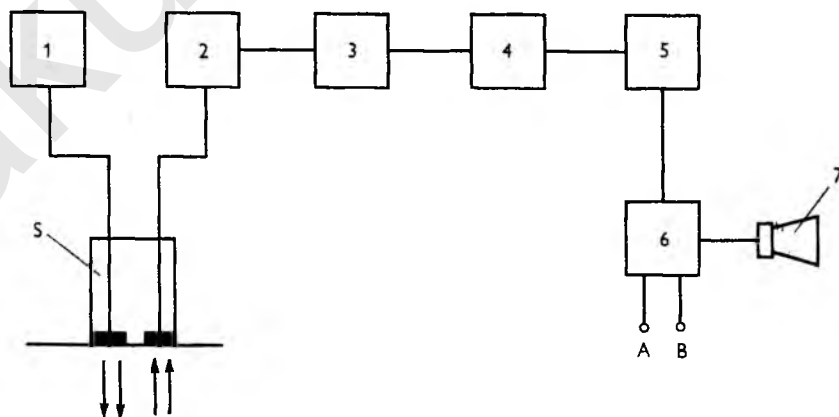
Киносъемка дает возможность зарегистрировать динамические процессы изображения. Этот способ был использован Edler (1963) в кардиологии для регистрации изображения, получаемого при импульсной эхокардиографии (ТМ-метод) и одномерном методе исследования.

Результаты ультразвуковой кардиографии (УКГ) — можно также регистрировать графически. Этот способ дешевле, чем предыдущий, и результаты можно оценить во время исследования.

Метод термоксерографии — это новый способ, который дает возможность воспроизводить результаты одномерного, двумерного и эхокардиографического исследований. Устройство, которым оснащена новая модель аппарата фирмы «Piskee», воспроизводит двумерное изображение максимум за 18 с, а повторно воспроизводит тот же результат максимум за 10 с. При этом можно получить копии результатов в том количестве, которое требуется для документирования. На снимке размером 21×16 см отражения на белом фоне получают черными. При УКГ изображение непрерывно записывается на бумажной ленте.

5.3. МЕТОД, ОСНОВАННЫЙ НА ЭФФЕКТЕ ДОПЛЕРА

В ультразвуковой диагностике широко используется простое устройство, которое иногда называют ультразвуковым фетальным детектором



36. Блок-схема электронных узлов диагностического ультразвукового прибора, работающего на эффекте Доплера.

(детектором плода). Оно работает на основе эффекта Доплера и регистрирует с помощью акустических сигналов или прямой записью на специальном устройстве движения сердца плода. На рис. 36 представлена схема детектора. Разделенный преобразователь (S) одной половиной излучает ультразвуковые волны в ткань. Частота непрерывных ультразвуковых волн лежит в диапазоне 2—6 МГц. Отраженный от движущегося объекта сигнал, модулированный при использовании эффекта Доплера, подается в смеситель (2), затем в межчастотный усилитель (3), детектор (4), низкочастотный фильтр (5) и выходной усилитель (6). К выходному усилителю (6) присоединяют репродуктор (7) или наушники к клеммам (B). Регистрирующим устройством, присоединенным к клеммам (A), воспроизводятся движения исследуемого объекта. Интенсивность волн, излучаемых в объект, обычно колеблется в диапазоне 5—25 мВт/см². Фирма «VEB Ultraschalltechnik» (ГДР) в приборе UDOP 2 использует интенсивность ультразвука ниже предела 7 мВт/см², некоторые другие производители аппаратов — еще более низкую.

6. Действие ультразвука

Ультразвуковые волны, распространяющиеся в среде, например, в жидкости, могут взаимодействовать с ней в двух основных формах:

- пассивные ультразвуковые волны, дающие информацию о среде, через которую они проходят, могут при этом существенно не нарушать ее.
- активное (интенсивное) ультразвуковое поле может вызывать в среде существенные изменения.

6.1. ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКОЕ ДЕЙСТВИЕ УЛЬТРАЗВУКА

При прохождении непрерывно изменяющихся ультразвуковых волн через жидкость появляются маленькие пузырьки, которые обычно в замкнутом пространстве расположены в узлах стоячих волн и остаются в этом положении длительное время. Они представляют собой пузырьки освобожденного газа, абсорбированного в жидкости.

Если интенсивное ультразвуковое поле внести в жидкость (например, воду), то увеличится амплитуда скорости и произойдет ускорение колебательного движения частиц среды. Здесь возникают высокие периодические давления (см. 3.3), достигающие порядка нескольких атмосфер. Эти давления в течение колебания приобретают высокую положительную и отрицательную величину, на основе которых возникает кавитация.

6.1.1. Кавитация

Под термином «кавитация» понимают периодическое нарушение непрерывности среды.

Чтобы возникло нарушение непрерывности (кавитационная каверна), необходимо преодолеть сцепляющие силы молекул жидкости. В воде, очищенной от чужеродных примесей и газов (дегазированной), для возникновения заметной кавитации требуется растягивающее напряжение в несколько атмосфер. В момент, когда каверна сокращается (исчезает), в результате удара стенок сокращающейся каверны создается давление, во много раз превышающее акустическое и достигающее нескольких тысяч атмосфер. Вследствие этого давления возникает так называемая вторичная кавитация. Воздействием кавитации объясняется также разрушение твердых веществ, взвешенных в жидкости, под влиянием действия ультразвукового поля высокой интенсивности. В ультразвуковом поле малой интенсивности заметной кавитации не наблюдается. Только после превышения критического уровня интенсивности возникает видимая кавитация. Критическая величина этой интенсивности зависит от частоты ультразвука и сцепляющих сил в жидкости. Критическая величина возрастает с повышением статического давления, действующего на жидкость, и падает с повышением температуры. Критическую величину можно определить

только экспериментально. Кавитация особенно активна на разделе двух сред, где она выявляется эффективным действием сил сцепления.

Особенно сильная кавитация возникает в жидкости, которая содержит микроскопические чужеродные частицы или незначительные пузырьки воздуха, невидимые невооруженным глазом, так как в местах, где находятся частицы, уменьшены силы сцепления.

Если в жидкости содержатся абсорбируемые газы, то под влиянием кавитации выделяются мелкие пузырьки газа, которые в результате гидродинамического взаимодействия увеличиваются, поднимаются к поверхности или при малой интенсивности ультразвукового поля расположены в узлах. Явление кавитации в значительной мере зависит от частоты ультразвука, так как на образование кавитационной каверны требуется определенное время, в течение которого в жидкости должны действовать силы акустического поля. В случае низких ультразвуковых частот кавитация возникает при более низкой интенсивности ультразвукового поля, а в случае частот выше 5 МГц кавитации уже не наблюдается. Разумеется, критическая величина интенсивности ультразвукового поля, при которой возникает кавитация, увеличивается соответственно вязкости жидкости.

Критическая величина кавитации в воде при 20 кГц ультразвуковых волн равна 1 Вт/см², при 200 кГц необходима интенсивность ультразвукового поля 10 Вт/см², а при 3 МГц — 50 кВт/см². Поэтому в медицинской ультразвуковой диагностике, где применяются интенсивности от 5 до 25 мВт/см², при частоте 1—10 МГц кавитация вообще исключена.

Кавитация приводит также к возникновению электромагнитных волн различных областей спектра (Samek, Taraba, 1973). Это явление называют сонолюминесценцией.

6.1.2. Тепловое действие ультразвука

Поглощенная ультразвуковая энергия в веществе, через которое она проходит, превращается в тепло. Продольно колеблющиеся частицы среды в интенсивном ультразвуковом поле в результате превращения части кинетической энергии в тепло приводят к нагреванию среды, степень которого зависит от величины фактора поглощения и теплопроводности среды. На степень нагревания живой ткани влияет также ее охлаждение кровью. Известно, что кости и нервные волокна больше всего нагреваются в интенсивных ультразвуковых полях в отличие от жира, который не подвержен заметному нагреванию ввиду низкого фактора поглощения α . Разумеется, фактор поглощения увеличивается с повышением частоты. Поверхностные слои, находящиеся в прямом контакте с ультразвуковым датчиком, нагреваются больше, чем слои, удаленные от поверхности, в которые проникает только остаток ультразвуковой энергии.

6.1.3. Химическое действие ультразвука

Химическое действие интенсивного ультразвукового поля может проявляться двояко:

— окислительное (или редуцирующее) действие ультразвукового поля в жидкостях,

— ускорение химических реакций.

Окислительное действие ультразвука может быть вызвано кавитацией. Это приводит к мысли, что химическое действие ультразвука обусловлено окислительными радикалами, составленными из воды, а ни в коем случае

не активизацией растворенного кислорода. Радикалы появляются в результате ионизации среды, вызванной ультразвуковой люминесценцией. Было установлено, что химические реакции происходят тогда, когда в ультразвуковом поле генерируется ультразвуковая люминесценция. Одним из химических действий ультразвука высокой интенсивности является усиление диффузионных процессов. При этом меняется соотношение белков в тканях и наблюдается изменение состояния ионов и соединений — рН (Hrazdira, 1963, 1964).

6.2. БЕЗОПАСНОСТЬ ИССЛЕДОВАНИЯ УЛЬТРАЗВУКОМ

При внедрении в медицинскую практику нового диагностического метода, при котором организм подвергается определенным биофизическим влияниям, необходимо прежде всего гарантировать безвредность данного метода. Это особенно важно при исследовании беременных, чтобы не повредить плод. Отметим, что побочное действие рентгенологического исследования было обнаружено с некоторым опозданием.

Влияние ультразвука на живой организм интенсивно изучалось уже в период его применения для терапии. На этом этапе было выяснено первичное действие ультразвука — механическое, химическое, термическое. Постепенно, однако, внимание было обращено и на действие вторичное, которое является специфической реакцией организма на внешние влияния. И хотя для диагностики используют ультразвук низкой интенсивности, период изучения механизма действия ультразвуковых волн, применяемых для терапии, и волн более высокой интенсивности, был очень важен.

6.2.1. Действие ультразвуковых волн терапевтической и высокой интенсивности

Исследование воздействия ультразвуковых волн высокой интенсивности на живой организм проходило в трех направлениях.

Эксперименты на животных

В 1948—1956 гг. было опубликовано много работ, в которых приводились результаты исследования влияния больших доз ультразвука на животных. Сравнение результатов, однако, представляется весьма затруднительным, поскольку опыты проводились в разных условиях (интенсивность и частота ультразвуковых волн, длительность воздействия ультразвуком, вид подопытных животных и т. д.).

Вместе с тем выяснилось, что при непрерывном воздействии ультразвуком высокой интенсивности больше всего проявлялось его первичное действие. При этом термический эффект необязательно проявлялся местным ожогом, но также вызывал повреждения суставов и нарушения клеточного метаболизма (табл. 6).

Оценка действия ультразвука в молекулярной биофизике

В этой области важны прежде всего исследования Elpiner (1965), который изучал действие ультразвука в нескольких направлениях:

- осуществление синтеза биологически важных микро- и макросоединений в ультразвуковом поле,
- влияние ультразвуковых волн на структуру биомолекул,
- определение биокаталитических процессов с помощью ультразвука в клетках животных, растений и бактерий,

Результаты экспериментов на животных, подвергавшихся действию
ультразвука терапевтической и высокой интенсивности
(выше 1 Вт/см²)

Автор	Год	Исследуемый объект	Интенсивность, Вт/см ²	Частота, МГц	Время экспозиции, минуты	Результат
Müllereisert	1950	Крысы	2—4	1	5×1—3	Менструально-овариальный цикл без изменений
Friedli	1951	»	0,5 1,0 2—4	0,8 0,8 0,8	5 5 1	Цикл не нарушен Ускоренный цикл Реверсионное кратковременное подавление эстрогенов
Fritz — Niggli	1951	Дрозофила (яички, личинки, куколки)	0,3—1,75	0,8		Умерщвление или дефект развития
Sachs	1952	Беременные кролики	1,8—3,8	0,8	3×5—10	Выкидыш
Mohr	1952	Беременные морские свинки	2,5—4,0	0,8	6—11×5—15	Без выкидыша
Brettschneider	1952	Мыши	3—5	0,8	5	Стерильность
Brüschke	1955	Кролики	3,5	1	3—5×10	Сохраняется плодовитость
Kamocsay	1955	Крысы	5 3	1 1	5×2 5×2	Атрофия яичников Стерильность
Kirsten	1963	Молодые мыши	1,7—4,0	1	5	Без гистологических изменений яичников
Bang	1969	Беременные мыши	1,7 4,3	2,25 2,25	1 15 с	Здоровое потомство
Taylor K. G. W.	1972	Крысы (препарат спинного мозга)	25—30 импульсивная	0,5—6	1—15	

— влияние ультразвука на пространственное расположение мембранных и микрочеточных субмикроскопических структур, сопровождающееся изменениями в метаболизме клетки и проявляющееся в стимулировании или подавлении отдельных жизненных функций. Эти сложные клеточные процессы в метаболическом цикле есть следствие изменения пространственных отношений клеточных структур. Внутри клетки возникает микропоток подобно тому, как это происходит в жидкостях под действием ультразвука. Вместе с этим в зависимости от интенсивности ультразвука, вязкости протоплазмы и ряда других физических параметров может временно нарушиться равновесие в расположении внутриклеточных микроструктур, которое восстанавливается после выключения генератора ультразвука. При высоких интенсивностях могут возникнуть необратимые процессы с деструктивными изменениями в клетке.

Влияние на женский организм

Данных об исследованиях в этой области немного. Некоторые авторы (Thiele, 1950; Renfer, 1950) констатировали нерегулярные менструации и аменорею после неоднократного применения ультразвука терапевтической интенсивности. Однако, поскольку они исследовали женщин в климактерическом периоде, то эти наблюдения могут иметь лишь условное значение. Drescher и Mohr (1950) подвергали действию ультразвука пациенток перед операцией от 5 до 11 раз в течение 5—7 мин при частоте 0,8 МГц и интенсивности 2,5—4,5 Вт/см². После операции при гистологическом анализе наблюдалась только гиперемия яичников. Kamocsay и Gy (1958) подвергали действию ультразвука в терапевтических дозах нижнюю часть брюшной полости у 150 женщин перед прерыванием беременности на 2—3-м месяце. Ни у одной женщины этой группы не наблюдалось кровотечения или выкидыша. В плоде была обнаружена только гиперемия. При низких терапевтических дозах (0,8 МГц, 1 и 2 Вт/см²) у 25 пациенток из 27 при вторичной гипогормональной аменорее произошло восстановление цикла.

Основные факторы действия ультразвука на живую ткань

Исследования их показали, что на результат действия ультразвука влияют многие факторы:

- интенсивность ультразвуковых волн, которая является одним из самых важных факторов действия. При повышении интенсивности ультразвукового поля увеличивается результат его действия;

- частота волн, которая определяет глубину действия. Ультразвуковые волны с более высокой частотой больше поглощаются тканью и поэтому проникают на меньшую глубину;

- длительность периода воздействия, влияющая прежде всего на количество изменений;

- способ излучения ультразвуковой энергии (непрерывный, импульсный);

- строение органа, поскольку чувствительность тканей различна (очень чувствительными являются печень и нервная ткань);

- интенсивность кровоснабжения, состояние метаболизма и т. д.

6.2.2. Влияние ультразвуковых волн диагностической интенсивности

Несмотря на то что в ультразвуковой диагностике используется гораздо более низкая интенсивность (5—25 мВт/см²), чем при терапии, проверка безопасности этого метода уже с самого начала было уделено большое внимание.

Donald и соавт. (1958) в первом клиническом сообщении анализировали влияние интенсивности ультразвука, используемого в диагностике на мозг котят и при этом не обнаружили каких-либо нарушений. В дальнейшем исследование безопасности ультразвуковой диагностики было направлено в основном на три области, в которых было проведено много важных опытов и наблюдений.

Опыты на животных

Как и в предыдущие годы, когда определяли влияние ультразвуковых волн высокой интенсивности, были проведены исследования органов у разных видов животных в различных экспериментальных условиях (табл. 7).

Результаты опытов на животных, подвергнутых действию
ультразвука малой интенсивности

Автор	Год	Исследуемый объект	Ультразвук Н—непрерывный, И—импульсный	Интенсивность, Вт/см ²	Частота, МГц	Время экспозиции, минуты	Результат
Andrew	1964	Лягушки (яички)	Н	0,0015	2,5	1440	Новорожденные без дефекта
Sundén	1964	Окуни (икра) Крысы (яичники)	И	0,001—0,002	2,5	3	Способность к деторождению сохранена
Smyth	1966	Мыши (яички, яичники)	И	0,01	2,0	150	Способность к деторождению сохранена, микроскопически без нарушений; новое потомство здоровое
Howry	1966	Беременные кролики	И	0,004—0,04	2,5	30	Новое потомство без дефектов
Bernstine	1969	Собаки (почки)	Н	0,02 — 0,03	6	15	Без гистологических изменений почек
Takeuchi	1970	Беременные крысы	Н	0,15	2,25	20	Плод без дефекта
Loch	1970	Кролики (яичники)	Н И	3,0 0,01	0,87 0,87	5—240	Без гистологических изменений яичников
Mc Clain	1972	Беременные крысы	Н	0,01	2,5	30—120 повторно	Новое потомство без дефекта
Abramowski	1972	Беременные кролики	Н	0,016	2,1	120—480	Мозг новорожденных не поврежден
Mannor	1972	Мыши	Н	0,164—1,050	2,28	5—60	Без поврежденный до 0,490 МГц; от 1,050 МГц явления прежде всего тепловые

Опыты in vitro

Влияние ультразвуковых волн на энзиматическую активность в эксперименте наблюдали Eitel и Geyer (1970). При этом не отмечалось изменений этой активности у малат-дегидрогеназы не только после воздействия ультразвуком малой интенсивности с частотами, используемыми при диагностических исследованиях (8 МГц), но и при высоких мощностях

Результаты опытов *in vitro* с применением
ультразвука малой интенсивности

Автор	Год	Исследуемый объект	Ультразвук Н-прерывный, И-импульсный	Интенсивность, Вт/см ²	Частота, МГц	Время экспозиции, минуты	Результат + с нарушениями, — без нарушений
Fisher	1967	Цельная кровь	Н	3,0 (при терапии)	0,810	10	—
Bernstine	1969	Лимфоциты, ткань культуры из простаты и почек эмбрионов	Н	0,02—0,03	6	15—1080	—
Macintosh	1971	Лейкоциты	Н	0,017—0,008	2,25	60—120	+
Bobrow	1971	Лимфоциты	Н	0,014—2,77	1,5	5—60	—
Boyd	1971	Лимфоциты в культуре	Н	0,02—0,03	2,0	780	—
		Культуры из мозга зародышей, амниона карцинома шейки матки					
Loch	1971	Лимфоциты в культуре	Н	0,01—3,5	0,87	5—240	—
Abdulla	1972	Цельная кровь	Н	0,023—3,5	2	60—480	—
Buckton	1972	То же и лимфоциты	Н	0,03—3	1	60	—
Coakley	1972	То же и лимфоциты	Н	1,0—45,0	1	30 с	—
Watts	1972	То же	И Н	7,7 0,009	1,5—2,5 1—2	90—1200 90—1200	— —
Rott	1972	Венозная кровь, лимфоциты	Н	0,02	2,1	60—1440	—
Macintosh	1972	Лейкоциты	Н	0,005—0,04	2,0	60	+ от инт. 0,0082 Вт/см ²
Bleaney	1972	Клетки хомяка	Н	8,8	1,5	60	—
Hill	1972	" "	И	15,0	1	60—120	—
Mermut	1973	Цельная кровь, лимфоциты	И	0,003	2,25	4 320—	—
Bráza	1973	Лимфоциты	И	0,01	2,5	5 400	—

излучения (60 Вт, 20 кГц). Важными также являются данные, которые получили Н. Р. Robinson и соавт. (1972), подвергавшие действию ультразвуковых волн *in vitro* плацентарную ткань в течение 8 ч в импульсном режиме работы при частоте 2 МГц и интенсивностью 6,3 Вт/см². У 11 изученных энзимов не было обнаружено изменений активности. Дальнейшая работа была направлена в первую очередь на определение хромосомных аберраций.

Serg и соавт. (1970) опубликовали сообщение об уменьшении числа митозов в культурах человеческих фибробластов после применения ультразвука; следует учесть, что в этой работе речь шла о длительном примене-

нии терапевтической дозы. Культуры подвергались воздействию ультразвуком при частоте 2,2 МГц и интенсивности 1 и 2 Вт/см² в течение 10 ч. Весьма важное сообщение сделали Macintosh и Davey (1970). Они наблюдали хромосомные изменения в культурах человеческих лейкоцитов, подвергнутых действию ультразвука. В качестве источника они использовали два аппарата с непрерывным режимом работы при частоте 2,25 МГц и интенсивности 8 и 17 мВт/см². После облучения ультразвуком в течение 1 и 2 ч в этих культурах нашли большее количество хромосомных изменений, чем в контрольных группах.

Coakley и соавт. (1971) повторили эти опыты и тщательно проанализировали результаты. Они пришли к выводу, что хромосомная абберация была вызвана не ультразвуком, а токсическими веществами, выделившимися из полиэтиленовой мембраны, с которой культуры во время эксперимента находились в прямом контакте. Более того, когда ультразвуком воздействовали на цельную кровь, не наблюдалось каких-либо изменений. При этом было отмечено, что изолированные клетки намного чувствительнее к внешним влияниям, чем клетки, находящиеся в естественной среде.

Macintosh и Davey (1972) опубликовали работу, в которой доказали, что хромосомная абберация в культурах лейкоцитов увеличивается начиная от уровня интенсивности ультразвуковых волн порядка 8,2 мВт/см². Coakley и соавт. (1972) провели эксперименты в тех же условиях. При этом они не обнаружили каких-либо существенных различий в количестве и степени хромосомных изменений в контрольных и в облученных ультразвуком культурах.

Этой проблемой занимался ряд исследовательских центров. Для сравнения приводим данные, полученные различными исследователями (табл. 8).

Исследования in vivo

Первые работы в этой области не дали однозначного результата, свидетельствующего о безвредности ультразвука (Serr et al., 1970). Авторы подвергали воздействию ультразвуком в течение 10 ч нижнюю часть брюшной полости беременных женщин перед прерыванием беременности (6 МГц, 22,5 мВт/см²). Через 6—12 ч после воздействия ультразвуком провели амниоцентез и в 2 случаях из 10 обнаружили в клетках хромосомную абберацию. Ввиду того что были выявлены возможности применения ультразвука для длительного наблюдения за беременными, необходимо было изучить вопрос его дальнейшего применения. Интересно, что Маппог (1970), который был соавтором приведенной работы Serr, сам опубликовал аналогичную работу. В дальнейших работах (1972) он изменил свою точку зрения. Только при интенсивности выше 1 Вт/см² и частоте 2,28 МГц, при условии длительного применения ультразвука он отметил термический эффект. Другие авторы не обнаружили хромосомной абберации при применении ультразвуковых волн малой интенсивности (табл. 9).

Ретроспективные исследования

Ультразвуковая диагностика проводится при беременности уже несколько лет. Поэтому в некоторых исследовательских центрах смогли приступить к ретроспективному анализу влияния ультразвука при диагностических исследованиях. Важное сообщение сделали Hellman и соавт. (1970). На основании данных, полученных в трех больших исследовательских центрах, они проанализировали процент аномалий развития новорожденных, матери которых во время беременности были исследованы

Исследования после воздействия ультразвуком *in vivo*

Автор	Год	Исследуемый объект	Ультразвук Н-непрерывный, И-импульсный	Интенсивность Вт/см ²	Частота, МГц	Время экспозиции, минуты	Результат + с нарушениями, — без нарушений
Abdulla	1971	Кровь из пуповины, кровь из матки	И, Н	0,008—0,02	1,5—2,0	60—600	—
Watts	1972	То же	Н	0,012	2	120—600	—
Lucas	1972	Кровь из пуповины	Н	0,005	2	65—565	—
Kunze-Mühl	1972	То же	Н	3,0 0,002	0,81 2	10 60	— —
Bràza	1973	„ „	И	0,01	2,5	5	—

ультразвуком. Ими установлено, что у 1114 беременных родилось 2,7% детей с определенными аномалиями в развитии. Процент был ниже, чем в контрольной группе из 63 238 женщин, которые не были исследованы ультразвуком (4,8%). Kohorn и соавт. (1967) воздействовали импульсными ультразвуковыми волнами (1,5—2,5 МГц) на головки 20 новорожденных в течение 5—10 мин, и при электроэнцефалографическом исследовании никаких изменений не было обнаружено. Мы не считаем возможным проводить подобные исследования; эту работу упоминаем здесь для того, чтобы показать результаты.

Servenka и соавт. (1973) провели цитологический анализ гормональной реакции у новорожденных девочек, которые еще во внутриутробном состоянии подверглись ультразвуковому воздействию во время исследования их матерей. При этом они исходили из результатов экспериментальных работ других авторов, которые установили стимуляцию эстрогенной активности у животных после воздействия большими дозами ультразвука. У 50 исследованных девочек после рождения были обнаружены такие же цитологические показатели, как в контрольной группе. Гормональная реакция у этих новорожденных протекала также совершенно нормально.

Koganui и соавт. (1972) провели комплексное исследование 171 ребенка, подвергшегося воздействию ультразвуком при исследовании их матерей во время беременности. У детей не было обнаружено нарушений даже по истечении длительного времени — через 6 лет.

При исследовании ультразвуком используются очень малые энергии. Кроме того, вследствие поглощения ультразвука тканями матери до плода доходят меньшие дозы. При использовании непрерывного ультразвука от исходной интенсивности 5—20 мВт/см² до плода дойдет только 0,1 мВт/см² (Hellman, 1970). Эту же величину приводит Mosler (1972), работавший с датчиком для получения изображения.

При исследовании импульсным ультразвуком его энергия больше, но импульсы короче, 50—100 мкс с частотой импульсов 50—1000·с⁻¹. Kratoschwil (1970) высчитал, что при длительности импульса 5 мкс и частоте импульсов 400·с⁻¹ время излучения за 24 ч составляет только 2 мин 52 с. Кроме того, поскольку исследуются отдельные области, то они подвергаются минимальному воздействию.

7. Применение ультразвуковой диагностики в медицине в настоящее время и перспективы ее технического развития

7.1. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ДИАГНОСТИКА В МЕДИЦИНЕ

В настоящее время ультразвуковая техника позволяет применить эхологический метод диагностики во многих областях медицины. Различные способы получения изображения используются по-разному в зависимости от возможностей, обусловленных анатомическими особенностями строения тела, и функциональных потребностей. Ниже приводится перечень основных показаний к применению ультразвуковой диагностики. Поскольку ультразвуковой метод находится в стадии развития, его пытаются использовать в различных областях стоматологии, оториноларингологии и др.

Например, в зубоврачебной практике ультразвук применяется для диагностики воспаления пульпы, в оториноларингологии — для динамической регистрации функции голосовых связок и для получения изображения некоторых полостей.

Методы получения изображения приводятся по разделам медицины в порядке частоты применения.

В перечень не включена диагностика в акушерстве и гинекологии.

7.2. ПЕРСПЕКТИВЫ ТЕХНИЧЕСКОГО РАЗВИТИЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ

Дальнейшее развитие диагностики в медицине зависит не только от накопления знаний и результатов исследований, но и от обеспечения ультразвуковыми аппаратами. В лабораторных условиях уже сконструированы некоторые новые аппараты, но только будущее покажет, найдут ли они применение в практике.

7.2.1. Голография

Голографическая техника дает возможность без применения оптических линз создать впечатление пространственного объемного восприятия. В оптике для этих целей мы используем когерентное излучение, генерируемое лазером. Излучение в области видимых волн попадает на предмет и отражается от его поверхности. В зависимости от особенностей отдельных плоскостей поверхности исследуемого предмета и их цвета электромагнитное излучение (световое излучение) отражается в различных направлениях и в разной фазе. Отраженные световые волны вместе с соответствующим световым пучком, излучаемым лазером, интерферируют. Интерферированное изображение закрепляется на фотографической пластинке, где создается голографическая картина исследуемого предмета.

Ультразвуковая голография аналогична оптической голографии. Однако в ультразвуковой голографии имеются некоторые проблемы, связанные

Раздел медицины	Применяемый метод	Показания
Неврология	А-метод Б-метод (ТМ-метод)	Боковое смещение внутримозговым процессом центрального отражения; измерение величины полостей у гидроцефалов; локализация внутричерепных опухолей и гематом; транскраниальная локализация опухолей
Офтальмология	А-метод Б-метод (ТМ-метод)	Измерение длины глаза; Локализация инородных тел; внутриглазные, орбитальные опухоли; отслойка сетчатой оболочки глаза;
Терапия Педиатрия	А-метод Б-метод	Щитовидная железа (опухоли кистозные, солидные); печень (определение размеров, диагностика цирроза, первичных опухолей, многочисленных метастазов, кист, абсцессов); селезенка (определение размеров при спленомегалии, диагностика структурных изменений). поджелудочная железа (диагностика опухолей, кист); почки (положение, диагностика опухолей, кист, камней, гидронефроза, аплазии, контроль имплантированной почки); забрюшинное пространство (парааортальные лимфатические узлы, диагностика опухолей); плевральный выпот (инфаркт легкого вблизи плевры); субплевральные метастазы; асцит; измерение толщины подкожной жировой клетчатки
Кардиология Ангиология	(ТМ-метод) Б-метод Допплера	Диагностика митрального стеноза и его степени; наблюдение за состоянием сердца после вальвулоэктомии; определение преобладания стеноза и регургитации при смешанной форме митральной недостаточности; некоторые врожденные пороки сердца; перикардиальный экссудат; кардиомиопатия; опухоли, тромбы в полостях сердца; измерение систолического объема сердца, толщины сердечной мышцы и перегородки желудочков Аортография; диагностика аневризмы; артериография и т. д.; измерение гемодинамики; измерение кровяного давления бескровным методом; артериовенозные сокращения; тромбозы глубоких вен; стеноз артерий, закупорка и др.

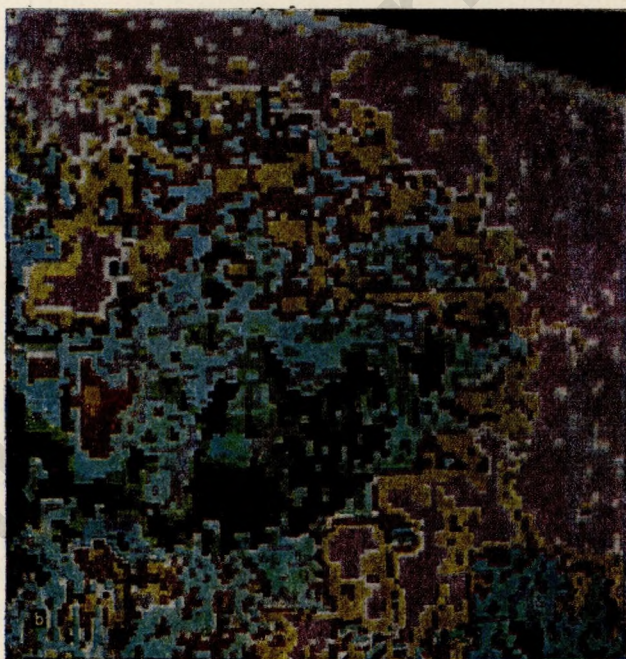
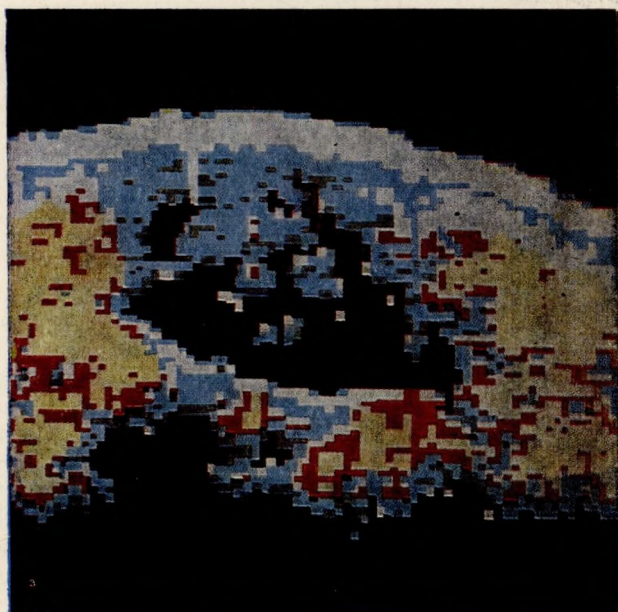
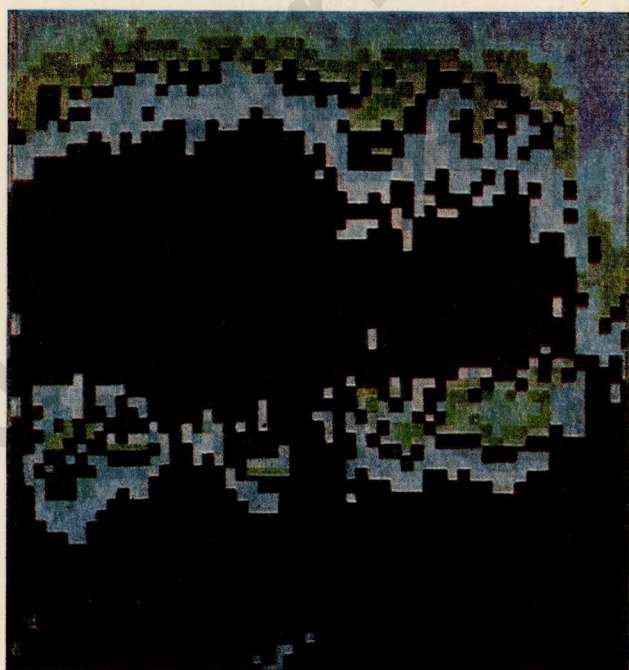
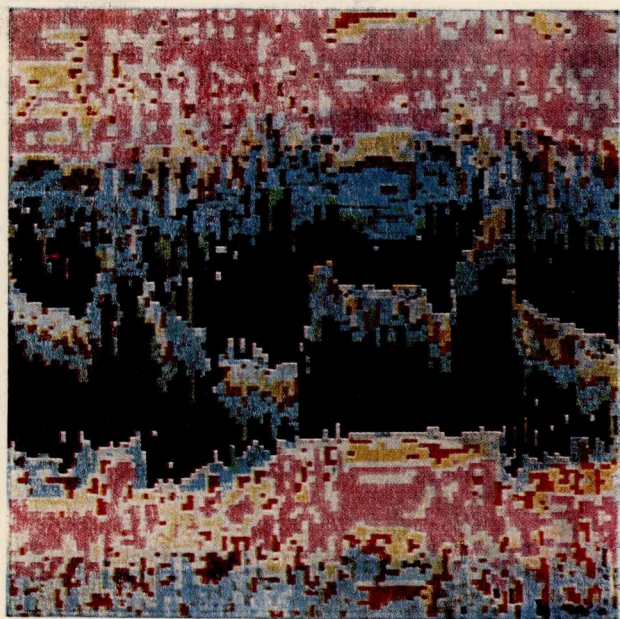


Рис 38. Цветные эхотомограммы, полученные на диагностическом приборе фирмы «Toshiba».
а — рак молочной железы; б — киста молочной железы;



с — ультразвуковая кардиограмма; в — изображение плода.

Раздел медицины	Применяемый метод	Показания
Хирургия	Б-метод А-метод	Некоторые внутренние показания; разрывы селезенки, печени; локализация инородных тел; камни в желчном пузыре и в почках; заболевания простаты; патологические образования в мошонке; измерение количества остаточной мочи; контроль при заживлении переломов

с генерированием когерентного ультразвукового излучения в соответствующей среде. В настоящее время проводятся эксперименты, направленные на получение ультразвуковой голограммы объекта в ограниченном пространстве — в кювете. В нее помещают объекты для исследования методом ультразвуковой голографии. Один из ультразвуковых датчиков служит источником ультразвуковых волн, направляемых в объект, другой ультразвуковой датчик излучает с такой же частотой второй пучок ультразвуковых волн.

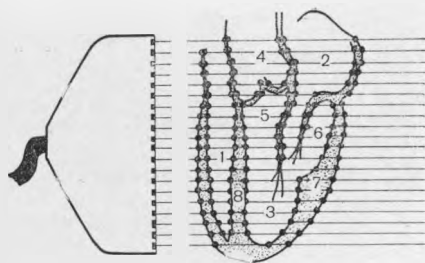
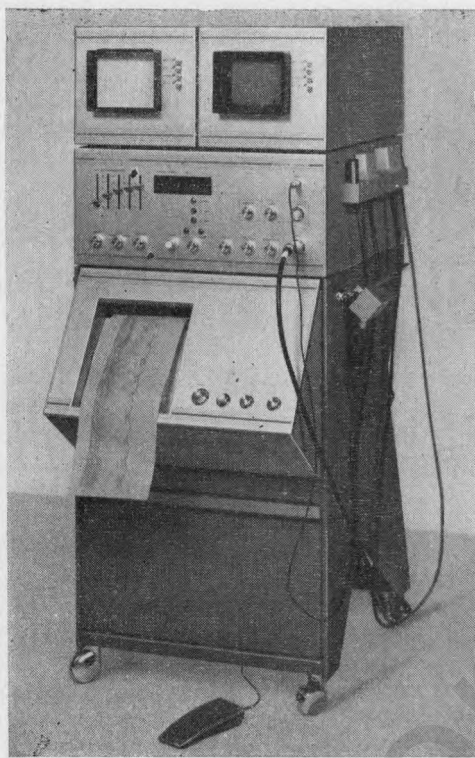
Оба ультразвуковых датчика питаются от одного осциллографа и таким образом создают когерентные ультразвуковые пучки, взаимодействием которых на поверхности воды в кювете формируется объемное изображение объекта — голограмма. Это изображение передается на специальные детекторы, усиливается и затем подается в виде низкочастотного сигнала на электролюминесцентный диод, который воспроизводит голографическое изображение. В настоящее время известен ряд методов регистрации ультразвуковой голограммы. Ультразвуковая голография как диагностический метод в медицине пока носит поисковый характер.

7.2.2. Метод фон Арденна

Прогрессивным методом получения изображения ультразвукового поля является метод фон Арденна. Речь идет о лабораторном применении ультразвукового преобразователя изображения. Собственно приемником ультразвукового поля является фотокатод. Если ультразвуковые волны направить на поверхность катода через тонкую стенку стеклянной колбы, то вследствие поглощения ультразвуковой энергии стенка колбы нагревается, и внутренний слой ее начинает излучать электроны. Через систему фокусирования электронов изображение становится видимым на экране специального кинескопа. В настоящее время интенсивность ультразвука, необходимого для работы такого устройства, колеблется от 0,12 до 0,15 Вт/см². Поэтому данный метод пока не пригоден для ультразвуковой диагностики.

7.2.3. Комплексная регистрация динамических процессов

Простая регистрация динамических процессов возможна с помощью ТМ-метода. В настоящее время, однако, исследования направлены на комплексную регистрацию, которая дает более полную картину динамического процесса. Этот метод прежде всего используется для изучения сердечной деятельности.



37б. Принцип получения ультразвукового ТМ-изображения движущихся структур сердца при помощи составного многодатчикового преобразователя на приборе «Echocardiovisor».

На схеме показана ситуация, когда продольная ось преобразователя расположена параллельно продольной оси сердца.

1 — правый желудочек; 2 — левое предсердие; 3 — левый желудочек; 4 — аорта; 5 — передняя створка митрального клапана; 6 — задняя створка митрального клапана; 7 — задняя стенка левого желудочка; 8 — межжелудочковая перегородка.

37а. Диагностический прибор Echocardiovisor 01» фирмы «Organon Teknika».

Датчики для специального исследования расположены на аппарате с правой стороны. Их используют для получения динамического изображения сердца. Полученное изображение документируют термоксерографическим способом. Рабочая частота прибора 2,25; 4,5; 7,0 МГц. Снимок публикуется с разрешения фирмы «Organon Teknika» (Голландия).

Японскими авторами разработан способ ультразвукового обследования, заключающийся в том, что осциллограф синхронизирован с электрокардиографом и через систему задержки отдельные фазы деятельности сердца постепенно запечатлеваются в виде двумерного изображения на фотографиях. Эти фазы при кинопроекции дают динамическую картину работы сердечной мышцы.

Другой способ заключается в регистрации сердечной деятельности датчиком, составленным из нескольких пьезоэлектрических элементов, соединенных последовательно. При исследовании этот многорядный датчик прикладывается к области сердца, и одновременно происходит регистрация всех движущихся структур сердечной мышцы в исследуемой плоскости (multiscan echocardiography). Результаты исследования можно сфотографировать или записать на пленку. Голландская фирма «Organon Teknika» начала производить диагностический аппарат Echocardiovisor 01, который работает по этому принципу. Его датчик состоит из 20 последовательно соединенных пьезоэлектрических элементов. Данные регистрируются не только на осциллографе, но и путем непрерывной термоксерографической записи (рис. 3а, б).

39. Устройство для получения результатов ультразвукового исследования в цветном изображении, разработанное фирмой «Toshiba».

В нижней части устройства расположена система, в которой анализируется интенсивность отраженных сигналов и определяется, каким цветом они должны быть изображены. Устройство можно подключить к ультразвуковому диагностическим аппаратам, производимым этой фирмой. Снимок публикуется с разрешения фирмы «Toshiba» (Япония).



7.2.4. Метод цветного изображения

К ультразвуковому аппарату подключается система, с помощью которой регистрируются и анализируются отражения, полученные при исследовании. Все отражения, имеющие одинаковую интенсивность, затем воспроизводятся на цветном кинескопе одинаковым цветовым оттенком. В современных японских системах используется семь цветов.

В возрастающем значении интенсивность отражений представлена зеленым, синим, фиолетовым, оранжевым, желтым, красным и белым, а зоны и участки без отражений — черным. На цветной эхотомограмме некоторые участки изображения имеют форму квадрата без плавных контуров, в отличие от получаемых при черно-белом изображении. При его рассмотрении, однако, выделяются области с одинаковыми акустическими свойствами. Цветовое распределение дает возможность более правильно оценить топографические отношения между областями с различными акустическими свойствами.

Развитием этого метода, который до сих пор остается дорогостоящим, занимаются прежде всего в Японии и США. Японская фирма «Toshiba» начала производить аппараты для клинического применения с цветным изображением (рис. 38, а, б, с, d и 39).

7.2.5. Передача ультразвуковой информации на расстояние

Передача результатов двумерного и одномерного ультразвукового исследования очень проста. Результаты одномерного исследования можно передавать на расстояние непосредственно с экрана ЭЛТ.

В практике уже используется передача эхотомограмм по проводам (телетрансмиссия) и с помощью радиотехники. Изображения, переданные этими способами, почти не отличаются от оригинала.

Передача полученных данных на расстояние открывает новую перспективу организации исследований с помощью ультразвука.

7.2.6. Система получения изображения с градуированной чувствительностью (Gray Scale — серая шкала)

Значительное улучшение разрешающих способностей ультразвукового метода представляет система исследования с использованием Gray Scale, которую разработал Kossoff. С помощью этой системы ультразвуковые отражения различной интенсивности от граничащих поверхностей тканей регистрируют разными оттенками серого цвета. В современных системах используются до 8 таких оттенков. Области с одинаковыми акустическими свойствами представлены одним и тем же оттенком. При двумерном изображении, полученном указанным способом, детали крупнее, чем при обычном методе регистрации, и конечный результат точнее. Так называемая система Gray Scale дешевле, чем аппараты для получения цветного изображения. Кроме того, в системе Gray Scale гораздо более простая техника воспроизведения результатов. Документирование изображения производится фотографированием или с помощью киносъемки (см. 5.2.5). Новейшие образцы аппаратов снабжены видеомэгнитофоном, что также удобно для хранения документации, и полученные данные можно в любое время демонстрировать на большом экране.

8. Общие принципы исследования ультразвуком

8.1. ПОМЕЩЕНИЕ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследование желательно проводить в отдельном помещении, в котором достаточно места для установки ультразвукового диагностического аппарата, кушетки для проведения исследования, письменного стола, столика для обработки документации, картотеки и вешалки для одежды пациентки.

Кушетку для исследования устанавливают посреди помещения, чтобы к пациентке удобнее было подойти с любой стороны во время исследования. Высоту кушетки подбирают так, чтобы при исследовании не нужно было слишком наклоняться, а при более простом исследовании можно было сидеть. Исследование проводят на кушетке (столе), на которой положение женщины стабильно. В экстренных случаях обследуем пациентку прямо на каталке.

Аппарат устанавливают так, чтобы им можно было легко проводить исследование в различных плоскостях. Пульты управления должны быть также удобно размещены для исследования. В помещении поддерживают температуру около 21°C. Среда должна быть чистой, без пыли. Окна затемняют, так как в полумраке изображение на экране ЭЛТ лучше видно. Только письменный стол освещается настольной лампой.

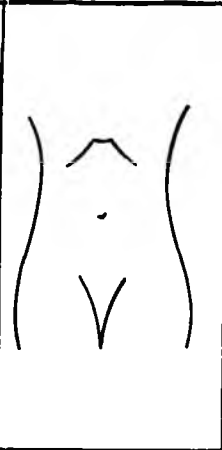
В кабинете для исследования, а также вблизи него не следует размещать неизолированные электроприборы, которые бы могли вызывать помехи, а также приборы, работа которых сопровождается шумом; это затрудняет анализ звуковых явлений при исследовании ультразвуковым аппаратом, работающим на эффекте Доплера.

8.2. ОРГАНИЗАЦИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ

Ультразвуковые исследования мы организуем в соответствии с возможностями работы аппаратов и продолжительностью рабочего времени. При этом распределяют пациенток по группам. Разрабатывая расписание по дням и часам, учитываются диагностические задачи исследования — по поводу беременности или по поводу гинекологического заболевания находится пациентка на амбулаторном лечении, в стационаре. В то время как обычные или контрольные исследования длятся 5—10 мин, сложное исследование с целью дифференциальной диагностики может занять гораздо больше времени. За 1 ч мы исследуем примерно 4—5 женщин. Поэтому число исследований по дням планируется и производится предварительная запись женщин. Это, разумеется, не относится к острым состояниям и наблюдениям, требующим неотложной помощи.

8.3. ДОКУМЕНТАЦИЯ

По всем исследованиям мы ведем комплексную документацию. Каждое наблюдение записываем в книгу под порядковым номером. Под тем же номером регистрируются данные исследования в медицинской и фотодо-

Фамилия		Год рождения		
Дата исследования	Порядковый номер исследования	Число фотографий		
Масштаб	Частота	Настройка аппарата: g-усиление; Ng-усиление ближних сигналов; Tgc-временная компенсация усиления		
диагноз клинический				
Экологическое заключение				

40. Бланк для записи данных экологического исследования.

Справа обозначают плоскости сечений, в которых проведено исследование, а также его результаты.

кументации. В книгу учета исследований записываем паспортные данные пациентки, клинический диагноз, результат исследования и делаем отметку фотодокументации.

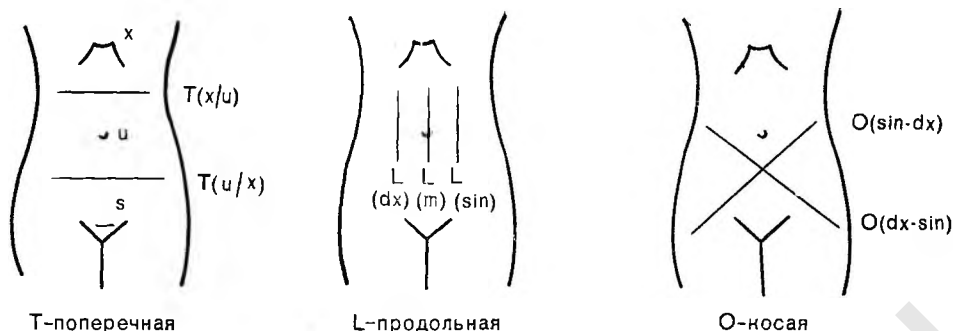
Современные ультразвуковые диагностические приборы снабжены фотокамерой системы Polaroid, и это в значительной мере облегчает технологию фотодокументирования. Техника работы с этой системой несколько иная, чем при классическом фотографировании. Так как имеются наглядные инструкции по работе с системой Polaroid, процессом фотографирования можно овладеть очень быстро. Важно соблюдать продолжительность проявления, которая зависит от температуры окружающей среды. Фотоаппарат перед употреблением необходимо хранить на холоде. Для диагностики и последующего сравнительного анализа результата исследования важно записать технические параметры, при которых было получено изображение. Необходимо при этом указать частоту датчика, примененную при исследовании, уровень усиления сигналов, плоскость, в которой выполнено исследование, и масштаб изображения. Указанные данные вносят в специальный формуляр (рис. 40).

8.4. ПОЛОЖЕНИЕ ЖЕНЩИН ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ

При исследовании ультразвуком женщина лежит на спине. Живот полностью обнажен от реберных дуг до симфиза. Это основное положение меняется только при некоторых видах исследования (например, при диагностике асцита, исследовании почек, селезенки, печени и др.). При чрезмерной волосистости исследуемой области необходимо сбрить волосы.

8.5. ВЕЩЕСТВА, ПРИМЕНЯЕМЫЕ ДЛЯ АКУСТИЧЕСКОГО КОНТАКТА

Перед началом исследования кожу исследуемой области смазывают веществом для акустического контакта, чтобы устранить воздушные прослойки, в значительной мере поглощающие ультразвуковые волны. При



41. Схема обозначения плоскостей исследования.

этом физические свойства используемого вещества не имеют какого-либо значения. В основном важно, чтобы оно было пригодным для практического применения. Вещество должно обеспечить контакт, не раздражая кожу. Оно может быть жидким или полутвердым. Специальные гели, производимые для этой цели (например, Aquasonic, «Parker»), довольно дороги и не обладают какими-либо исключительными акустическими свойствами. Гели для ЭКГ быстро засыхают и нужно все время обновлять слой. Вода же создает для датчика слишком малое скольжение по коже и быстро испаряется. Не очень удобны и растительные масла, поскольку они подвержены изменениям. Широко используют минеральные массы. Наша практика показала, что лучше всего использовать парафиновое масло, которое не раздражает кожу, дает хорошее скольжение датчика, не высыхает, не подвержено изменениям и дешево стоит. На кожу его наносят плоской кисточкой. Это можно также сделать тампоном, удерживаемом в зажиме. При исследовании датчик слегка прижимают к брюшной стенке и медленными, плавными качательными движениями перемещают его по поверхности тела. Во время исследования датчик должен быть все время в контакте всей своей площадью с поверхностью исследуемой области. Исследование должно проводиться в определенной последовательности.

8.6. ИССЛЕДУЕМЫЕ ПЛОСКОСТИ И ИХ ОБОЗНАЧЕНИЕ

Плоскости, параллельные продольной оси тела исследуемой, обозначают как продольные; плоскости, перпендикулярные к этой оси, — как поперечные; плоскости же, которые не образуют с указанной осью прямого угла, — как косые. Расстояние отдельных продольных плоскостей от средней линии обозначают в сантиметрах вслед за сокращенным обозначением сечения. Плоскости поперечные обозначают в виде дроби с указанием ориентации относительно анатомических точек. Маркируется также сторона исследования. Обозначение поперечных плоскостей производится по принципу, принятому в акушерской практике (рис. 41).

Для отдельных плоскостей используем следующие сокращения:

Плоскости продольные:

средняя продольная плоскость
 продольная плоскость вправо от
 » плоскость влево от

L

Lm
 Ldx
 Lsin

Плоскости поперечные:

ориентация относительно анатомических точек:
симфиз
пупок
мечевидный отросток

T

Ts
Tp
Tx

Плоскости косые:

Плоскость — краниально слева каудально вправо
Плоскость — » справа » влево

O

Osin—dx
Odx—sin

Примеры:

L3dx — продольная плоскость 3 см вправо от срединной плоскости

T3/s — поперечная плоскость 3 см над симфизом

Tx/4 — » » 4 см под мечевидным отростком

Tx/u — » » на середине расстояния между мечевидным отростком и пупком

Расположение обозначений на снимке

На эхотомограммах стороны и другие обозначения производят в соответствии с положением женщины при исследовании.

Продольные плоскости ориентированы так, что на снимке слева находится краниальная часть исследуемой области, а справа — каудальная; короткими вертикальными линиями на снимке обозначают область симфиза, пупка и мечевидного отростка. На снимках поперечных сечений левая сторона исследуемой области обозначается справа и наоборот (рис. 42).



42. Схема обозначения эхотомограмм.

Все эхотомограммы в данной книге ориентированы таким образом: x — прос. xiphoideus; u — umbilicus; s — symphysis; m — срединная сагиттальная плоскость.

8.7. ПРЕДВАРИТЕЛЬНАЯ НАСТРОЙКА РЕГУЛИРУЕМЫХ ЭЛЕМЕНТОВ АППАРАТА ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ

Правильная установка необходимого режима работы ультразвукового аппарата является важным условием для получения достоверных результатов. Они зависят прежде всего от технических возможностей аппарата, от структуры исследуемой области и практического опыта исследующего. Оптимальные технические условия эхологического исследования разных пациенток различны. Они определяются анатомическими особенностями исследуемой области и различиями в акустических характеристиках тканей. Важно, чтобы отражения от тканей, расположенных на разной глубине исследуемой области, были одинаково представлены на экране ЭЛТ при различной настройке чувствительности аппарата. Только при этом усло-

вии отражения от различных слоев будут одинаково регистрироваться и на эхотомограмме будет получена объективная информация в полном объеме. Это достигается правильной настройкой технического режима работы аппарата. Прежде всего, регулируя органы управления аппарата, подбирают уровень общего усиления сигналов (G-Gain). Следующий очень важный регулируемый параметр — усиление более слабых отраженных сигналов от самых глубоких слоев. При этом автоматически настраиваются эквивалентные величины усиления отраженных сигналов от менее глубоко лежащих слоев (TGC-Time Gain Compensation). Отраженные сигналы от поверхностных слоев в случае необходимости усиливают (NG-Near Gain).

Требуемую величину усиления отраженных сигналов лучше всего подбирать, ориентируясь по одномерному изображению (А-метод). При подборе величины усиления сигналов можно наблюдать расположение и амплитуду отдельных импульсов. При получении двумерного изображения (Б-метод) аппарат настраивают так, чтобы перед включением трубки «с памятью» расположить равномерно на экране отдельные яркие точки от всего сечения исследуемой области. В процессе исследования аппарат необходимо периодически настраивать.

В некоторых новейших конструкциях ультразвуковых приборов на контрольном экране имеется изображение кривой усиления, соответствующее величине усиления отраженных сигналов. На таких аппаратах подобрать необходимый уровень усиления значительно легче (Echoview фирмы «Piskee»).

Яркость на осциллооскопе подбираем так, чтобы изображение было отчетливо видно. При очень малой яркости изображение плохо видно, а при большой яркости отдельные отражения сливаются. Кроме того, при большой яркости быстро изнашивается трубка «с памятью». Поэтому исследование следует проводить в затемненном помещении, что позволяет отчетливо видеть изображение на экране ЭЛТ при меньшей яркости.

Частота ультразвуковых волн определяется характеристикой датчика, поэтому в зависимости от задачи исследования соответственно подбирают датчик. В акушерской и гинекологической практике чаще всего исследование проводят при частоте 2 МГц. Если предполагается большое поглощение ультразвука, рекомендуется рабочая частота 1 МГц. Ткани, расположенные ближе к поверхности тела, лучше выявляются при использовании более высокой частоты (5 МГц), а самые верхние структуры — при частоте 10 МГц. Некоторые приборы работают на стандартной частоте. Замена датчика в них невозможна из-за конструктивных особенностей (Vidoson).

8.8. МАСШТАБ ИЗОБРАЖЕНИЯ

При исследовании сначала используют масштаб 1 : 3, который в большинстве случаев достаточен, чтобы охватить всю исследуемую область. Масштаб 1 : 2 удобно применять для получения изображения небольшой части тела и так же, как масштаб 1 : 1, он используется для более детального изучения некоторых структур.

8.9. АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ

Обсуждение и анализ эхограмм проводится на основе теоретических знаний и личного опыта. Только данные, полученные при правильной настройке аппарата, можно интерпретировать и избежать ошибки.

Сначала эхограммы обсуждают в целом. При этом обращают внимание на расположение — разряженность и кумуляцию отражений, а также на зоны без отражений. Затем изучают данные, полученные в различных плоскостях, анализируют изменение изображения при разных величинах усиления сигналов. В принципе не рекомендуется интерпретировать результат, полученный при одном сканировании только в одной плоскости. Наоборот, очень важны результаты, установленные при повторных сканированиях и при устойчивом воспроизведении определенной картины расположения отражений в одной и той же области. Тщательно изучают прежде всего характеристику отражений от граничащих поверхностей. Затем описывают величину, форму и топографию изменений, выявленных в исследуемой области тела. Анализ изображения проводится после сравнения результатов, полученных при различной величине усиления сигналов. Конечный результат ультразвукового исследования — заключение — формулируют на основании синтеза данных, полученных на эхотомограммах — разных плоскостей при различных технических параметрах исследования. Эхографическую картину оставляют на экране ЭЛТ только на период, необходимый для ее анализа и документирования. Таким образом удлиняют ресурс ЭЛТ «с памятью».

9. Диагностика с помощью приборов, работающих на основе эффекта Доплера

Возможности применения ультразвука для диагностики в акушерстве были значительно расширены после появления аппаратов с непрерывным излучением ультразвуковых волн. Физические принципы их действия и роль в диагностике иные, чем импульсной техники. Поэтому они выделены в самостоятельный раздел.

Пока не существует единого названия для этого вида диагностики. Muller и Osler (1969), Soufal и соавт. (1973) в ЧССР стремились ввести термин «доплерофония», но он, однако, не привился. Для названия аппаратов чаще используют сокращенные названия фирм или дают описательное название (Doppler ultrasound unit, Ultraschall-Dopplerverfahren, ультразвуковой эмбриональный детектор и т. д.).

Как уже объяснялось в главе, посвященной физическим вопросам, указанные аппараты работают на основе эффекта Доплера.

В аппарате в излучающей части датчика генерируются непрерывные волны. Из нее эти ультразвуковые волны распространяются через ткани с различными акустическими свойствами. От отдельных граничащих слоев и структур часть волн отражается, часть распространяется дальше. Волны, отраженные от поверхностей неподвижных граничащих структур, имеют одинаковую частоту с излучаемыми волнами. Эта частота, однако, изменяется, если граница структуры перемещается вдоль оси ультразвукового луча. При этом изменения частоты прямо пропорциональны скорости перемещения движущейся структуры и обратно пропорциональны длине волны. Так, если поверхность структуры приближается к преобразователю, то частота повышается, а при ее удалении, наоборот, понижается. Если же ультразвуковые волны излучаются перпендикулярно к поверхности структуры, то отраженные волны возвратятся в приемную часть датчика. После преобразования отраженных волн образуется электрическое напряжение. Его усиливают и, изменяя частоту, преобразуют электронным способом в слышимые звуковые сигналы. Указанные сигналы являются акустическим выражением изменения частоты ультразвуковых волн, отраженных от поверхности движущихся структур. Они, следовательно, не представляют собой регистрации действительных звуковых явлений, возникающих в человеческом теле.

Большинство аппаратов снабжено простыми по форме акустическими регистрирующими устройствами. Возможна также регистрация осциллоскопическая и графическая (Krikal et al., 1971). Эти аппараты по сравнению с импульсной техникой для получения одномерного и двумерного изображения значительно проще, дешевле, и обслуживание их не так сложно. В соответствии с требованиями диагностики производятся различные категории аппаратов, и некоторые фирмы специализируются на их производстве («Sonicaid Ltd», Англия).

В ЧССР сконструирован образец диагностического ультразвукового аппарата, который имеет хорошие технические параметры и разрешающие

способности (Kubák et al., 1973). В Польше тоже сконструирован образец мощного диагностического ультразвукового аппарата, который начали производить серийно.

Карманные приборы

Эти приборы имеют очень малые размеры, так что их можно носить в кармане (масса 300—400 г). Питание осуществляется от моноэлемента, обслуживание их очень простое. Датчик или присоединяется через кабель, или вставляется прямо в прибор, который прикладывают к исследуемой области. Прибор снабжается малым звуковым репродуктором, а иногда также стетоскопом с наушниками. Он служит в основном для регистрации работы сердца плода и особенно удобен для использования в амбулаторной практике и в акушерских отделениях.

Карманные приборы производят фирма «KLN-Kretztechnik» под названием Minifeton, японская фирма «Nihon Kohden» Fetalphone Mint, фирма «Metrix» (США) — Pocket Echo Tone (PET) и фирма «Sonicaid» выпускает так называемый Pocket Sonicaid (рис. 43).

Портативные приборы

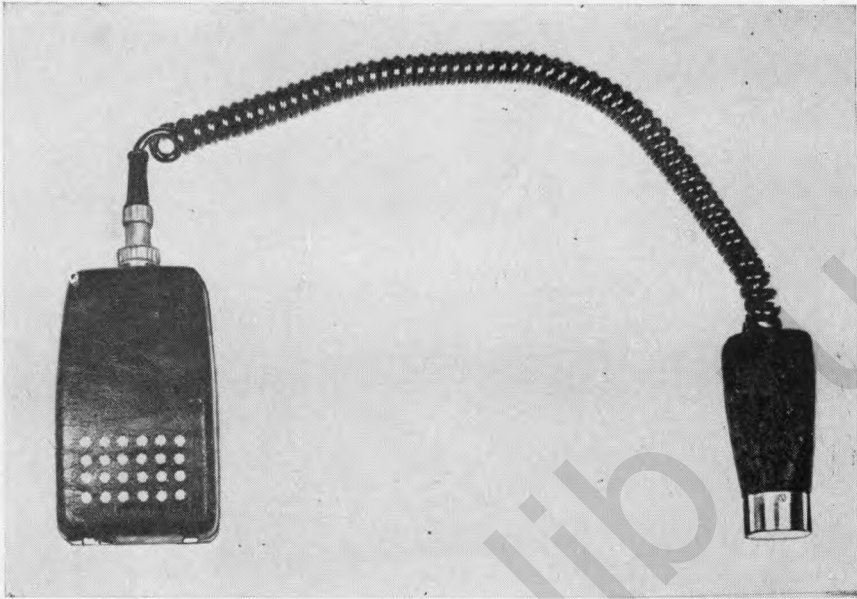
Портативные приборы больше карманных, и их форма приспособлена для транспортировки. Масса приборов от 2 до 5 кг. Обслуживание такого прибора не сложно, потому что он имеет несколько регулирующих элементов: выключатель, регулятор усиления отраженных сигналов и тоновый фильтр для глушения нежелательных элементов акустического сигнала. Кроме того, некоторые приборы снабжены усилителем и клеммами для подключения наушников или магнитофона. Эти приборы питаются от сети и аккумулятора, который при эксплуатации автоматически подзаряжается от сети.

Некоторые портативные приборы снабжены многоэлементным источником питания. Они имеют более качественные репродукционные свойства, чем карманные. У них более совершенный звуковой репродуктор; имеется возможность пользоваться наушниками с репродуктором и без него. Стетоскоп с наушниками улучшает качество восприятия акустического феномена так же, как тоновые фильтры. Приборы удобны не только для регистрации работы сердца плода, но и для дифференциации других акустических сигналов от плаценты, пуповины, сосудов матки и др. Это важно для ранней диагностики живого плода. Приборы иногда снабжаются датчиком для исследования через влагалище.

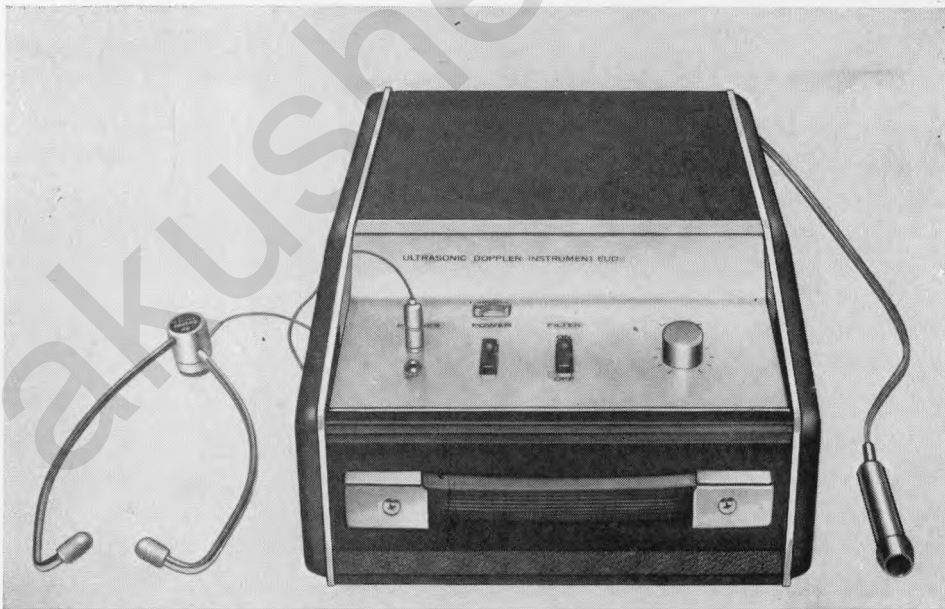
Оптимальная частота, применяемая для диагностики в акушерстве с помощью приборов, работающих на основе эффекта Доплера, лежит в диапазоне между 2—6 МГц. Поэтому отдельные фирмы выбирают частоты для своих приборов именно в этом диапазоне:

2,0 МГц	D 205 Sonicaid (Англия) UDOP 2 VEB Ultraschalltechnik (ГДР)
2,2 МГц	Eucotone «Siemens» (ФРГ)
2,25 МГц	Doptone «Smith-Kline» (США) Echo Tone «Metrix» (США)
2,50 МГц	UDT-10 «Techpan» (Польша)
4,35 МГц	Fetal Phone Nihon Kohden (Япония)
5,0 МГц	EUD-1 «Picker» (США)
6,0 МГц	Magnaflux (США)

Портативные приборы этого типа получили наибольшее распространение ввиду широкой возможности их использования (рис. 44).



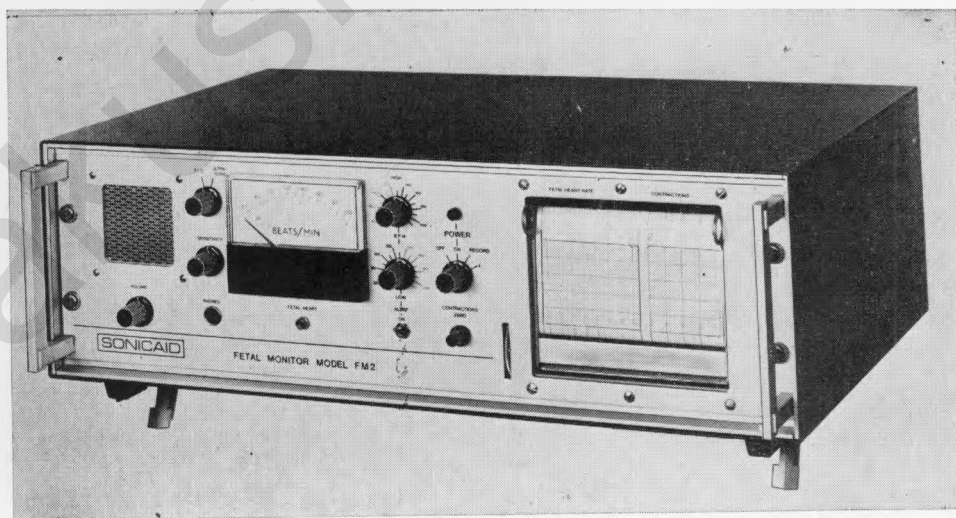
43. Карманный диагностический прибор «Pocket Sonicaid».



44. Портативный диагностический прибор EUD-1 фирмы «Picker». Рабочая частота 5 МГц. Датчик расположен справа. (Изображение его ультразвукового поля см. на рис. 146.)



45. Портативный диагностический прибор «Sonicaid D 205 M». Сменив датчик, можно использовать прибор для непрерывного акустического наблюдения за сердечной деятельностью плода.



46. Монитор аппарата «Sonicaid FM2». При помощи прибора регистрируется частота сердечных сокращений плода (акустически и тахиметрически).

Портативные приборы для непрерывного наблюдения

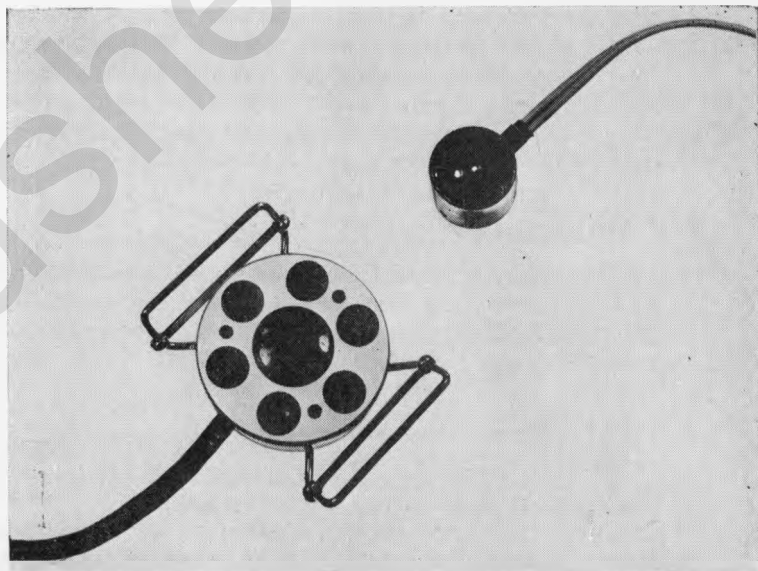
Эти приборы подобны приборам предшествующей категории. К ним можно подключать обычные датчики и датчики, имеющие широкий угол излучения. С их помощью можно наблюдать за работой сердца плода во время родов, используя акустическую регистрацию или графическую запись (рис. 45).

Мониторы для наблюдения за плодом

Эти приборы дают возможность непрерывно наблюдать за родами, регистрируя частоту сокращений сердца плода (рис. 46). В средней части датчика имеется преобразователь с широким углом излучения и несколько приемников, расположенных вокруг. Диаметр этого датчика в 2 раза больше, чем обычного, используемого для кратковременного наблюдения (рис. 47).

Датчик прикрепляют к животу женщины широким поясом в месте, оптимальном для регистрации сердечной деятельности плода. Ее воспроизведение осуществляется не только акустически, но в первую очередь графически, одновременно с записью сердечных сокращений. На современных приборах этого типа можно регистрировать результат и в цифровом виде.

В настоящее время такие приборы становятся составной частью аппаратуры для наблюдения. С ее помощью можно одновременно проводить фонокардиографические и электрокардиографические исследования, и, следовательно, наблюдать комплексную картину сердечной деятельности плода.



47. Датчик монитора (слева) и обычный датчик.

Центральный датчик выполняет функцию излучателя, шесть остальных датчиков, расположенных вокруг него, представляют собой приемники. Датчик прикрепляется к фиксирующему ремню застегками.

9.1. ТЕХНИКА ИССЛЕДОВАНИЯ

Из приведенных сведений можно сделать вывод, что методика работы на указанных приборах несложна и ею можно овладеть за короткое время. Перед исследованием смазывают кожу живота беременной женщины веществом для акустического контакта. При этом более густой слой наносят там, где имеется волосяной покров. Как и при послыном исследовании, для этого используют парафиновое масло, с помощью которого создается полный контакт датчика с поверхностью тела. Затем датчик прижимают всей исследуемой поверхностью к коже так, чтобы он был расположен перпендикулярно к брюшной стенке. Не следует при этом погружать его в тангенциальном направлении в складки, образуемые подкожной жировой клетчаткой, особенно у ребер тела матки.

Для обнаружения сердечной деятельности плода и дифференциации отдельных ее звуковых проявлений удобно пользоваться стетоскопом с наушниками, выключив при этом звуковой репродуктор. Лишь когда сердечная деятельность плода обнаружена, включают звуковой репродуктор, чтобы дать возможность услышать беременной тоны сердца или в других целях. Чрезмерное усиление акустических сигналов от сердца плода с помощью репродуктора оказывает неблагоприятное влияние на исследуемую. В тех случаях, когда сокращения сердца плода неслышны, несколько наклоняют датчик в разные стороны, чтобы изменить угол, под которым излучаются ультразвуковые волны. Исследование проводят в поперечных плоскостях последовательно от симфиза к дну матки. При необходимости переместить датчик, его приподнимают, чтобы не создавать неприятных звуковых эффектов.

Необходимо, чтобы кабель датчика не соприкасался при исследовании с поверхностью тела или стола, так как в некоторых приборах он недостаточно акустически изолирован и поэтому создаются помехи, затрудняющие прослушивание.

Чтобы меньше напрягать слух во время исследования, используют низкую интенсивность звука. После того как акустический феномен обнаружен, звук постепенно усиливают. При этом датчик должен располагаться на одном месте. При ухудшении слышимости датчик наклоняют. Случайные шумы устраняют с помощью тоновых фильтров.

9.2. КЛИНИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Оно определяется физическими свойствами этого вида ультразвука. Во всех областях, где есть перемещение анатомических структур или пульсирующий поток, можно использовать эффект Доплера при ультразвуковом исследовании.

9.2.1. Диагностика живого плода

Методы регистрации предназначены прежде всего для записи сердечной деятельности плода. В то время как при электрокардиографии регистрируются электрические потенциалы сердечной мышцы плода, при фонокардиографии—звуковые явления, ультразвуком регистрируют сокращения сердца и больших сосудов. Сердечная деятельность плода характеризуется строго определенными слышимыми звуковыми явлениями. Они отчетливо двухфазные, резко ограниченные, с характерной частотой. Только на самых ранних стадиях, в конце первого триместра, они имеют ритм однофазный, что, по-видимому, связано с томическим развитием.

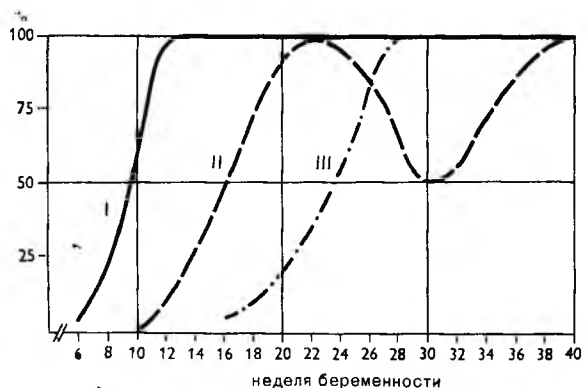
В течение беременности частота сердечных сокращений заметно снижается. На 8—10-й неделе она колеблется в пределах 170—180 сокращений в минуту, а на 16-й неделе — только около 150 в минуту. Регистрация сердечной деятельности — один из самых надежных методов для установления диагноза живого или мертвого плода. Метод практически не дает ложноположительных результатов. Вероятно, только отсутствие практики у начинающих исследователей может привести к неправильной оценке результатов. На поздней стадии беременности частоту сердечных сокращений плода следует сверять с пульсом матери, чтобы при тахикардии не принять пульсацию сосудов матери за сердечные сокращения плода. Частота при пульсации сосудов матери, однако, не достигает такой высоты, как сердечная деятельность плода, и, более того, эти явления не так четко ограничены и характеризуются шипящим звуком.

Ложноотрицательные данные могут быть получены до 12-й недели беременности, при многоводии и значительной подвижности плода, а также при ожирении, затрудняющем исследование. Ложноотрицательные результаты значительно уменьшаются при повторном исследовании. Brown (1968) приводит 98,85% надежности положительных и отрицательных результатов при первом исследовании, а при повторном даже 100%.

Ультразвуковое исследование — один из самых надежных методов, с помощью которых устанавливают диагноз гибели плода в период между 12 и 20-й неделями беременности. После 20-й недели беременности применяются и другие методы. Прямым достоверным признаком гибели плода является повторный отрицательный результат исследования сердечной деятельности плода. Если сердечная деятельность плода ранее не была зарегистрирована, это может указывать на неживой плод. Однако в этих случаях наличие мертвого плода можно установить только при обязательном условии, что беременность была подтверждена другим методом. При повторных отрицательных результатах исследования сердечной деятельности плода можно предполагать, что увеличение матки обусловлено не беременностью, а, например, растущей миомой.

9.2.2. Регистрация сердечной деятельности плода в ранние сроки беременности

С помощью ультразвука обнаруживают сердечную деятельность плода значительно раньше и надежнее, чем другими методами (электрокардиография, фонокардиография) (рис. 48). Такие данные приводят ряд авто-



48. Частота регистрации сердечной деятельности плода различными электронными методами в разные сроки беременности (по Takeuchi).

I — ультразвук; II — ЭКГ; III — фонокардиография.

ров. Некоторые различия во времени раннего диагноза связаны с тем, что исследования проводились различными приборами с разной частотой ультразвука.

Автор	Год	Первая регистрация (беременность в неделях)	Регистрация надежного результата (беременность в неделях)
Babenerd	1968	12	
Barton	1968	10	14
Bernstine	1966	9	14
Bishop	1966	10	15
Brown A.D.g.	1968	12—14	
Brown R.E	1968	10	
Gottesfeld	1970	12	
Graul	1972	12	15
Hunter	1970	9	12
Johnson	1965	10	12
Jouppilla	1971	8	10
Kuah	1968	9	12
Lloyd	1968	8	11
Müller	1969	10	14
Pystynen	1967	9	14
Retsch	1971	8	12
Tenhaeff	1970	9	15
Thoulon	1970	8	12—15

Наилучшие результаты получили Jouppilla и Lloyd, которые проводили исследование приборами с частотой 6 МГц. Большинство авторов использовало частоту 2 МГц. Имеются данные, показывающие, что ранний диагноз лучше удается установить при применении ультразвука более высокой частоты (Jouppilla, 1972).

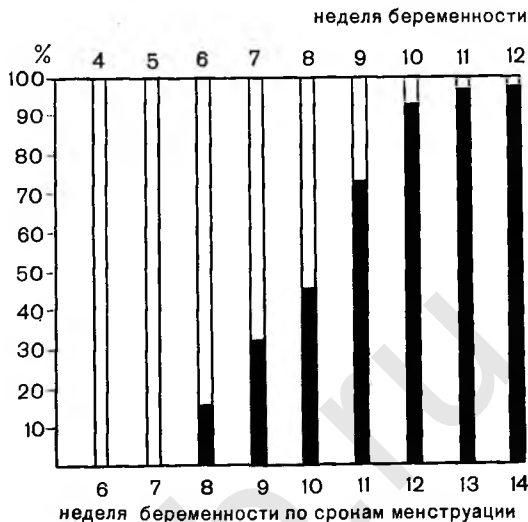
По нашим данным, первые положительные результаты исследования сердечной деятельности плода были обнаружены на 8-й неделе беременности (15%). Надежный результат регистрации сердечных сокращений плода был получен на 12-й неделе беременности. Исследования мы проводили приборами EUDI «Picker» (США) с частотой 5 МГц. Результаты ультразвукового исследования беременности в первом триместре могут быть улучшены при использовании методики полного мочевого пузыря. По нашим данным, оправдал себя также способ поднятия матки вагинальным путем, особенно при ретроверзии матки (Sech et al., 1972) (рис. 49).

Раннее обнаружение живого плода имеет не только диагностическое значение, но и благотворно влияет на беременную. На этот факт обратили внимание Bishop (1966) и Jaluvka, Aust (1970). Это подтверждают и наши клинико-психологические исследования (Hort et al. в печати). Женщины, которые долгое время лечились от стерильности или бесплодия, получают возможность с помощью прибора прослушать биение сердца плода. Эта ценная и убедительная информация очень полезна для психического состояния беременной. Она успокаивает беременную, избавляет ее от чувства неопределенности и улучшает контакт с ней при длительном лечении и госпитализации.

9.2.3. Движения плода

Движения — один из признаков жизни плода; их также можно регистрировать приборами, работающими на основе эффекта Доплера. Эти

49. Частота регистрации сердечной деятельности плода ультразвуковым диагностическим прибором, работающим на эффекте Доплера (прибор EUD-1 фирмы «Picker»).

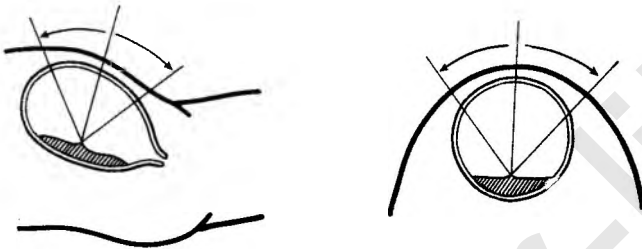
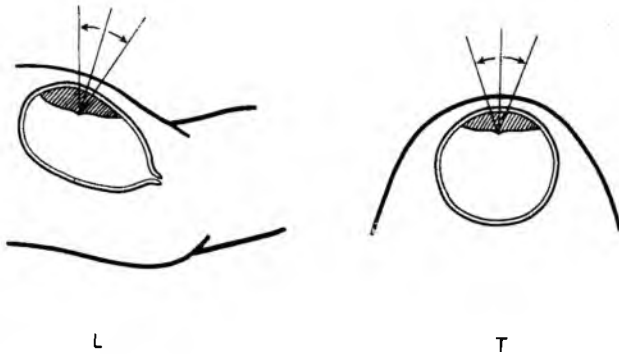


движения беспорядочны. Иногда во время исследования движения плода вызываются давлением датчика на брюшную стенку беременной. Слышимые звуковые явления нерегулярны в отличие от ритмичной деятельности сердца. Короткие звуковые явления большей частью вызваны движениями мелких частей плода. Менее частые, очень громкие беспорядочные звуки свидетельствуют об изменении положения плода. После этого обычно наступает ухудшение слышимости сердечной деятельности плода в месте, где их первоначально обнаружили. Указанные звуковые явления можно сопоставить с информацией, полученной от исследуемой женщины, которая ощущает сильные толчки при изменении положения плода. При регистрации незначительных движений часто, однако, обнаруживают, что беременная о них вообще не знает. При многоводии, когда подвижность плода бывает значительной, она тоже сравнительно слабо ощущается беременной. Регистрация движений плода в отличие от наблюдения за сердечной деятельностью имеет только второстепенное значение.

9.2.4. Локализация плаценты

Эту методику разработали прежде всего R. E. Brown (1967) и Hunt (1969). Она основана на использовании специфических условий кровообращения в плацентарном русле, которые проявляются особыми акустическими феноменами. В отличие от резко отграниченных и отчетливо двухфазных звуковых явлений, характерных для сердечной деятельности плода, для плаценты типичен связанный усиливающийся и ослабевающий шум, напоминающий вдувание. Он обусловлен сложными условиями циркуляции крови в плацентарном русле. К этому шуму, являющемуся основным звуковым проявлением в области плаценты, примешивается звук от пуповины; он тем сильнее, чем ближе к месту ее прикрепления проводится исследование. Акустический феномен от пуповины — однофазный, шипящий, не так резко отграничен, как звуки, слышимые при исследовании сердечной деятельности плода.

Brown (1967) считает обнаружение этой звуковой комбинации необходимым условием для определения локализации плаценты; выявление



50. Схема определения локализации плаценты на передней и задней стенках матки методом построения треугольника (по R. Brown). В случае расположения плаценты на задней стенке матки звуковой феномен из области прикрепления пуповины слышен в значительно более широком диапазоне, чем при ее расположении на передней стенке.

одного основного шума недостаточно для этого. Диагностика заключается в последовательном исследовании беременной и обнаружении области, где слышны звуковые феномены от плаценты. Определяя область максимальной слышимости явлений от пуповины, устанавливают место ее прикрепления. Так определяют локализацию плаценты в горизонтальном направлении.

Для уточнения места расположения плаценты на передней или задней стенке матки служит простой метод построения треугольника по Brown (рис. 50). Звуковые феномены от плаценты, расположенной на передней стенке матки, слышны только на узкой части брюшной стенки, а от плаценты, расположенной на задней стенке, — в относительно широкой области, так как она больше удалена от датчика. Brown рекомендует также проводить исследование со стороны ребер тела матки. Сначала определяют горизонтальную плоскость, в которой лучше всего регистрируется деятельность сердца, а затем находят плацентарные звуковые явления. Если под указанной плоскостью слышны звуковые феномены сердечной деятельности плода, то плацента находится на задней стенке матки, и наоборот. Этим простым методом Brown получил 93,1% правильных результатов определения места прикрепления плаценты, а при локализации placenta praevia — даже 96%. Другим авторам, однако, не удалось получить такой высокий показатель.

При определении места прикрепления плаценты необходимо дифференцировать звуковые явления, которые могли бы быть источником неправильных результатов. Наиболее часто за такой ложный источник принимают звуковые явления, связанные с кровотоком в артериальном и венозном русле матки. Сосуды в области малого таза и матки во время беременности очень разветвлены. Венозный кровоток создает шум, подобный плацентарному акустическому феномену, а артериальный — подобный шуму от пуповины. Их пульсация, однако, согласуется с частотой пульса матери. Если

звуковые явления, обусловленные кровотоком в сосудах матери, смешиваются с плацентарными, то при прослушивании возникает сложная ситуация. Ее все же можно надежно разрешить, используя пробу Вальсальвы (Valsalva). Она заключается в сильном выдохе при закрытой голосовой щели. Внутригрудное давление поднимается до 80—100 мм рт. ст. и при этом ухудшаются наполнение сердца и венозный отток. Отчетливо выраженная брадикардия и замедление венозного кровотока позволяют четко отличить звуковые явления, связанные с материнским кровяным руслом, от звуковых явлений, обусловленных кровотоком в эмбриональной части плаценты, на циркуляцию которой проба Вальсальвы не влияет. При этом возникает выраженная диссоциация частот. Эту пробу проводят во всех случаях, когда возникают сомнения; она очень надежна (Sech et al., 1972). При определении места прикрепления пуповины следует помнить, что в случае ее краевого прикрепления может возникнуть определенная ошибка, которую удастся избежать, если установлена область плацентарного шума. Следовательно, для диагностики места расположения плаценты недостаточна регистрация одного звукового феномена пуповины.

9.2.5. Многоплодная беременность

Ее распознавание представляет одну из следующих диагностических возможностей ультразвукового метода исследования. В основе диагностики лежит обнаружение жизнедеятельности двух или нескольких плодов. При исследовании Brown использует тот же метод построения треугольника, но в отличие от распознавания местоположения плаценты — в горизонтальном направлении. Он определяет область максимального прослушивания феноменов сердечной деятельности плодов на брюшной стенке в месте пересечения двух исследуемых плоскостей. При двух- или многоплодной беременности эти максимумы находятся в совершенно различных плоскостях. Этим методом Brown дважды определил тройню. Точность метода, по его данным, довольно высока и составляет 99,75% правильных результатов.

В нашей практике оправдала себя диагностика многоплодной беременности исследованием двумя приборами, работающими на разных частотах. Метод дает возможность одновременно регистрировать сердечную деятельность двух плодов и показать различие в частоте сердечных сокращений. Точное определение разницы в частоте их сокращений в один и тот же период времени — самая важная возможность этого метода (Sech et al., 1972).

9.2.6. Пуповина

Несмотря на возможность дифференцировать акустический феномен пуповины, этому вопросу до сих пор уделялось мало внимания. Кровообращение в сосудах пуповины проявляется шипящим звуком однофазного характера; его начало и конец точно не ограничены. Поскольку пуповина расположена свободно в полости матки, интенсивность слышимости феномена пуповины меняется при небольшом наклоне или при изменении положения датчика. Пуповина не занимает в полости матки постоянного места. Это проявляется при изменении положения исследуемой женщины, например, поворотом на бок во время исследования. Только в месте прикрепления пуповины к плаценте локализация звукового феномена не меняется.

При исследовании ультразвуком имеется определенная возможность диагностировать расположение пуповины в области шейной бороздки. Этой проблемой занимались Awini и Schwab (1972) и получили 85% правильных результатов, которые проверялись положением пуповины при родах.

Ультразвуковое исследование необходимо проводить по всей шейной бороздке, поскольку обнаружение акустических феноменов на одном месте может быть вызвано шейными артериями плода.

9.2.7. Наблюдение за плодом с помощью монитора

Наблюдение за плодом во время беременности и при родах с помощью приборов становится не только неотделимой частью исследования физиологии и патологии родов, но, прежде всего, ценным вкладом в неонатологию (учение о новорожденном) в профилактическом понимании. Технический прогресс сделал возможным постепенное совершенствование методов, и этот процесс еще далеко не закончен.

Применение мониторов развивается в нескольких направлениях:

— Фонокардиография плода.

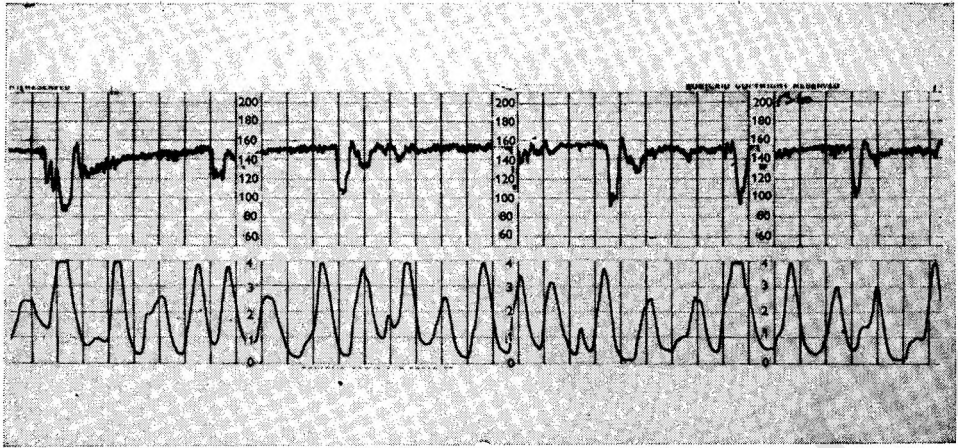
Метод заключается в регистрации звуковых явлений сердца плода микрофоном, который прикрепляется к брюшной стенке матери (Hammacher, 1969). Метод может быть применен эффективно в последние месяцы беременности. Saling (1969) приводит данные о том, что регистрация удается только в 40% наблюдений, а в последних фазах родов только в 5% (Nickel, 1969).

— Электрокардиография плода.

Это наиболее разработанный метод наблюдения за плодом. В период беременности в основном применяется наружная электрокардиография. Однако прямая трансабдоминальная электрокардиография не нашла широкого применения. Во время родов применяется прямой трансцервикальный метод исследования — электрод прикрепляется к головке рождающегося плода (Нох, 1963).

Основоположником наблюдения за плодом методом непрерывного прослушивания является Bishop (1968); в последующие годы выдающиеся труды в этой области опубликовал Mosler (1972). Образец прибора, в создании которого автор принимал участие, стал основой при конструировании монитора для наблюдения за плодом Sonicaid FM2, выпускаемого уже серийно. Исследование проводится таким образом: специальный датчик прикладывают к брюшной стенке, что не создает никакой нагрузки на роженицу и не требует каких-либо манипуляций. Одновременно можно наблюдать частоту и продолжительность сокращений (рис. 51). Большой угол излучения датчика дает возможность регистрировать сигналы от широкой области матки. Mosler (1972) приводит данные о том, что наблюдение с помощью монитора во время родов удалось в 85% случаев. Широкий угол излучения существенно снижает количество энергии, проникающей к плоду (рис. 52). Тот же автор (1969) указывает на следующие преимущества метода:

- непрерывная регистрация без помех не только в поздние, но и в ранние сроки беременности;
- возможность наблюдения за родами при незначительных помехах;
- несложное обслуживание;
- безопасность для плода и матери;
- минимальная нагрузка на мать;



51. Графическая запись на мониторе аппарата «Sonicaid FM 2».

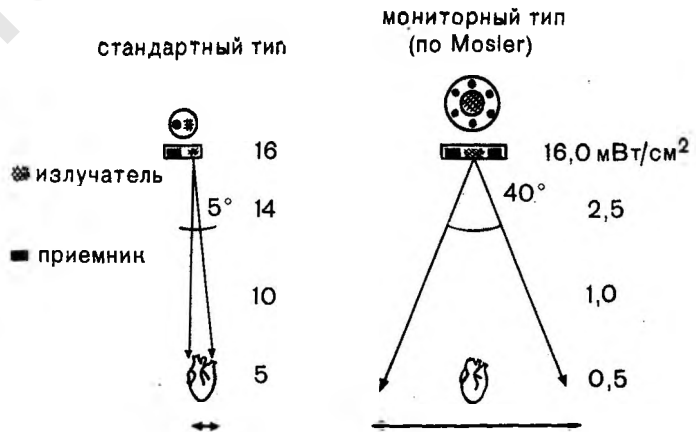
Вверху — запись частоты сердечной деятельности плода, внизу — сердечных сокращений. Оригиналы рисунков 43, 45, 46, 47 и 51 предоставила фирма «Sonicaid Ltd.» (Англия).

- возможность наблюдения многими из одного центра;
- относительно низкая цена аппаратуры.

Ультразвуковые приборы не заменяют электрокардиографию плода. С их помощью производится наблюдение за деятельностью плода совершенно в других аспектах. В сущности по своей информативности они отвечают требованиям, предъявляемым к непрерывному наблюдению. Этими приборами можно определить:

- основную частоту сердечных сокращений;
- нарушения этой основной частоты;
- периодические изменения частоты в зависимости от сокращений.

Данные, получаемые с помощью этих приборов до настоящего времени, не являются еще последним словом техники, и только дальнейший прогресс покажет, каким образом пойдет развитие в этой области.



52. Схематическое изображение углов излучения при разной интенсивности излучаемой энергии датчиков диагностических приборов, работающих на эффекте Доплера (по Mosler).

9.2.8. Диагностика воспаления вен нижних конечностей

Хотя это заболевание относится к области сосудистой патологии, однако гинеколог с ним часто встречается. Оно нередко развивается во время беременности, после родов и операций. Если в отделении имеются ультразвуковые приборы для акушерской диагностики, то их можно использовать и для выявления воспаления вен наряду с акушерским и гинекологическим обследованием.

Кровоток в венах нижних конечностей относительно медленный (4—6 см/с), и поэтому обычные приборы его не регистрируют как непрерывный звуковой феномен. Однако он колеблется в зависимости от дыхания и при максимуме ускорения воспроизводится прибором как так называемый звук S (spontaneous sound). Если этот звук непрерывный и высокий, то это свидетельствует об ускорении кровотока в коллатеральной сосудистой сети. Это косвенный признак окклюзии (закупорки) сосуда. Если же звук S вообще не зарегистрирован, такой отрицательный результат исследования не имеет никакого значения.

Важное открытие сделали Sigel и соавт. (1968), которые описали так называемый звук А (augmented sound). Этот звук является акустическим отображением пульсовой волны, которая возникает после сдавления вены. Он распространяется по сосуду в проксимальном направлении на большое расстояние. Если этот звук распространяется в дистальном направлении, то это говорит о недостаточности клапанов. При графической регистрации было установлено, что пульсовая волна в 5—8 раз выше, чем спонтанная дыхательная волна.

При ультразвуковой диагностике воспаления вен нижних конечностей и клапанной недостаточности определяется звук А. Диагностика этого заболевания широко разработана и достаточно использовать упрощенную форму исследования (Sigel et al., 1972). Женщина при исследовании лежит на кушетке; область шеи приподнята. Паховую область с той стороны, где проводится исследование, смазывают веществом для акустического контакта, и датчик прикладывают к этой области. Прежде всего надо найти бедренную артерию, которая распознается по громкому пульсирующему звуковому феномену. Кнутри от нее находится бедренная вена, звуковой феномен которой колеблется в зависимости от дыхания. В этом положении датчик фиксируют левой рукой, а правой постепенно выполняют следующие друг за другом три манипуляции:

- сжимают с максимальной силой бедро над коленным суставом с внутренней стороны;
- сжимают икроножную мышцу в середине голени, тоже с внутренней стороны;
- производят дорзальное сгибание ноги в голеностопном суставе до крайнего положения.

В течение всего исследования наблюдают звуковые феномены. Если сосуды проходимы, то вслед за их сжатием регистрируется однократный звук А, который по интенсивности превышает периодический звук S. Если же сжатие сосудов не сопровождается акустическим отражением, то можно предположить наличие закупорки сосудов вблизи исследуемой области. Все исследование длится 5—10 мин, а его результаты тем лучше, чем более высокую частоту мы применяем. Оптимальная частота лежит в диапазоне 5—10 МГц, но для основной диагностики достаточно использовать частоту 2 МГц.

Для диагностики заболевания вен нижних конечностей важны прежде всего положительные результаты. Ложноотрицательные результаты составляют около 25% (Sigel et al., 1972). Strandness и Summner (1972) опубликовали свои данные, по которым правильные результаты составляют 93% по сравнению с флебографическим исследованием. Ложноотрицательные результаты отмечены в первую очередь в наблюдениях, не связанных с закупоркой, или когда имеется достаточное коллатеральное кровообращение. Ультразвуковое исследование не заменяет флебографию, однако, его результаты убедительнее, чем данные клинического обследования. Ультразвуковой метод не создает нагрузки на исследуемую женщину и ввиду его несложности удобен для профилактического осмотра пациенток с предрасположенностью к воспалению вен.

10. Диагностика в раннем периоде беременности

Определение начала беременности, исследование ее раннего развития и дифференциальная диагностика в этот период очень сложны. Из функциональных исследований внимание обращается прежде всего на изменения гормональных проявлений в развитии беременности. Но гормональные показатели имеют сравнительно большую биологическую широту, длительно сохраняются, медленно меняются и часто имеют близкое числовое значение. Методы получения изображений, такие, как рентгенологический и изотопный, в этот период не находят применения в диагностике, их использование в раннем периоде онтогенеза опасно.

На возможность получения изображения плодного яйца с помощью ультразвука указали в своей первой работе Donald и соавт. (1958). Однако эхотомографическая картина плодного яйца на 14-й неделе беременности была не совсем убедительной. При первоначальной технике ультразвукового исследования получение изображения ранней беременности затруднялось двумя неблагоприятными обстоятельствами. Матка в первые месяцы беременности расположена за симфизом. Кроме того, пространство надлонным сочленением заполнено кишечными петлями, газообразное содержание которых делает невозможным ультразвуковое исследование.

Поэтому для диагностики ранних сроков беременности очень удобно обследование женщины при наполненном мочевом пузыре, который приподнимает матку и отодвигает кишечные петли. Кроме того, жидкое содержание мочевого пузыря является идеальной средой для распространения ультразвуковых волн. Первым эту методику описал Donald (1963), а широко применил Sundén (1964), который обследовал 50 беременных женщин в период между 8-й и 18-й неделями беременности. Он сосредоточил свое внимание на получении изображения эмбрионального полюса, которое считает характерным признаком для выявления беременности. Sundén так же, как Mac Vicar и Donald (1963), не упоминает о диагностическом значении изображения плодного яйца. Лишь в более поздних работах внимание обращается на плодное яйцо в целом (Donald, 1965; Thompson, 1969; Hellman et al., 1969).

10.1 ФИЗИОЛОГИЧЕСКАЯ БЕРЕМЕННОСТЬ

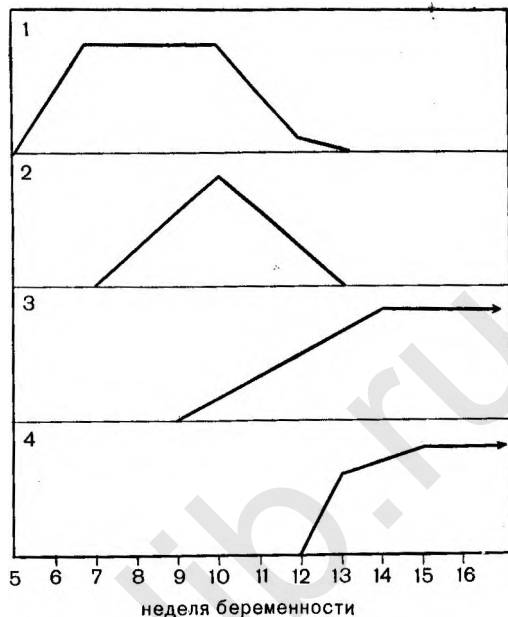
10.1.1. Диагностика маточной беременности

Она основывается на получении изображения структур плодного яйца, которые в начале беременности чаще всего локализуются в краниальной половине матки. Опыт показал, что время, в которое выявляется беременность, зависит от разрешающей способности аппарата и методики исследования.

Donald	(1958)	18 нед	Hellman	(1969)	5 нед
Mac Vicar	(1963)	8—9 "	Donald	(1969)	5 "
Sundén	(1964)	8 "	Morrison	(1969)	5 "
Donald	(1965)	7 "			

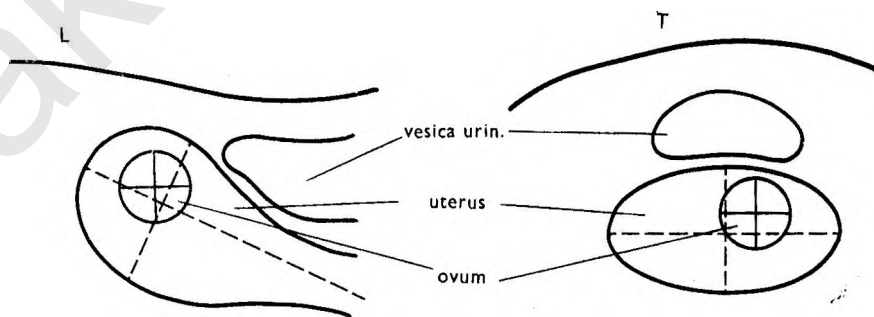
В сроки 5 нед после менструации плодное яйцо на эхограмме представлено либо как скопление беспорядочно расположенных отражений (Donald, 1969), либо как скопление отражений, имеющих типичную кольцевидную форму, соответствующую ультразвуковым волнам, отраженным от *decidua capsularis* (Hellman et al., 1969). В последующие недели диагностика тоже опирается на изображение соответствующее росту эмбриона и его развитию. На 6-й неделе беременности изображение кольцевидной формы уже совершенно отчетливо определяется и соответствует образующейся амниотической полости. Оно становится еще более отчетливым на 7-й неделе, когда плодное яйцо начинает приобретать сферическую форму.

В последующие недели плодное яйцо быстро растет, так что на 8-й неделе оно заполняет почти половину, а на 9-й неделе — более половины полости матки. Очень трудный период для диагностики 11—12-я неделя, так как внешний контур яйца становится расплывчатым. Это изменение связано с постепенным слиянием *decidua capsularis* и *parietalis* и исчезновением перинального пространства между яйцом и стенкой матки. В указанный период эхограммы могут быть нечеткими вплоть до срока, когда начинают появляться отражения от головки плода. Это обычно наблюдается на 12—15-й неделе. Сравнительно редки случаи одновременного получения изображений контуров плодного яйца и головки плода. С увеличением амниотической жидкости и ростом плода постепенно появляются отражения от туловища, мелких частей и плаценты (см. рис. 53)

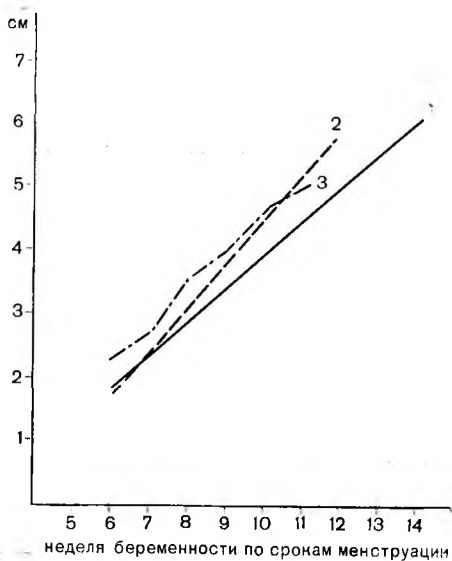


53. Срок регистрации изображения отдельных структур в начале беременности.

1 — плодное яйцо; 2 — эмбриональный полюс; 3 — плацента; 4 — головка.



54. Измерение величины плодного яйца и матки в I триместре (по Levi).



55. Динамика роста плодного яйца в I триместре.

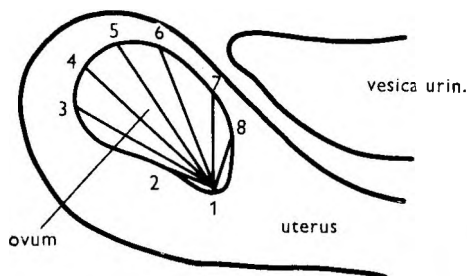
1 — Holländer; 2 — Hellman; 3 — Jouppila.

10.1.2. Определение развития беременности

Беременность в первом триместре очень быстро развивается и имеет уже определенные признаки жизнеспособности плода. Ультразвуком можно регистрировать некоторые из этих признаков.

Рост плодного яйца

При определении роста плодного яйца необходимо считаться с определенной биологической вариабельностью, поэтому величины, полученные при измерениях, сравниваются с исходным заключением срока беременности. За период 1—2 нед можно путем точных измерений определить прирост величины яйца. Контуры плодного яйца по сравнению с полостью матки отчетливо отграничены до 11-й недели беременности, поэтому до этого срока мы можем измерять величину яйца. Измерения производят в трех плоскостях (переднезадней, краниокаудальной и поперечной) (рис. 54). Средняя от этих величин составляет окончательный размер (Hellman, 1969; Jouppila, 1971; Hollander, 1972; Levi et al., 1972). Таким образом, величина плодного яйца — это средняя величина от наибольшего и наименьшего размера. Благоприятное развитие яйца мы определяем по



56. Схема измерения окружности и площади плодного яйца методом построения треугольника (по Levi).

Окружность = 1 + 2 + 3 и т. д.
Площадь = 1, 2, 3 + 1, 3, 4 и т. д.

результатам повторных измерений через определенные промежутки времени и путем их сравнения со стандартными кривыми роста (рис. 55). Levi и соавт. (1972), кроме того, определяют окружность и площадь плодного яйца методом построения треугольника. Для этих данных указанные авторы разработали кривую роста на период с 5-й по 11-ю неделю беременности. Однако этот метод очень трудоемок (рис. 56).

Рост головки

Изображение головки плода можно получить на 12—15-й неделе, но чаще всего с 13-й. В этом периоде развития плода головка имеет округлую форму и четко выявляется ее изображение, которое можно точно измерить. Изображение округлой формы — головки плода малых размеров иногда необходимо дифференцировать с изображением кольцевидной формы — плодного яйца. Возможности дифференциальной диагностики показаны на сравнительной таблице:

	Плодное яйцо	Головка плода
Положение в матке	Фиксированное	Неустойчивое
Величина матки	< III мес	> III мес
Чувствительность, установленная на аппарате	При высокой чувствительности	Почти во всем диапазоне

Измерение головки производится по наибольшему диаметру; при получении изображения центрального отражения измеряют ее в плоскости, перпендикулярной к этому отражению. В ранние сроки развития беременности головка быстро растет (до 4 мм в неделю), и динамическое наблюдение за ее размером является одним из важнейших показателей роста плода на протяжении всей беременности. Более подробно методика измерения описана в разделе 14.3.

Рост матки

Определение этого признака тоже способствует оценке течения и развития беременности в ранние сроки, но при условии, что диагноз ее уже был поставлен. Само по себе увеличение матки не является определяющим признаком для постановки диагноза беременности. Длину матки измеряют в продольной плоскости от дна до шейки; ширину ее устанавливают по переднезаднему размеру, который определяют в плоскости, перпендикулярной к длинной оси матки в самом широком месте ее тела. При измерении необходимо принимать во внимание, что величина небеременной матки у нерожавших женщин меньше, чем у женщин с одними или несколькими родами в анамнезе (Piigoinen, 1972). Это различие сохраняется в течение всего первого триместра беременности (Jouppila, 1971). Данные о росте матки особенно ценны в период между 11-й и 13-й неделями, когда в большинстве случаев уже трудно определить размер плодного яйца, а изображение головки плода еще не определяется.

10.1.3. Документирование проявлений жизни плода

Определение сердечной деятельности

Начало сердечной деятельности плода приходится на период развития плацентарного кровообращения.

Сердечная деятельность является одним из первых проявлений жизни эмбриона. Клиническая аускультация дает сравнительно поздние данные.

Регистрирующие методы (ЭКГ плода и фонокардиография) также не дают в ранние сроки беременности нужной информации. ЭКГ плода применяется в диагностике не ранее 18-й недели, а фонокардиография — только во второй половине беременности. В ультразвуковой диагностике используются четыре методики исследования, с помощью которых намного раньше, чем указанными способами, можно определить сердечную деятельность плода.

Определение А-методом

Сердечная деятельность плода определяется по смещению изображения импульсов в горизонтальном направлении на осциллографе. Частота их смещения соответствует частоте сердечной деятельности плода, а диапазон колебания — амплитуде сокращений сердца. Первыми эту методику описали Kratochwil и Eisenhut (1967), которые при вагинальном обследовании определили сердечную деятельность плода на 7-й неделе и регулярно регистрировали ее с 10-й недели беременности. Этим же способом сердечную деятельность плода регистрировали Pystynen и соавт. (1968), начиная с 9-й недели беременности, как и Machleidt и Doil (1971).

Определение ТМ-методом

При этой методике определения сердечной деятельности плода регистрируются отклонения пульсирующей стенки сердца во времени, т. е. синтезируется динамика одномерного изображения (А-mode) на экране трубки «с памятью». Первые сообщения о такой регистрации сделали Bang и Holm (1968), которые обследовали 50 беременных и зафиксировали сердечную деятельность плода с 12-й недели беременности. Аналогичное сообщение о таком способе определения сердечной деятельности плода сделал Kratochwil (1968). Н. Р. Robinson (1972) произвел 106 исследований у 56 женщин в ранние сроки беременности и ни в одном наблюдении не получил ошибочных результатов. В качестве самого раннего срока определения сердечной деятельности он приводит 48-й день аменореи.

Определение Б-методом

Наблюдение за динамикой сердечной деятельности плода с помощью двумерного изображения возможно только прибором с построчной разверткой изображения на экране. Изображения, которые следуют друг за другом, вызывают оптическое восприятие движений сердца плода даже в ранней фазе его развития. Такой способ регистрации может использоваться до тех пор, пока плод не переменит положение. Hofmann и Hollander (1968) исследовали сердечную деятельность плода с помощью прибора Vidison («Siemens») и точно регистрировали ее с 12-й недели, так же как и Hoffbauer (1970). При исследовании в более ранние сроки беременности изображения сердечной деятельности и движений плода сливались.

Определение приборами, работающими на основе эффекта Доплера

Этот способ ультразвукового исследования был введен в диагностику ранней беременности Callagan (1964) и является ценным вкладом в решение проблемы. При исследовании важное значение имеет частота примененных ультразвуковых волн. Установлено, что приборами, работающими на более высокой частоте, регистрируют сердечную деятельность плода раньше, чем приборами, работающими на низких частотах. При 5 МГц

сердечную деятельность плода можно регистрировать на 8—9-й неделе беременности, а при частоте 2 МГц — в период между 10 и 12-й неделями (Jouppila, 1971).

Определение движений плода

Активные движения плода как проявление его жизни женщина чувствует не ранее 18-й недели беременности. Однако уже на более ранней стадии эмбрионального развития зародыш движется. Эти движения, как и сердечную деятельность, можно регистрировать аналогичным методом с помощью двумерного изображения (Hofman, Hollander, 1968). Hollander (1972) приводит данные о самой ранней регистрации движений плода — на 7-й неделе, а стопроцентная регистрация возможна на 11-й неделе amenoreи. Reinold (1971) наблюдал движение плода в сроки от 8-й до 20-й недели у 212 женщин, а у него не было ни одной ошибки в диагнозе; у 38 женщин, у которых были получены отрицательные данные, был мертвый плод. Hoffbauer (1970) считает, что самый ранний срок обнаружения движений плода — до 6 нед беременности.

С помощью приборов, работающих на эффекте Доплера, также можно регистрировать раннее движение плода с 12-й недели. Они проявляются как нерегулярные акустические феномены, чаще при внешнем раздражении в ходе обследования. Но в диагностике живого плода эти феномены имеют второстепенное значение.

10.2. ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ БЕРЕМЕННОСТЬ

В первой трети беременности сравнительно часто возникают патологические ситуации. Вагг и Сагг (1965) приводят данные о том, что в 12% наблюдений плодное яйцо имеет дефект. Кроме того, было обнаружено, что при самопроизвольных абортах в 20% случаев отмечаются хромосомные изменения (Сагг, 1963). Этиология и патогенез отмеченных ситуаций многообразны и часто неизвестны. Поэтому так трудна диагностика, при которой определяется степень повреждения плодного яйца.

При более поздней стадии аборта диагноз легко уточнить по данным клинического обследования. Сложными являются ситуации, когда клинические признаки неоднозначны, неясен анамнез и нужно решить, сохранить ли беременность. В таких случаях диагностика основывается на определении гормонального статуса. Самым чувствительным показателем угрожающего аборта или нарушенной беременности является уровень эстрогенов, при определении которого, однако, необходимо считаться со сравнительно широкими физиологическими границами (Sech et al., 1964). Уровень содержания прегнандиола и хорионгонадотропинов долго остаются неизменными в этих ситуациях и не являются ранним признаком (Nilsson, 1963; Stasny et al., 1964; Papež et al., 1965; Brody, Carlstrom, 1965; Nepp, 1967; Ferreri, 1969). Оценка клеточного состава влагалищного содержимого в этом периоде беременности тоже неоднозначна, и изменения цитологической картины появляются позднее (Rauscher, 1964). Более низкие уровни содержания гормонов могут иногда указывать на первичную недостаточность гормонального обмена как на причину нарушений и поврежденной беременности (Diczfalusy, Lauritzen, 1963).

Ультразвуковое исследование может внести важный вклад в диагностику, так как большинство сложных ситуаций возникает в период, когда они могут быть распознаны этим методом. Javert (1957) сообщает, что только 26,4% аборт происходит до 9-й недели, а Davis (1950) обнаружил, что

87% абортот наблюдаются между 10-й и 14-й неделями беременности. Большую надежность исследований с помощью ультразвука в этот период отметил Maуenberg (1973). С помощью ультразвука он поставил правильный диагноз у всех 55 женщин с осложнениями в ранние сроки беременности, в то время как по клиническим признакам у 20 женщин из этой группы диагноз оказался неправильным.

При ультразвуковом исследовании для выявления патологических изменений необходимо сравнивать получаемые данные с данными, характерными для физиологического течения беременности. При однократном исследовании можно обнаружить лишь явные изменения. Повторные же исследования позволяют выявить нарушения динамики роста плода, постепенно развивающиеся изменения в структуре и расположении плодного яйца. При измерениях следует учитывать вариабельность развития плодного яйца.

10.2.1. Угрожающий аборт

При угрожающем аборте, который клинически сопровождается болями и кровотечениями, обнаруживают изображение плодного яйца, размеры которого соответствуют длительности аменореи. При динамическом исследовании увеличение плодного яйца либо соответствует этому периоду, либо несколько запаздывает. Обнаружение сердечной деятельности плода свидетельствует о том, что плод жив. Рост и соответствующее развитие плодного яйца вместе с регистрацией сердечной деятельности являются убедительным основанием не только для установления диагноза, но и для определения тактики лечения, контроля за его результатами и прогноза.

Важно сравнить данные ультразвукового исследования с результатами клинических наблюдений. В частности, при исследовании шейки матки и сравнении полученных данных с результатами эхологического исследования можно своевременно определить лечебную тактику. Так, обнаружение живого плода и развивающейся беременности при инкомпетентности шейки матки является показателем к ее сохранению. И наоборот, повторяющиеся негативные заключения ультразвукового исследования при приоткрытой шейке матки требуют совсем другой тактики.

10.2.2. Абортивное яйцо

Дефектная форма плодного яйца, которую исследовал Dráč (1960), наблюдается не очень редко. Mac Mahon и соавт. (1954) наблюдали абортивное яйцо в 16,8% случаев из всех спонтанных абортов. Javert (1967) обнаружил его в 20,6% наблюдений спонтанного аборта, в то время как в контрольной группе (медицинский аборт) абортивное яйцо было обнаружено лишь в 2,8% случаев.

При ультразвуковом исследовании отсутствие отражений от плода подтверждало диагноз абортивного яйца. В этих случаях кольцо плодного яйца остается без отражений от внутренних структур и после 8-й недели, когда эти структуры уже должны были развиваться. Отражения не появляются и позднее, на 9—10-й неделе, когда они уже должны быть совершенно отчетливыми.

10.2.3. Отмирающее плодное яйцо

Диагностические признаки отмирающего плодного яйца соответствуют при ультразвуковом исследовании степени регрессивных процессов.

— Изменение контура изображения плодного яйца.

Отмирающее плодное яйцо представлено менее четким изображением, чем нормальное. Его контур определяется в виде отражения неравномерной интенсивности.

— Изменение формы изображения плодного яйца.

Изображение плодного яйца в виде кольца, имеющее округлую или сферическую форму, постепенно теряет свою правильную конфигурацию и становится менее заметным. При последующей фрагментации плодного яйца эхологическая картина представлена конгломератом отражений.

— Обнаружение плодного яйца, размеры которого не соответствуют сроку беременности.

Размеры плодного яйца существенно меньше и не соответствуют длительности аменореи. При этом, однако, следует считаться с возможностью более позднего наступления беременности и с биологической вариабельностью величины плодного яйца. С учетом всех этих обстоятельств даже двухнедельное расхождение между величиной плодного яйца и длительностью аменореи является важным признаком.

— Остановка роста плодного яйца.

Этот признак является более ценным, чем однократное измерение величины плодного яйца. При контрольных исследованиях с недельным и двухнедельным интервалом не отмечается рост плодного яйца. При физиологическом развитии плодного яйца рост заметен.

— Изменение положения плодного яйца.

Нормально развивающееся плодное яйцо имеет фиксированное положение в полости матки. В период перед абортom мы иногда определяли при контрольных исследованиях изменение этого положения. Обнаружение его изображения в каудальной части матки имеет диагностическую ценность прежде всего при открытой шейке матки (Donald, 1972). При изменении места расположения плодного яйца одновременно обнаруживают сравнительно быстро происходящие регрессивные изменения — фрагментацию яйца (Hellman et al., 1973).

10.2.4. Несостоявшийся аборт (Missed abortion)

Задержка мертвого плодного яйца в полости матки при закрытой шейке, когда нет кровотечений, диагностируется клинически с большим трудом — только при повторных контрольных исследованиях, проводимых с длительными интервалами. В таких случаях при ультразвуковых исследованиях получают изображение плодного яйца с постепенно развивающимися регрессивными изменениями (Sech et al., 1972). На эхотомограммах обнаруживают, что размеры плода не увеличиваются, его контуры становятся печеткими, головка деформируется, сердечная деятельность плода не регистрируется. При этом матка не увеличивается, становится меньше амниотической жидкости и наступает постепенное уменьшение расстояния между стенкой матки и плодным яйцом. Его структуры в этой фазе уже трудно дифференцируются, поэтому при анализе таких эхотомограмм необходим определенный опыт.

Нужно различать отражения, полученные от стенки матки и от полости матки. Это возможно при проведении исследования с использованием низких величин усиления отраженных сигналов. Путем постепенного усиления сигналов можно получать и анализировать отражения от внутриматочных структур. В отличие от отражений при пузырном заносе отражения от внутриматочных структур менее интенсивны и расположены в полости матки неправильно. Однако отличить их от отражений при частичном

пузырлом заносе трудно. Для этого необходимо исследовать всю полость матки и убедиться, что в ней нет типичной структуры, характерной для пузырного заноса.

10.2.5. Неполный аборт

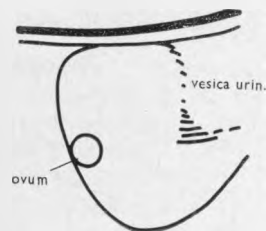
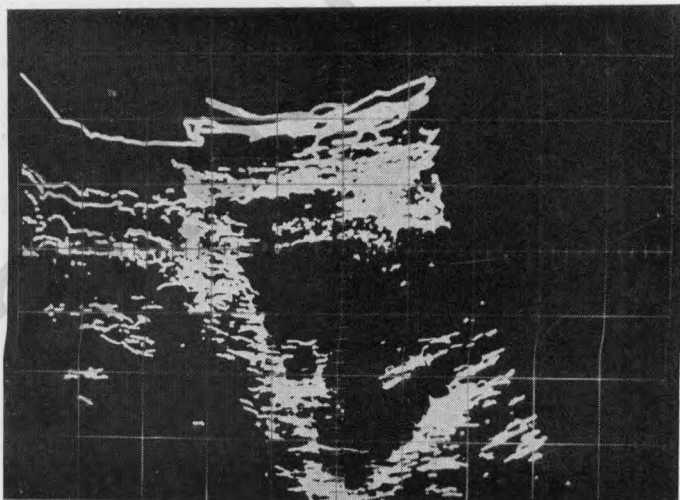
В большинстве случаев при неполном аборте клиническая картина ясна. Однако, если нет сильного кровотечения и неясен анамнез, установить диагноз по клиническим данным трудно.

При ультразвуковом исследовании определяются отражения от остатков плодного яйца. С III мес беременности обнаруживаются отражения от плаценты, которая может быть частично отделена от стенки матки (Levi, 1971). Зоны без отражений соответствуют сгусткам крови. При неполном аборте не определяются отражения от поверхности плода и не регистрируется его сердечная деятельность.

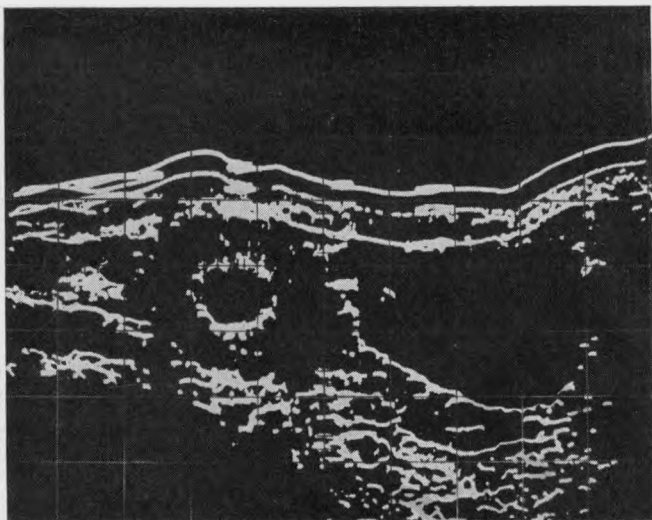
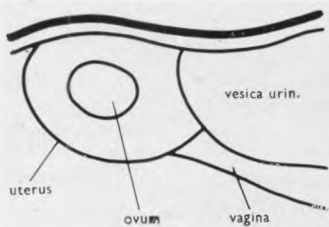
10.2.6. Полный аборт

Абортирование целого плодного яйца бывает чаще всего в первые 3 мес беременности. По анамнезу и клинической картине трудно решить, абортировано ли действительно целое плодное яйцо.

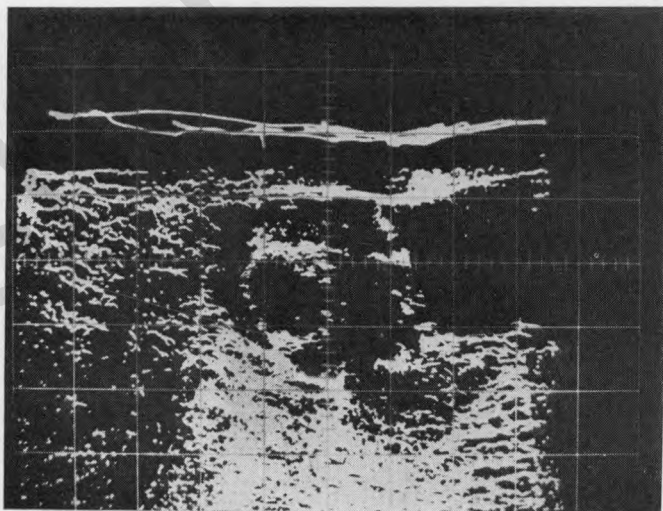
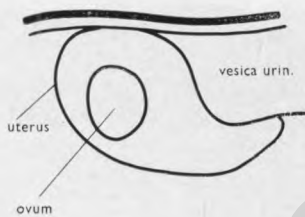
На эхотомограмме матка после полного аборта определяется в виде зоны без отражений, потому что стенки ее сомкнулись и полость в ней опять пмеется. По такому изображению можно надежно поставить диагноз полного аборта и обойтись без выскабливания (рис. 57—67).



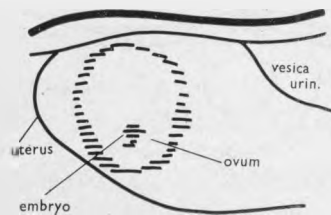
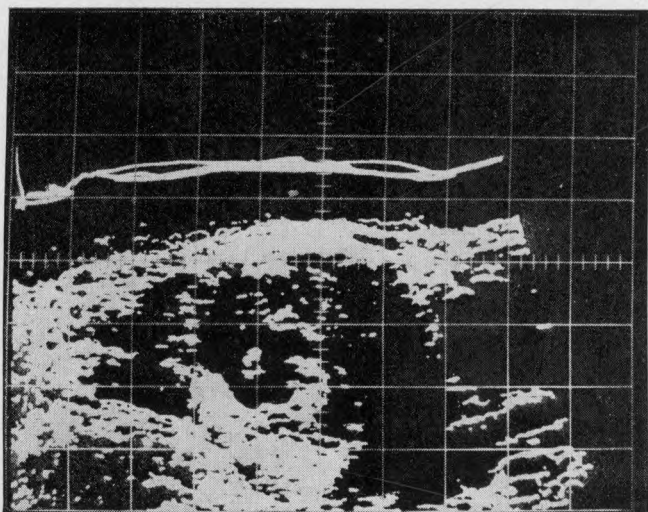
57. Изображение плодного яйца на 44-й день аменореи. Очертания передней стенки матки и мочевого пузыря определяются нечетко. L 4 dx; 1:2; 2 МГц.



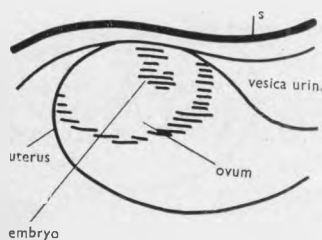
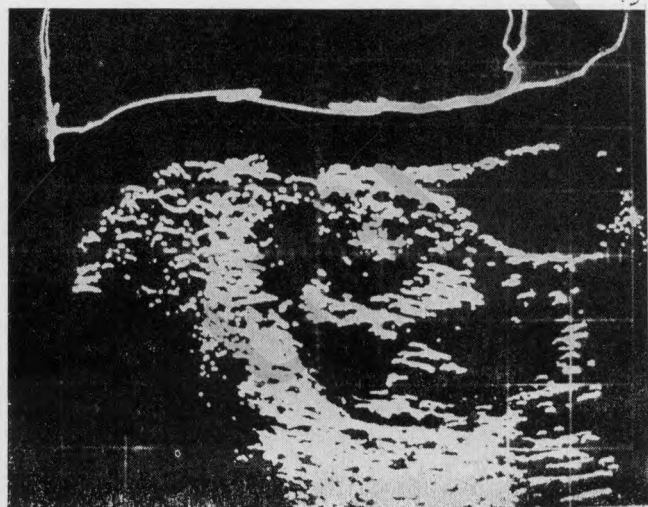
58. Изображение плодного яйца на 7-й неделе беременности.
L 2 dx; 1:2; 2 МГц.



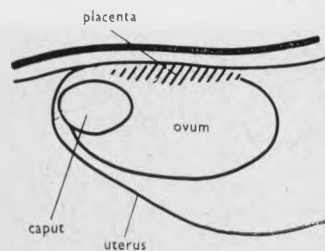
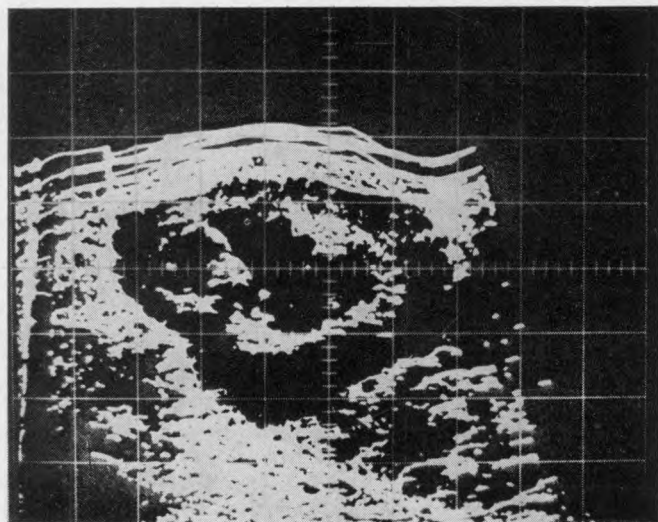
59. Изображение плодного яйца на 8-й неделе беременности.
L-m; 1:2; 2 МГц.



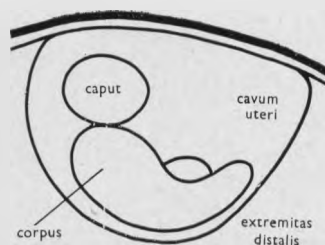
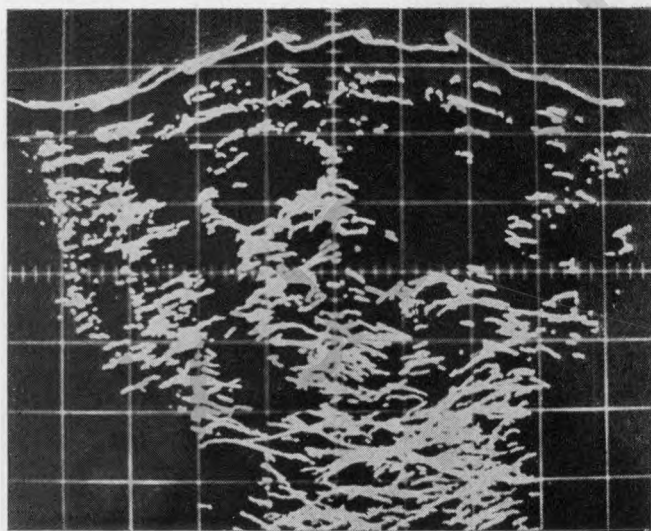
60. Изображение плодного яйца на 9-й неделе беременности.
В области плодного яйца заметен эмбриональный полюс.
L 1 dx; 1:2; 2 МГц.



61. Изображение плодного яйца на 10-й неделе беременности.
Lm; 1:2; 2 МГц.

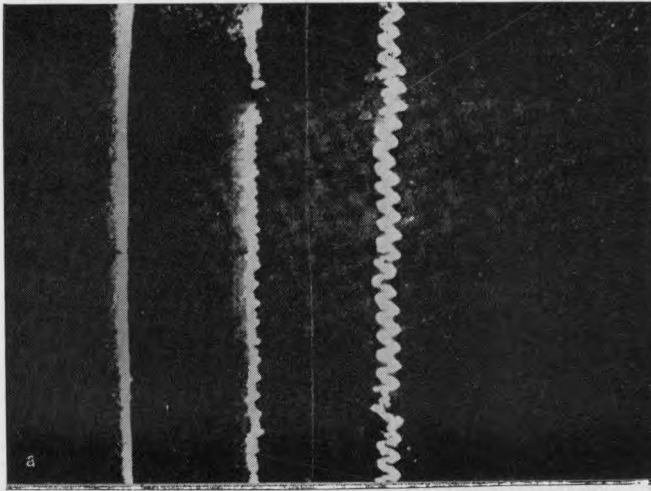


62. Изображение плодного яйца на 12-й неделе беременности. Определяются очертания плодного яйца и контуры головки плода, их одновременное изображение наблюдается относительно редко. Лм; 1:2; 2 МГц.

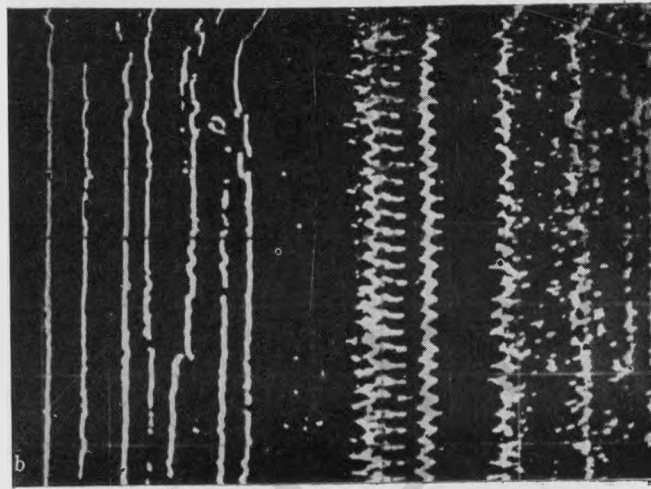


63. Изображение плода на 14-й неделе беременности. Т 3/с; 1:1; 5 МГц.

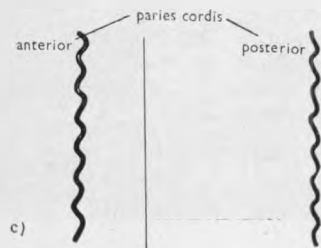
64. ТМ-изображение сердечной деятельности плода.



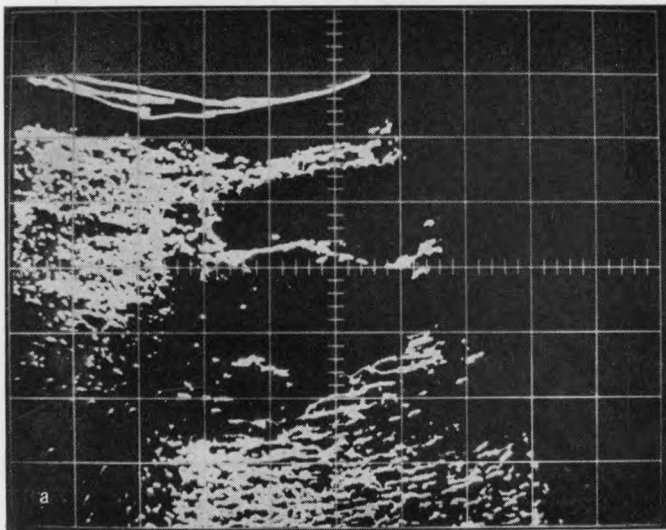
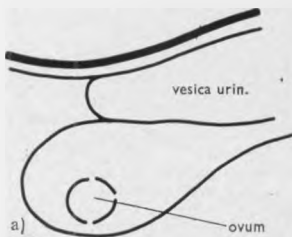
а — запись сердечной деятельности плода на 12-й неделе беременности;



б — запись сердечной деятельности плода на VI мес беременности;

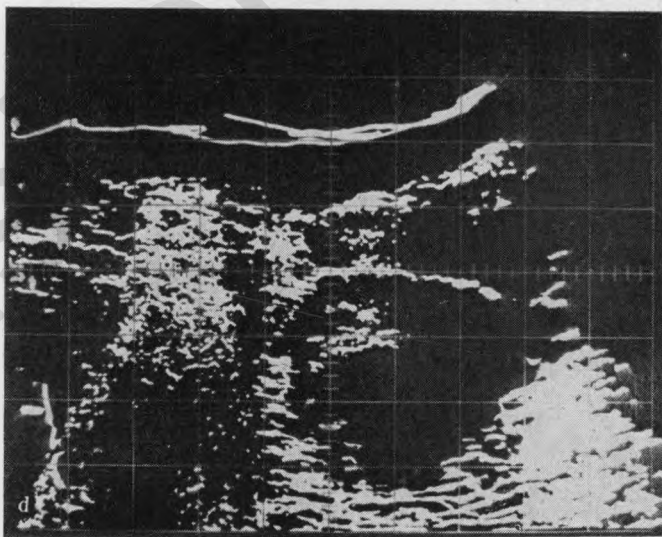
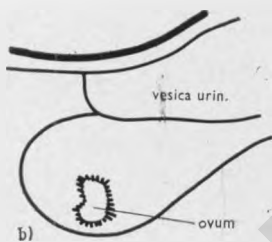


с — запись движений передней и задней стенок сердца плода перед родами; вертикальная линия — метка, которой обозначена область сердца плода при исследовании. Масштаб 1:0,5.

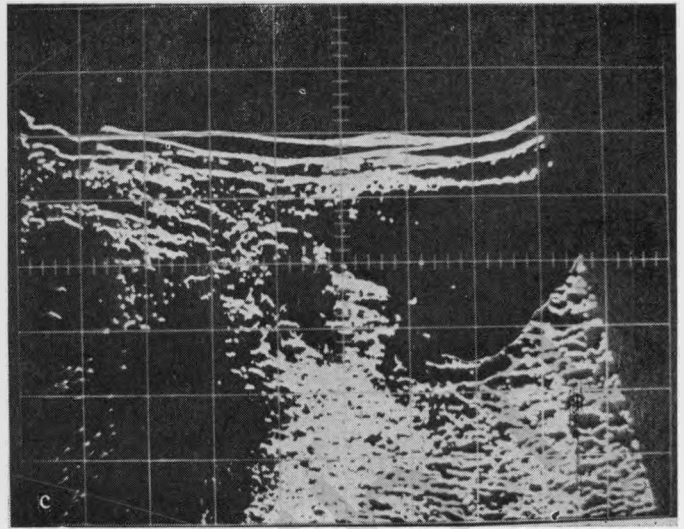
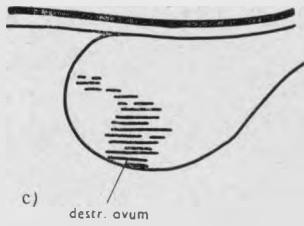


65. Изображение отмирающего плодного яйца на 8-й неделе беременности.

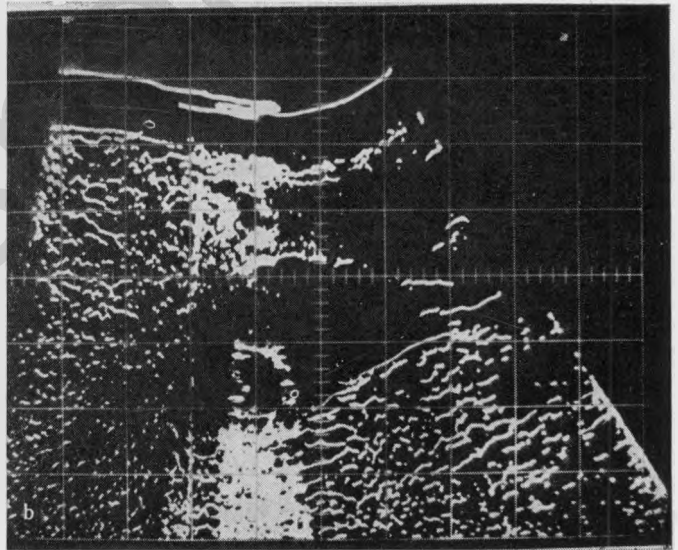
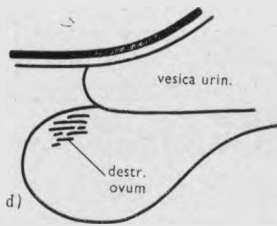
а — размеры плодного яйца меньше, чем по срокам аменореи, контуры его нечеткие;



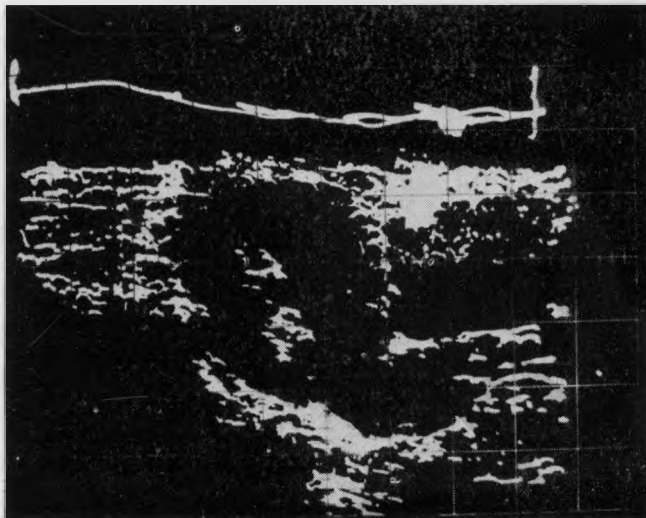
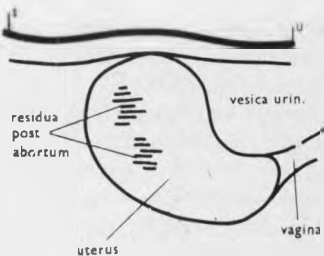
б — то же наблюдение через 2 дня — плодное яйцо деформировано, его изображение намеренно получено отчетливее;



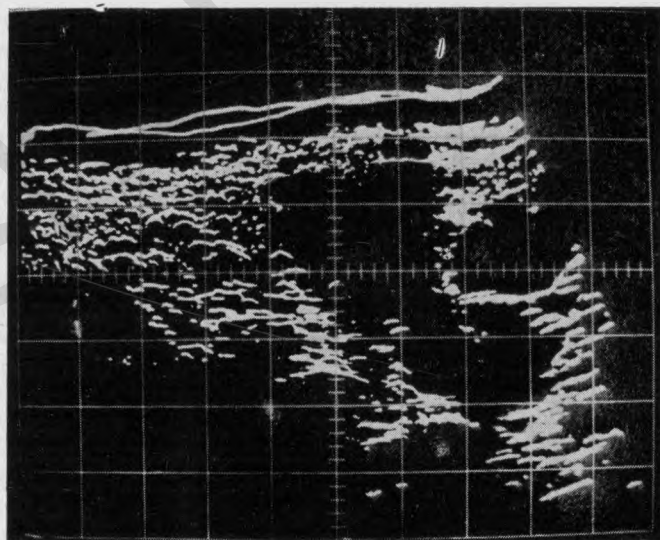
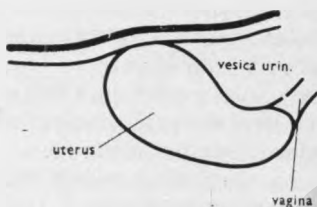
с — то же наблюдение через 3 дня, когда у пациентки появились незначительные кровянистые выделения. Конфигурация плодного яйца нечеткая, мочевого пузыря не наполнен;



д — то же наблюдение через 4 дня. Первоначальная конфигурация плодного яйца заметно изменилась, несимметричные структуры переместились относительно первоначального положения. Произведена ревизия полости матки. Все эхотомограммы выполнены в плоскости L 2 dx; 1:2; 2 МГц.



66. Отражение от обрывков тканей, оставшихся в полости матки после неполного аборта.
Беременность 10 нед, плод абортирован. Матка приподнята наполненным мочевым пузырем. Lm; 1:2; 2 МГц.



67. Полный аборт.
Плодное яйцо абортировано, нет отражений из полости матки. L 1 dx; 1:2; 2 МГц.

11. Внематочная беременность

Поставить своевременный диагноз внематочной беременности по клиническим признакам представляет определенные трудности. Данные анамнеза могут быть при этом недостаточно четкими, начальные признаки нехарактерны. При пальпации не выявляются убедительные признаки. В острой фазе заболевания клиническая картина чаще всего ясна, однако диагностика в таких случаях поздняя. Поэтому использовалось много способов для своевременного распознавания внематочной беременности.

Диагностика беременности с помощью различных тестов является косвенной, и при этом не определяется локализация плода. Результаты исследований все же могут быть не всегда отчетливо положительными (Hall, Todd, 1961). Наблюдение за размером гематокрита (Parker, Parker, 1957) является неподходящим методом. Кровь в дугласовом пространстве при пункции (Beacham et al., 1956; Armstrong et al., 1959) или при задней кольпотомии (Draa, Baum, 1951) обнаруживается лишь при внутреннем кровотечении. Отрицательный результат пункции не исключает начальную фазу заболевания. Исследование эндометрия, полученного при пробном соскобе, не дает однозначной информации, хотя обнаружение децидуальной ткани без хориона является ценным для уточнения диагноза.

Из методов, с помощью которых можно получить изображение, обычно рекомендуют гистеросальпингографию. Однако для диагностики внематочной беременности ее нельзя считать совершенно безопасным методом.

Из эндоскопических методов диагностики ценным является лапароскопия, которая в данном случае более безопасна, чем кульдоскопия.

Ультразвуковое исследование нашло применение в диагностике внематочной беременности сравнительно недавно. Большое число публикаций свидетельствует о трудностях при интерпретации эхологической картины и постановке диагноза. Эти трудности обусловлены анатомическим расположением придатков матки в тазу. Они также обусловлены многочисленными структурными изменениями, происходящими во время заболевания. В некоторых случаях полученные данные напоминают эхологическую картину при других патологических состояниях.

Первое упоминание об ультразвуковой диагностике внематочной беременности принадлежит Donald (1965). Он описал эхологическую картину при трубном аборте и развившемся гематоцеле. Позднее этот исследователь стал несколько скептически относиться к возможности ультразвуковой диагностики под влиянием наблюдения, когда ненарушенная трубная беременность была принята за маточную беременность, в результате чего пациентка умерла от геморрагического шока. В 1967 г. Donald пишет об ультразвуковой диагностике внематочной беременности как об очень непростой, и он справедливо считает, что поставить диагноз внематочной беременности значительно труднее, чем маточной. По его мнению, существенным является лишь получение изображения увеличенной матки. Отра-

жения от патологически измененных придатков он оценивает как ненадежный признак внематочной беременности.

Значительным вкладом в разработку диагностики этого заболевания стали работы Kobayashi и соавт. (1979). Ими было обследовано 39 женщин (на основании опубликованных до сих пор материалов можно считать эту группу самой большой) с предполагаемым клиническим диагнозом внематочной беременности. Исследование в основном проводилось в продольных плоскостях. В 25,6% наблюдений диагноз был поставлен неправильно (5 ложноположительных и 5 ложноотрицательных). Чаще всего ошибка происходила из-за сходства эхологической картины при внематочной беременности, овариальной кисте, тубоовариальном абсцессе и хроническом воспалительном процессе в придатках матки. У 16 женщин был подтвержден диагноз внематочной беременности. Suk и соавт. (1971, 1973), работавшие на аппарате Vidoson, указали на возможность совмещения изображений, полученных в нескольких плоскостях. Этим способом можно получить пространственное, объемное изображение всего яйцевода. Авторы таким образом диагностировали ненарушенную трубную беременность.

Varma (1972) при ультразвуковом исследовании у 5 женщин диагностировал внематочную беременность и у 13 — исключил ее. В одном наблюдении диагноз был ложноположительным (овариальная киста + маточная беременность, 7 нед), а во втором — тот же самый диагноз был им поставлен ошибочно у пациентки с внематочной беременностью.

При ненарушенной внематочной беременности в пользу диагноза говорят следующие признаки:

— Обнаружение изображения плодного яйца вне области матки. Этот признак мы считаем самым точным, что подтверждает и Varma (1972). Он особенно ценен, если одновременно удается получить изображение матки, которая может быть в некоторых случаях несколько смещена (Sesh et al., 1974).

— Беспорядочные отражения, расположенные рядом с изображением матки, возникающие в случае, когда уже пропитанное кровью плодное яйцо потеряло свою структуру. Однако определить это очень трудно.

— Диффузное увеличение матки. Однако выявление этого признака недостаточно для постановки диагноза.

— В полости увеличенной матки не удается определить изображение плодного яйца. Это важно после 6-й недели аменореи при положительных анализах на беременность и при диагнозе аднексита.

— Изображение головки плода является скорее теоретической возможностью, так как чаще всего плод не достигает 8 нед.

При нарушенной внематочной беременности диагноз подтверждает следующее:

— Обнаружение картины *hematocele retrouterina*

На эхотомограммах гематома определяется как зона без отражений, расположенная позади матки в направлении к дугласову пространству. В отличие от кистозных образований указанная зона нерезко очерчена и не имеет совершенно правильной формы.

— *Nemoperitoneum*.

На эхотомограммах при этом определяется зона без отражений неправильной формы, смещающая кишечные петли, которые представлены в виде округлых скоплений отражений. При обильном кровотечении в подчревной области может определяться довольно большая зона без отражений.

Kobayashi и соавт. (1969) приводят в качестве важного признака внематочной беременности обнаружение многочисленных беспорядочных от-

ражений в области матки, которые не возникают ни во время регулярного менструального цикла, ни при маточной беременности и аборте. Причина их возникновения неясна; указанные авторы предполагают, что это могут быть отражения от гиперплазированной децидуальной ткани. В других литературных источниках о них не упоминается.

Эхотомографическое исследование проводится в продольных и поперечных плоскостях, причем по возможности при полном мочевом пузыре.

— В продольных плоскостях определяется изображение увеличенной матки (hematocele retrouterina) или отражения от скоплений свободной крови в брюшной полости.

— В поперечных плоскостях лучше выявляется эхологическое изображение трубы и плодного яйца и их топографические соотношения с маткой.

Очевидно, практически важно установить ненарушенную трубную беременность, а не кровотечение или другие вторичные признаки. Акустически неоднородные ткани на эхотомограммах представлены изображением, напоминающим прежде всего картину при хроническом аднексите и эндометриозе. Сходство эхологической картины кисты при ее сочетании с маточной беременностью 6 нед относится скорее всего к диагностическим ошибкам. При тщательном исследовании матки в такие сроки должно быть уже получено изображение плодного яйца соответствующей величины. Однако диагноз маточной беременности не исключает в редких случаях и возможности внематочной беременности. Такое наблюдение двойной локализации беременности, диагностированной с помощью ультразвука, описали Kobayashi и соавт. (1972).

Брюшная беременность

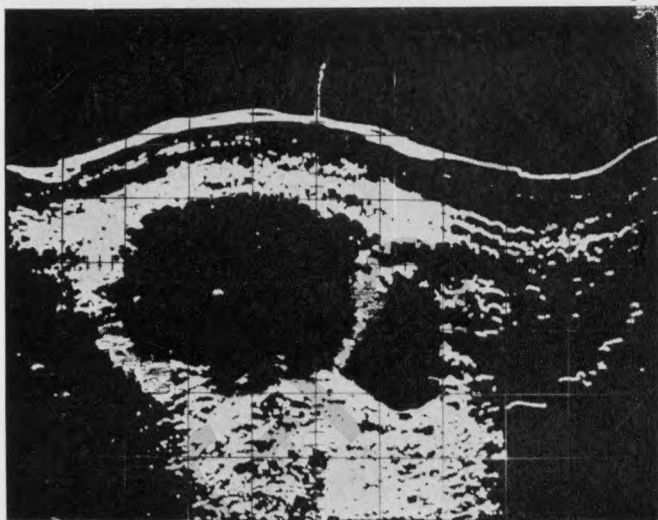
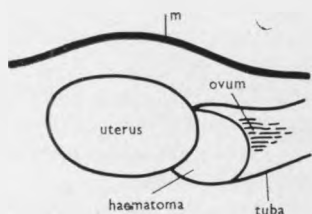
Брюшная беременность — относительно редкая форма внематочной беременности. В литературе, посвященной ультразвуковой диагностике, нами найдены лишь два сообщения брюшной беременности. Нам до сих пор не представился случай наблюдать такой вид беременности. Gaget и соавт. (1969) описали три эхотомограммы, полученные при абдоминальной беременности 14 нед, которая была диагностирована лишь при лапаротомии. На эхотомограммах в поперечных плоскостях определялась значительная расширенная правая маточная труба, которая при операции была заполнена кровью. Позади матки располагалось изображение плодного яйца, в котором при ретроспективном анализе обнаружены отражения от структур плода. Kobayashi и соавт. (1969) в уже упомянутой работе о внематочной беременности диагностировали в 2 наблюдениях брюшную беременность (16 и 25 нед) и позднее — еще в одном наблюдении брюшную беременность сроком 30 нед. В одном наблюдении брюшную беременность сроком 28 нед они ошибочно интерпретировали как маточную. Kobayashi и соавт. (1972) установили следующие диагностические критерии брюшной беременности:

— Основой является получение изображения матки, которая может быть довольно нетипично смещена, а иногда ее границы теряются среди множества отражений.

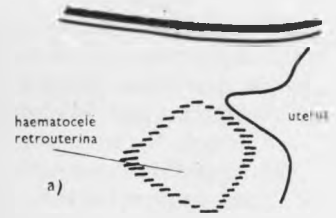
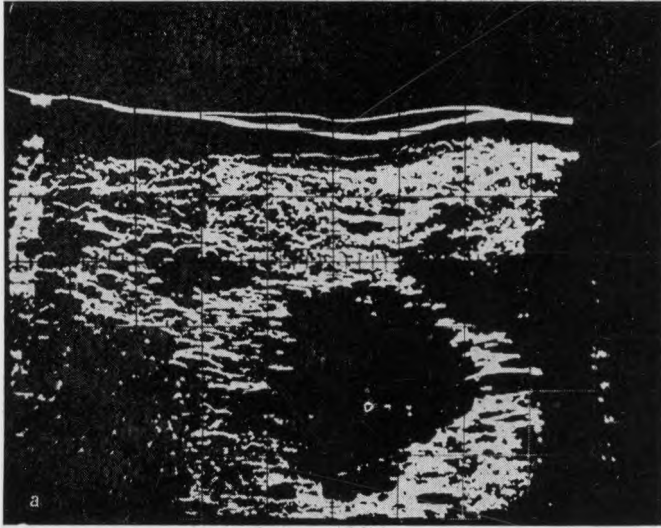
— Изображение головки плода, расположенное вне области матки. Это изображение является исходной точкой для получения эхотомограммы туловища плода в продольном сечении. Плод может быть атипично расположен в брюшной полости, причем трудно получить его изображение, если он не живой. Головка плода в таких случаях деформирована, а с увеличением числа беспорядочно расположенных отражений и в области тулови-

ща контуры плода постепенно сливаются с многочисленными отражениями от брюшной полости.

— При брюшной беременности трудно обнаружить изображение плаценты. Это обусловлено особенностью ее локализации, измененной структурой и слиянием с кишечником. Узкая полоса отражений сливается с многочисленными соседними отражениями, линия хорпальной пластины не определяется, так как отсутствует разграничение с околоплодной жидкостью (рис. 68—69).

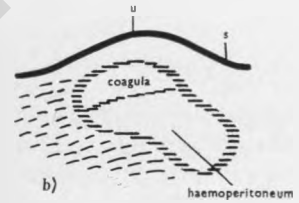
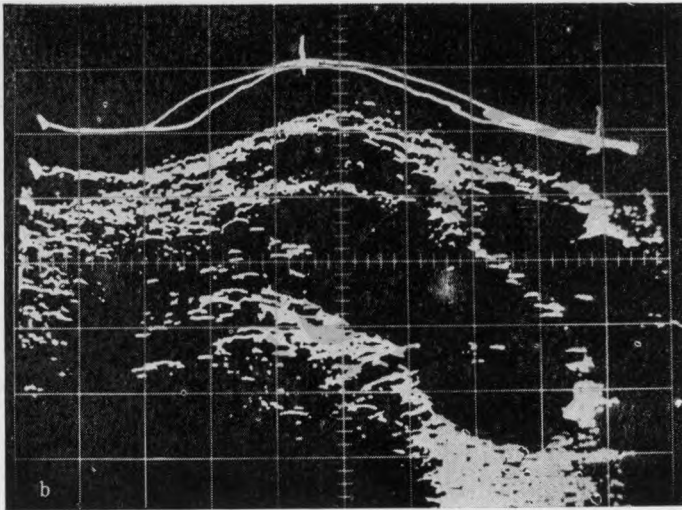


68. Внематочная левосторонняя трубная беременность. Матка значительно смещена вправо. Левая маточная труба markedly расширена, в ней определяются отражения от плодного яйца. Отчетливо выделяется граница между маткой и гематомой слева. Т 2/s; 1:2; 2 МГц.



69. Позадиматочная кровяная киста (Haematocele).

а — L/2 sin; 1:3; 5 МГц;



б — кровоизлияние в брюшную полость. Малый таз и подчревная область заполнены кровью, кишечник отодвинут в краниальном направлении. Lm; 1:3; 2 МГц.

12. Пузырный занос

Пузырный занос — дегенеративное заболевание хориона, которое встречается чаще всего на Дальнем Востоке (Филиппины — 1 наблюдение на 72 беременности; Djojoranto, Lie, 1963), и значительно реже в США (1 наблюдение на 2500 беременностей). В Европе оно наблюдается относительно нередко. Ранняя диагностика пузырного заноса представляет определенные трудности, так как клинические признаки его обычно нехарактерны (Hofmeister, O'Leary, 1969). При этом отмечается несоответствие размеров матки продолжительности периода аменореи, которое может быть и при других ситуациях (многоплодная беременность, гидрамнион). Кровотечение и преждевременное появление более тяжелых форм токсикоза также представляют собой симптомы неспецифические. Спонтанное изгнание типичных «бусинок» пузырного заноса из матки является, хотя и верным, но поздним диагностическим признаком. Он обычно наблюдается лишь после 19-й недели беременности (Huber, Hörmann, 1954). Чем позже ставится диагноз этого заболевания, тем больше женщина ослаблена кровотечениями, а иногда и тяжелой формой гестоза. О факторе времени нельзя забывать и из-за возможных качественных изменений структур пузырного заноса. Процесс удаления пузырного заноса сложный и зависит от размера заноса. Небольшой пузырный занос можно удалить через влагалище вручную или вакуумэкстрактором (Vojta, Jirásek, 1965; De Uralde et al., 1972). De Uralde и соавт. в другой работе (1972) описывают 13 наблюдений пузырного заноса, закончившихся лапаротомией, при поздней постановке диагноза — в среднем на 28-й неделе.

Пузырный занос представляет собой дегенеративный продукт беременности. Поэтому для его диагностики применяют гормональные и другие лабораторные исследования. Прежде всего это определение уровня хорионгонадотропина, который при данном заболевании может быть высоким. Однако в среднем у 50% женщин уровень хорионгонадотропина не отличается от нормальных величин при беременности (Fox, Tow, 1966). Были также описаны наблюдения, когда при пузырном заносе уровень хорионгонадотропина был ниже нормального (Hobson, 1955; Lowe, Mellor, 1971).

Вариабельными являются изменения уровня стероидов при развитии пузырного заноса (Acevedo et al., 1969). Babuna и соавт. (1970) обнаружили низкий уровень окситоциназы при пузырном заносе по сравнению с уровнем ее при нормально протекающей беременности. При рентгенологической диагностике используют следующие способы исследования:

— На обзорном снимке брюшной полости определяется скелет плода. Однако отрицательный результат исследования при беременности до 20 нед еще не является показателем отсутствия пузырного заноса. Контуры пузырного заноса не определяются (Leopold, 1971).

— При тазовой артериографии в случае пузырного заноса определяют изменения в сосудистом русле (Borell, Fernström, 1961; Hirsch, Ben-Aderet, 1967). Описаны также изменения, характерные для трофобластической болезни (Brewis, Bagshawe, 1968). Однако тазовая артериогра-

фия — сложный метод, и при производстве снимков необходимы повторные экспозиции.

— Трансабдоминальная гистерография не является новым методом и в усовершенствованном виде применяется до настоящего времени (Agüero, Zigelboim, 1970; De Uralde, Navarro, 1971, 1972). После введения контрастного вещества в полость матки через 15 мин появляется изображение, типичное для пузырьного заноса. Из приведенных рентгеновских методов исследования трансабдоминальная гистерография дает самые надежные результаты. Подобная рентгенологическая картина может, однако, наблюдаться и при гематометре (Agüero et al., 1970).

При использовании указанных методик рентгенологического исследования можно получить данные для дифференцирования пузырьного заноса от беременности. Однако их применение не желательно, с одной стороны, из-за сложности, с другой — из-за вредного влияния рентгеновских лучей. Исследование ультразвуком стало важным методом диагностики пузырьного заноса. Его структура характеризуется специфическими акустическими свойствами, поэтому результаты диагностики этого заболевания очень убедительны.

12.1. ПУЗЫРНЫЙ ЗАНОС В ОДНОМЕРНОМ ИЗОБРАЖЕНИИ

Первое сообщение о такой диагностической возможности сделано Shih и соавт. (1962). Затем методика эхографии была разработана Kratochwil (1966, 1968) и Pystynen и соавт. (1968). При исследовании ультразвуковые волны отражаются от многочисленных структур пузырьного заноса, и в результате этого на экране видно большое число вертикальных импульсов в области, соответствующей переднезаднему размеру полости матки. При низких величинах усиления сигналов определяются отражения лишь от передней и задней стенок матки. При повышении уровня усиления появляются многочисленные отражения и от пузырьного заноса. Диагноз пузырьного заноса можно поставить таким способом после 14-й недели беременности (Pystynen et al., 1968).

12.2. ПУЗЫРНЫЙ ЗАНОС В ДВУМЕРНОМ ИЗОБРАЖЕНИИ

Двумерное (B-mode) исследование — наиболее часто применяемая методика для диагностики пузырьного заноса. Эхотомографическое изображение пузырьного заноса впервые получили Donald, Brown (1961) и Mac Vicar (1962). Более подробное его описание дано Sundén (1964).

Диагностические критерии:

— Отражения от структур пузырьного заноса имеют типичный характер. Они мелкие и многочисленные, равномерно заполняют увеличенную полость матки. В англосаксонской литературе такое эхологическое изображение метко названо «snow storm» — «снежная буря». При конвергентно-секторном сканировании и записи изображения в масштабе 1 : 1 некоторые отражения имеют округлую форму. При крупных размерах кистовидных образований получается картина, характерная для пузырьного заноса.

— Все структурные элементы пузырьного заноса имеют одинаковые акустические характеристики и выявляются лишь при установке высокого уровня усиления сигналов. При использовании величин усиления сигналов, обычно применяемых для получения изображения плода, просторная полость матки выглядит как бы пустой. Вследствие минимального поглощения ультразвуковой волны тканью пузырьного заноса на эхограмме

отчетливо видны отражения от задней стенки матки (Ianniruberto, 1971; Hradecký et al., 1973).

— Получение изображения лютеиновых кист яичников хотя и является важным фактом, но они не всегда связаны с существованием пузырного заноса (Demb, 1970). Hobson (1958) обнаружил кисты яичников при пузырном заносе лишь в 25% наблюдений. Кисты яичников были обнаружены вне всякой связи с пузырным заносом, например при многоплодной беременности (Weigle, Thatcher, 1955). Кисты яичников лучше всего выявляются при исследовании в поперечных плоскостях с использованием малых величин усиления отраженных сигналов.

При этих условиях контуры кисты определяются в типичном месте, позади изображения матки. На эхотомограммах в поперечных плоскостях отчетливо видна их топография, и можно сравнить размеры яичников и матки. При величине усиления сигналов, подобранной для получения изображения кист яичников, не выявляются структуры пузырного заноса.

При пузырном заносе размеры матки больше, чем они должны быть в соответствии со сроком беременности. Размеры матки при ультразвуковом исследовании измеряют на основании продольных эхотомограмм по расположению дна матки относительно пупка. Высота дна матки, установленная при ультразвуковом исследовании, больше, чем определяемая при пальпации. Кроме того, определяют размеры матки в поперечной плоскости.

— В области внутреннего зева шейки матки часто обнаруживают зону без отражений, обусловленную большими сгустками крови, образующимися в этом месте (Mac Vicar, Donald, 1963).

При правильной интерпретации эхологической картины ультразвуковая диагностика пузырного заноса надежна. Tayler и соавт. (1967) считают, что диагностика этого заболевания с помощью ультразвука возможна в 98,7% случаев.

Thompson (1969) приводит результаты диагностики пузырного заноса у 50 женщин (наибольшее число из опубликованных материалов); в одном наблюдении результат был ложноотрицательный и в одном — ложноположительный. Gottesfeld и соавт. (1967) и Stone и соавт. (1972) в меньшем числе наблюдений правильно диагностировали все случаи пузырного заноса при эхологическом исследовании. Самый ранний случай диагностики ультразвуком пузырного заноса на 10-й неделе беременности приводят Gottesfeld и соавт. (1967). Однако надежно диагностировать пузырный занос можно лишь на 12—14-й неделе, когда его структуры уже четко дифференцированы и можно получить отчетливое изображение плода.

12.3. ЧАСТИЧНЫЙ ПУЗЫРНЫЙ ЗАНОС

Частичный пузырный занос в практике встречается не очень часто. Beischer, Fortune (1968) сообщили, что они обнаружили эту форму заболевания в 5,9% случаев среди всех наблюдений пузырного заноса. Диагностика частичного пузырного заноса зависит от выраженности патологических изменений. При незначительных дегенеративных изменениях хориона плод может выжить (Beischer, Fortune, 1969; Nusch, Nöcker, 1970), а при более выраженных — умирает.

Ультразвуковая диагностика частичного пузырного заноса трудна, особенно при небольшом объеме дегенеративных изменений хориона. В этих случаях наряду с выявлением живого плода необходимо определить патологический очаг, что удается очень редко. При большом объеме изменений

иногда наряду с типичной картиной пузырного заноса можно получить изображение мертвого плода или плаценты (Harper, Mac Nicar, 1963; Kohorn, Blackwell, 1968; Leopold, 1971).

12.4. ХОРИОНЭПИТЕЛИОМА

На основании данных ультразвукового исследования невозможно надежно диагностировать злокачественное перерождение хориона (D. E. Robinson et al., 1968). Dördelmann (1969) описал наблюдение беременности в ранние сроки, диагностированной с помощью ультразвука у женщины, лечившейся 2 года назад цитостатическими препаратами по поводу хорионэпителиомы. Ультразвук может найти применение при хорионэпителиоме для определения локализации опухоли и наблюдения за размерами метастазов в печени, селезенке, почках и мозге.

12.5. ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНАЯ ДИАГНОСТИКА ПУЗЫРНОГО ЗАНОСА

Пузырный занос необходимо дифференцировать с изменениями, которые могут дать сходную эхологическую картину:

— несостоявшийся аборт и мертвый плод со значительными регрессивными изменениями (10.2.4);

— беременность между 10-й и 13-й неделей. В этот период уже легко определяется сердечная деятельность плода, хотя при этом не исключается возможность частичного пузырного заноса. Однако при повторных исследованиях удается обнаружить развитие плодного яйца;

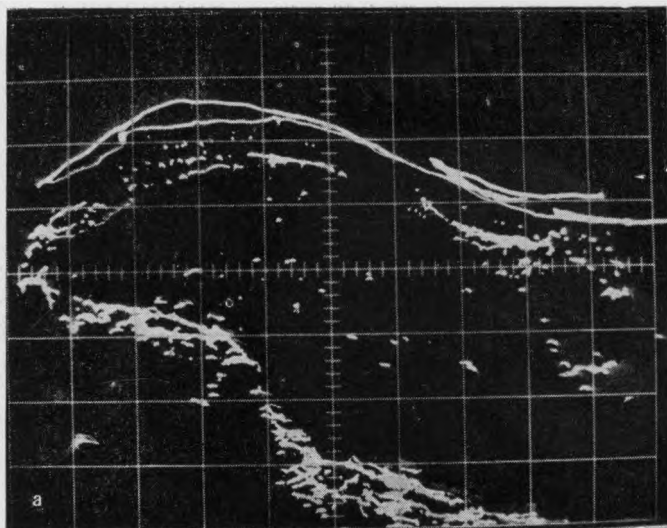
— многоплодная беременность. Отражения от структур часто нечеткие. Обнаружение двух плодных яиц, а позднее головок двух плодов способствует уточнению диагноза;

— плацентарная ткань, которая также может на эхотомограмме отобразиться в виде многочисленных отражений, имитирующих картину пузырного заноса, особенно при тангенциальном положении датчика. Более подробный анализ отражений в этих случаях показывает, что они неодинаковы. Исследования в других плоскостях позволяют получить данные, исключающие возможность ошибки;

— матка, увеличившаяся под влиянием вторично измененной миомы, которая чаще всего бывает причиной ошибочной интерпретации эхограмм (Donald, 1965; Boog et al., 1970). Миосаркома также может имитировать пузырный занос (Kratochwil, Zeibekis, 1972). Отражения от патологически измененных тканей имеют меньшие размеры, чем при пузырном заносе. Они не расположены равномерно по всей полости матки, и нельзя получить их четкое изолированное изображение, особенно на задней стенке матки;

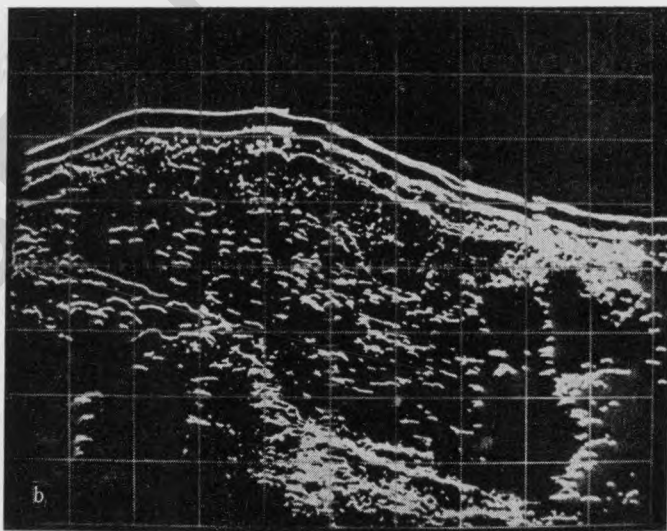
— беременность в миоматозной матке. Правильный диагноз зависит от локализации плодного яйца (Bregulla et al., 1970). Эти структуры определяются при более низком уровне усиления сигналов, чем требуется для выявления пузырного заноса. При этом область миомы остается без отражений;

— кисты и опухоли яичников с неоднородным содержимым (дермоиды), которые также иногда представлены на эхотомограмме многочисленными отражениями. Однако они не расположены так равномерно, как при пузырном заносе. Проведение исследования при полном мочевом пузыре и одновременное получение изображения матки исключают диагностическую ошибку (рис. 70—77).

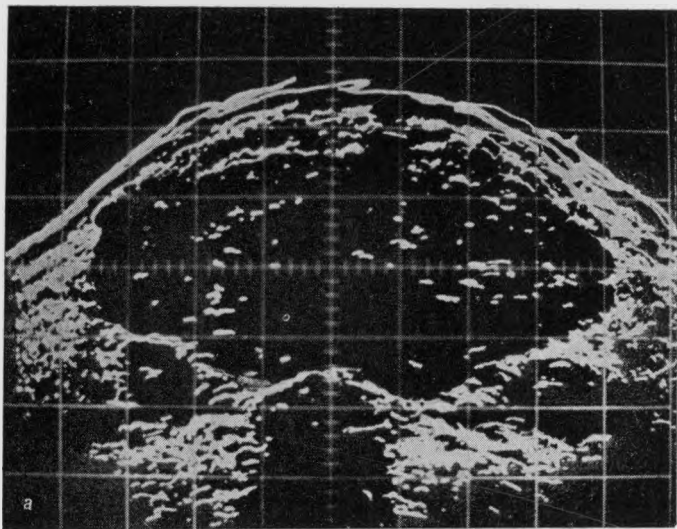


70. Изображение пузырного заноса (mola hydatidosa) при разной регулировке усиления отраженных сигналов.

а — при малом усилении определяется лишь контур матки. Lm; 1:2; 5 МГц;

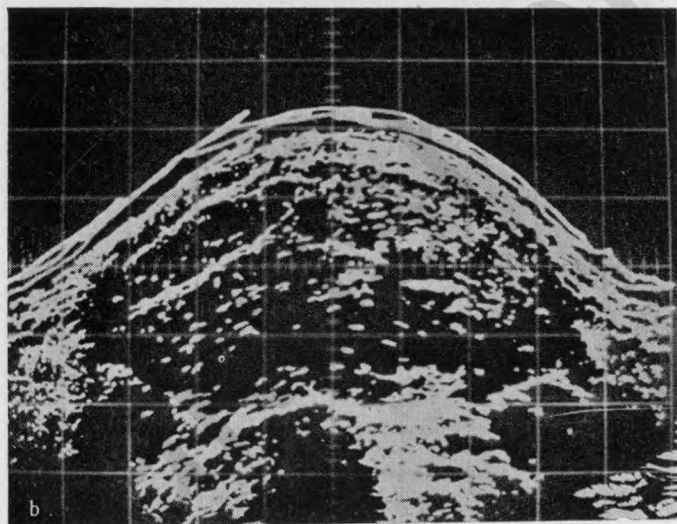


б — при большем усилении выявляются типичные отражения — симптом «снежной бури». Зона без отражений — сгусток крови. Lm; 1:2; 5 МГц.

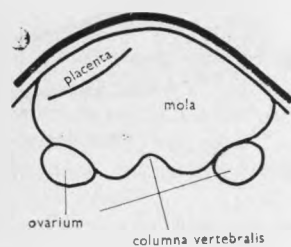


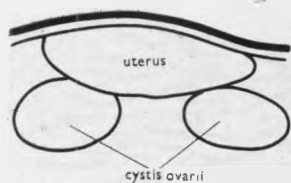
71. Изображение пузырного заноса (*mola hydatidosa*) при исследовании в поперечной плоскости.

а — при малом усилении определяются контуры неувеличенных яичников. Т 4/s; 1:2; 5 МГц;



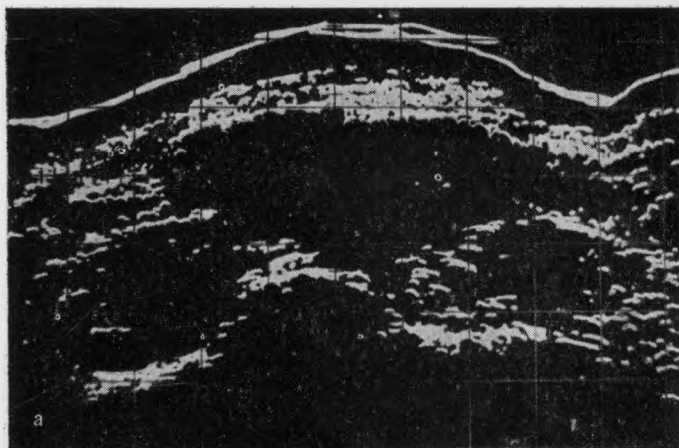
б — при большем усилении определяются типичные структуры *mola hydatidosa*. К передней стенке матки справа прилежит плацента. Т 4/s; 1:2; 5 МГц.



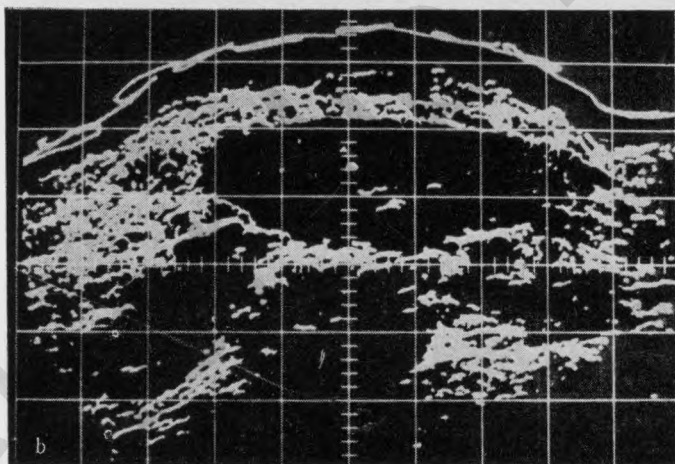


72. Пузырный занос, киста желтого тела.

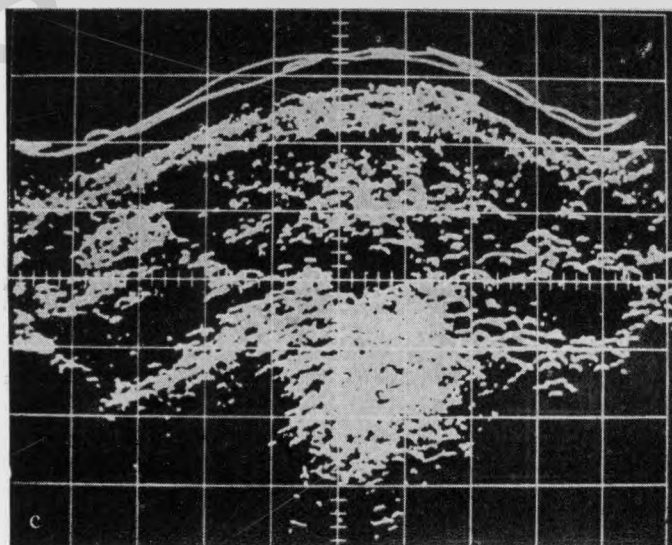
а — при малом усилении отчетливо выявляются контуры матки и кистозно измененных яичников. Из полости матки нет отражений. $T/5s$; 1:3; 5 МГц;

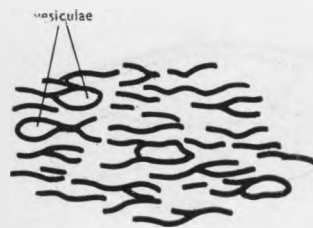
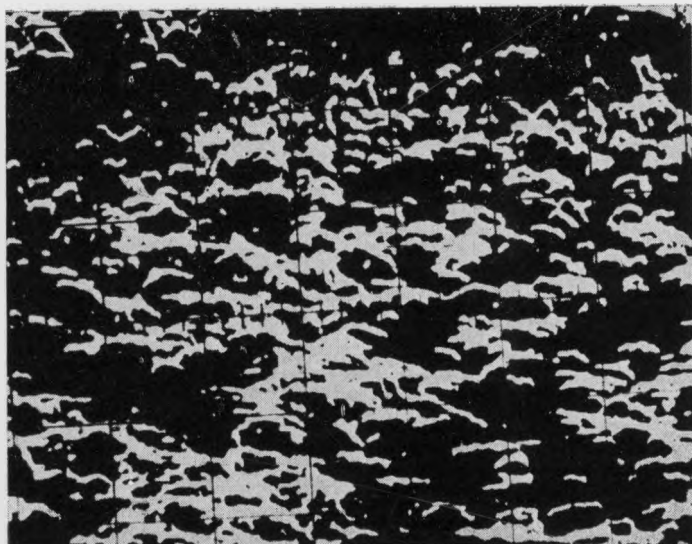


б — то же наблюдение при большем усилении. $T/5s$; 1:3; 5 МГц;

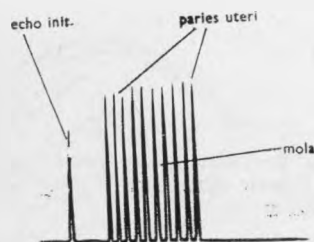
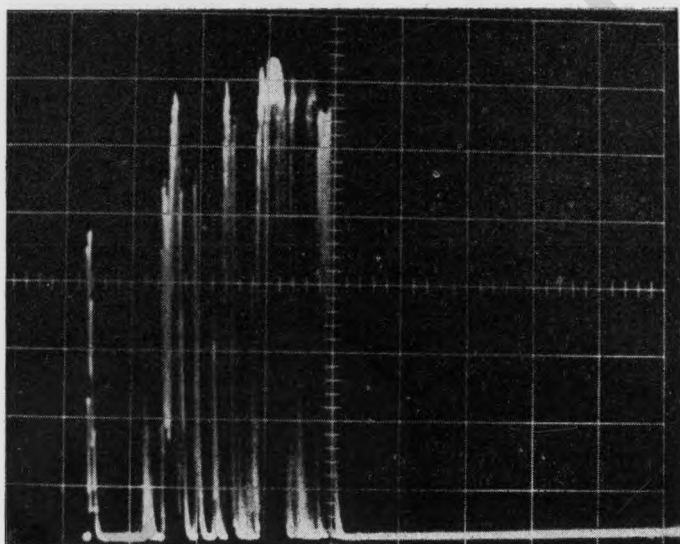


с — при оптимальном усилении получены изображения структур пузырного заноса. Контуры яичников менее отчетливы. $T/5s$; 1:3; 5 МГц.

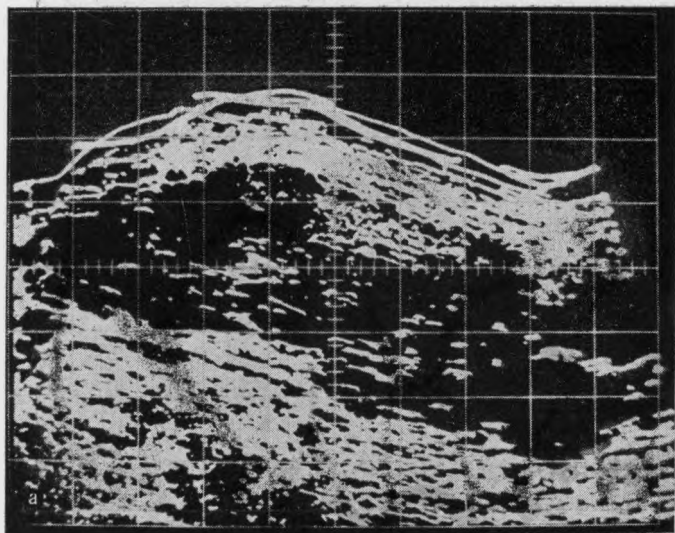
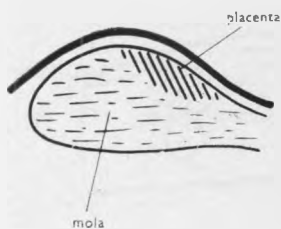




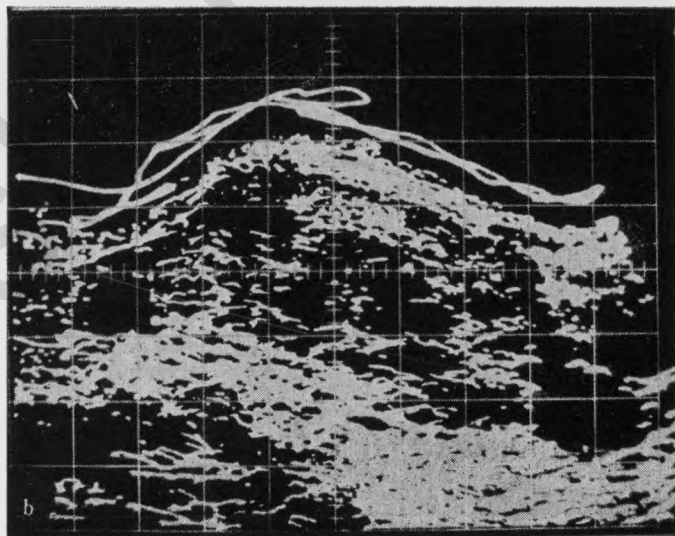
73. Пузырный занос, детальное изображение.
Многочисленные отражения ограничивают округлые участки
без таковых. Lm, 1:1; 2 МГц.



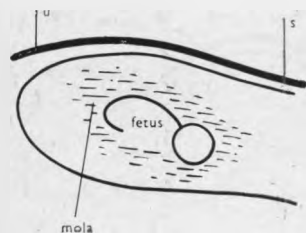
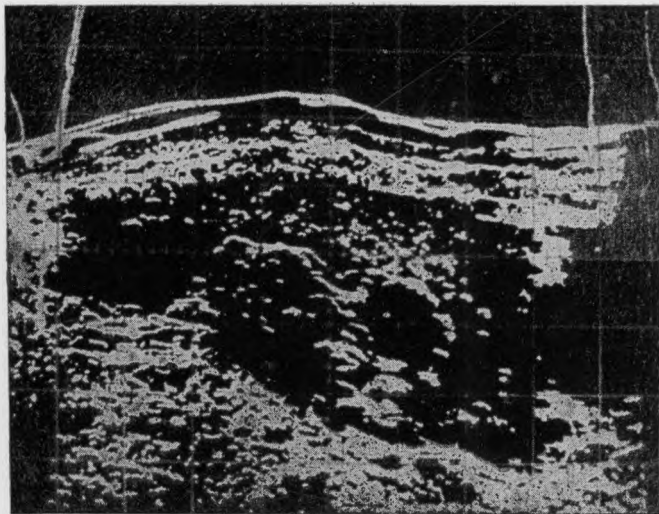
74. Пузырный занос в одномерном (А) изображении.
Определяются многочисленные отражения от его отдельных
структур. 1:3; 2 МГц.



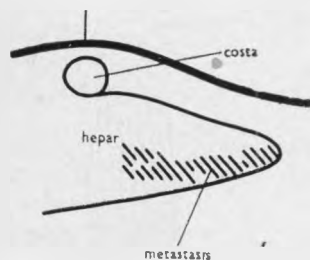
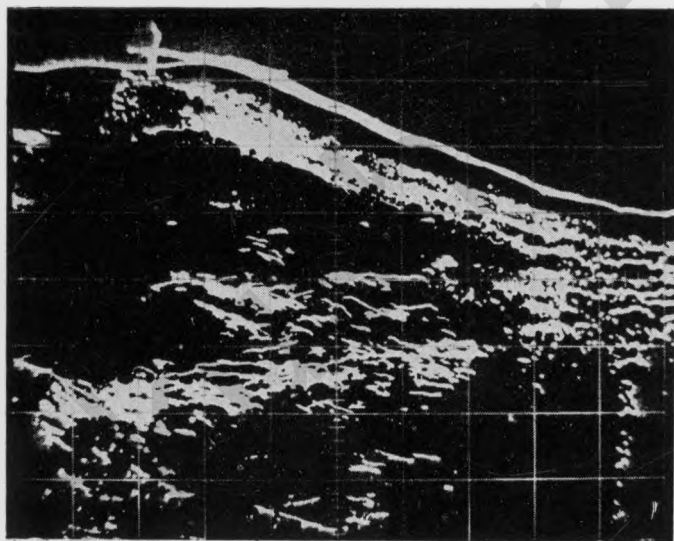
75. Частичный пузырный занос (*mola hydatidosa partialis*).
 а — при низкой чувствительности прибора вблизи передней
 стенки матки определяются отражения от структуры пла-
 центы;



б — при высокой чувствительности прибора в оставшейся
 части полости матки выявляется типичная картина пузыр-
 ного заноса. L 2 dx; 1:2; 2 МГц.



76. Частичный пузырный занос (*mola hydatidosa partialis*). Среди многочисленных отражений определяются контуры плода. Lm; 1:2; 2 МГц.



77. Метастазы хорионэпителиомы в печень.

У больной с подтвержденной клиническими методами хорионэпителиомой определяются беспорядочно расположенные отражения в нижних отделах увеличенной печени. L 4 dx; 1:2; 2 МГц.

13. Расположение плода

Данные о том, как расположен плод в полости матки в последние месяцы беременности и особенно в начале родов, являются основными и совершенно необходимыми исходными сведениями для принятия своевременных профилактических и лечебных мер. Наружное исследование затруднено у тучных женщин, при многоводии, напряженной стенке живота и во время родов при частых и сильных схватках.

Влагалищное исследование трудно проводить при неясном диагнозе, особенно когда предлежащая часть плода находится высоко над входом в таз или имеет большую родовую опухоль, затрудняющую возможность непосредственно дифференцировать части плода. Из-за этих трудностей иногда возникают диагностические неясности и неточности.

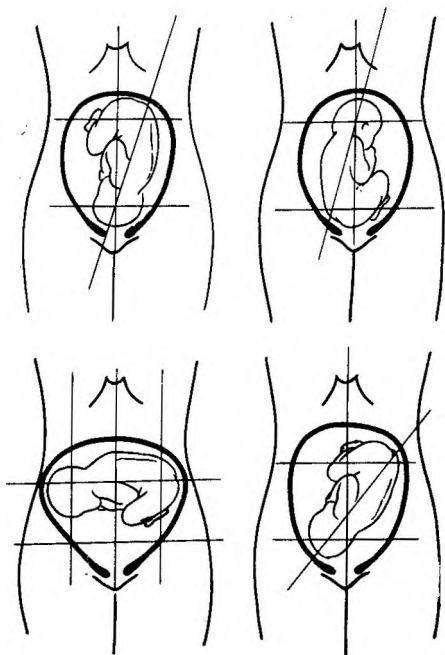
Классическим методом диагностики расположения плода является рентгенологическое исследование, при котором получают изображение скелета плода и определяют тем самым положение плода (Saidl, 1937). Для улучшения качества изображения плода была предложена фетогрaфия (Lennon, 1967; Agüero, Zigelboim, 1970), при которой в амниотическую полость вводится контрастное вещество. В этом случае на снимке четко определяется не только скелет, но и контуры поверхности тела плода. При этом, однако, плод и мать подвергаются действию рентгеновских лучей. Затем необходимо произвести амниоцентез, для чего нужно знать, где расположена плацента. Для диагностики положения плода этот метод, хотя и является надежным, но тем не менее он представляет сложности.

За последнее десятилетие получила развитие электрокардиография плода. Установив с ее помощью сердечную ось, можно определить положение плода (Srp. Kravka, 1970).

Ультразвуковая диагностика является надежным и простым методом исследования для определения положения плода. Физикальные условия способствуют тому, что головка плода определяется весьма четко. В области мозгового черепа ее изображение имеет ограниченные контуры геометрически правильной формы. Акустически импеданс головки плода отличается от импеданса амниотической жидкости. Значительно менее отчетливым получается изображение области лица, так как от его поверхности ультразвуковые волны беспорядочно отражаются и рассеиваются.

Туловище плода менее однородно, чем головка. Лучше всего определяется область грудной клетки. На эхотомограммах в поперечном сечении она имеет вид овала. Несколько труднее выявляется поперечное сечение области живота, изображение контуров которого имеет вид окружности. Однако контуры туловища никогда не бывают такими резко очерченными, как головки. В некоторых случаях ясно определяется изображение области позвоночника, что облегчает топографическую ориентацию. Мелкие части плода в поперечном сечении чаще всего имеют вид

78. Основные плоскости для проведения эхотомографии при разных положениях плода.



маленьких структур округлой или яйцевидной формы. Реже они обнаруживаются на эхотомограммах в продольной плоскости, на которых иногда видны и некоторые анатомические детали.

Туловище и мелкие части плода определяются лучше всего в трех областях, где они не прилегают к стенке матки. Они хорошо выявляются при увеличении количества амниотической жидкости.

13.1. ПОЛОЖЕНИЕ ПЛОДА

Сначала производится исследование в продольных плоскостях, чтобы получить изображение головки плода и определить длинную ось его туловища. Затем проводится исследование в поперечных и наклонных плоскостях (рис. 78).

13.1.1. Продольное положение, головное предлежание

Головка плода определяется в нижнем сегменте матки. Чаще всего ее выявляют в срединной продольной плоскости. При этом нередко получается и изображение небольшой части туловища. Поэтому его длинную ось скорее можно обнаружить при сканировании в плоскости, расположенной латерально от средней линии, при некотором наклоне датчика соответственно кривизне передней брюшной стенки.

13.1.2. Продольное положение, тазовое предлежание

Беспорядочные отражения выявляются в нижнем сегменте матки. В начале исследования их принадлежность к определенной анатомической области точно установить нельзя. Головку плода обнаруживают в

области дна матки. Однако она часто отклонена от средней линии. Иногда изображение головки плода можно определить даже в подреберной области при большом наклоне датчика в латеральном направлении. После определения оси туловища плода его расположение становится вполне ясным.

13.1.3. Поперечное положение

От области нижнего сегмента матки, расположенного над симфизом, не получают каких-либо отражений. Заключительный диагноз ставится на основании совокупности всех данных, полученных в нескольких продольных и поперечных плоскостях. Головка при поперечном положении плода расположена латерально, поэтому ее изображение при сканировании в продольной плоскости получают лишь при максимальном наклоне датчика. При исследовании в срединной продольной плоскости получают типичную картину поперечного сечения туловища и мелких частей плода. В этих случаях эхологическая картина обычно яснее, чем при эхотомографии в поперечном направлении, когда туловище плода расположено продольно.

13.1.4. Косое положение

При исследовании в продольных плоскостях устанавливают, что положение головки не центральное. При этом своим наибольшим бипаритетальным размером она расположена латерально. На эхотомограммах в поперечных плоскостях определяют, что подлежащая часть расположена эксцентрично относительно входа в малый таз. Определение оси туловища плода в этом случае является вспомогательным диагностическим способом.

13.2. ПОЗИЦИЯ ПЛОДА

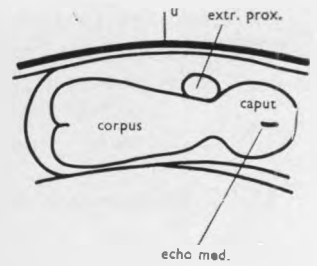
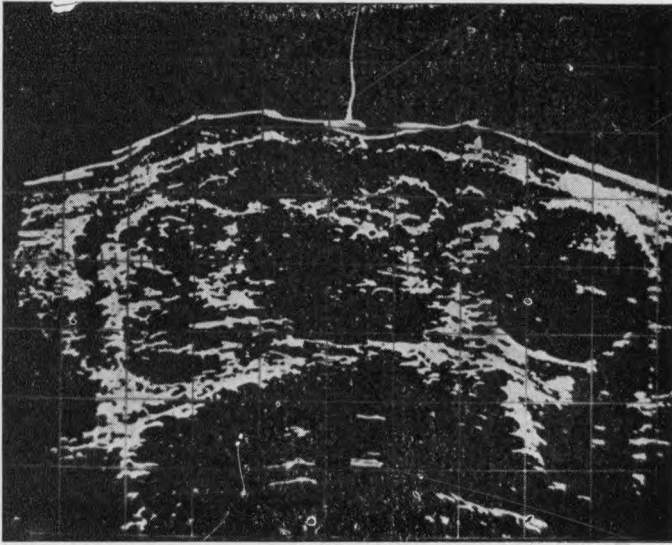
Уже при исследовании в продольных плоскостях становится заметным расположение туловища плода по одну сторону, а мелких частей по другую сторону относительно ребер тела матки. Еще точнее можно установить расположение плода при исследовании в поперечных плоскостях, когда туловище находится значительно ближе к одному из ребер тела матки. При более выраженном повороте матки можно иногда определить переднюю или заднюю позиции плода.

13.3. РАСПОЛОЖЕНИЕ ЧАСТЕЙ ПЛОДА

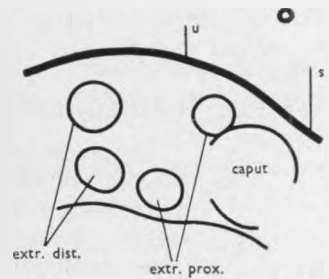
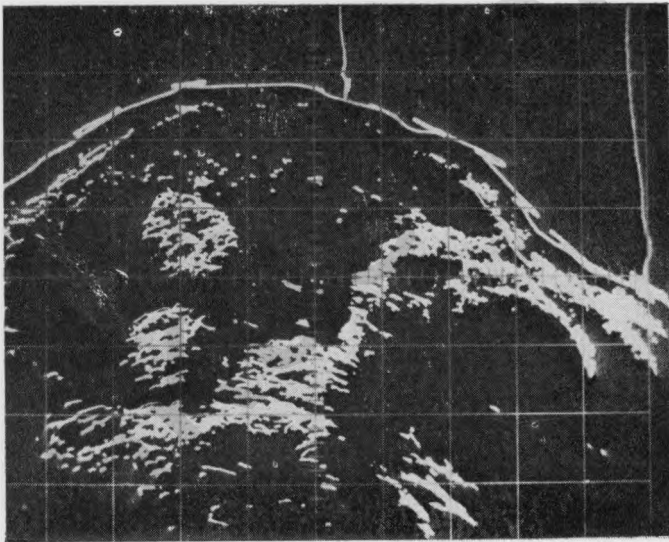
Определение расположения частей плода не является обязательным при ультразвуковом исследовании. Значительные отклонения от нормы в расположении туловища и головки плода иногда наблюдаются при мертвом плоде или при многоводии. По длинной оси туловища плода часто определяется изображение и нижних конечностей. Поэтому можно обнаружить причудливое положение, которое занимает плод. При неполном газовом предлежании иногда можно получить изображение нижних конечностей, расположенных вдоль длинной оси туловища.

13.4. ПРЕДЛЕЖАНИЕ ПЛОДА

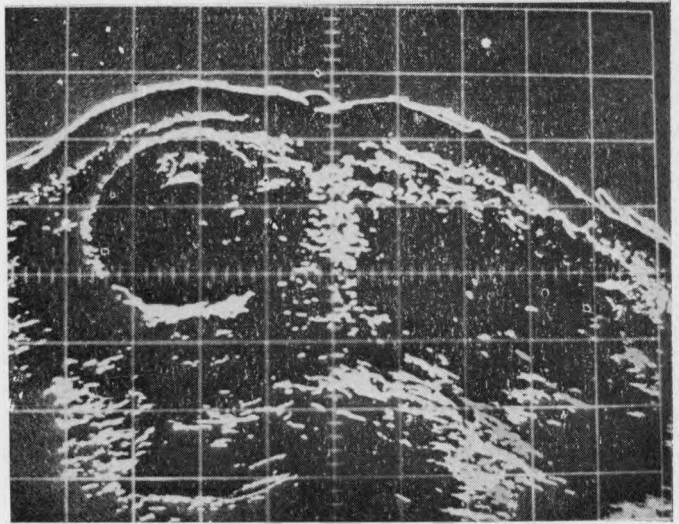
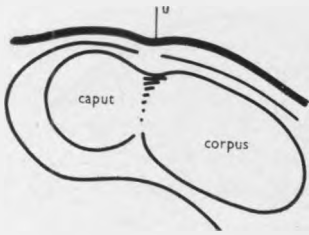
При ультразвуковом исследовании можно точно установить, предлежит ли головка плода центрально относительно входа в малый таз или



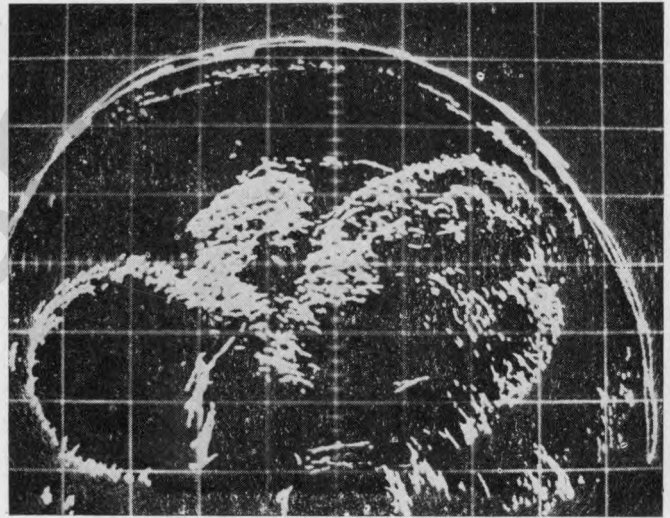
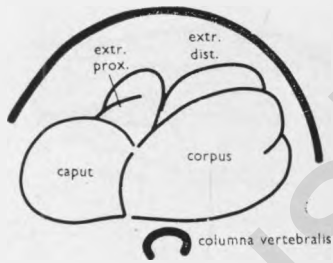
79. Продольное положение, головное предлежание плода.
 Положение определено по изображению спинки плода.
 L 4 sin; 1:3; 2 МГц.



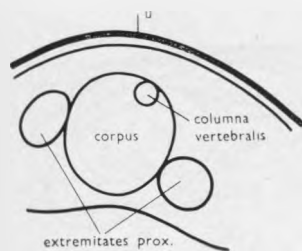
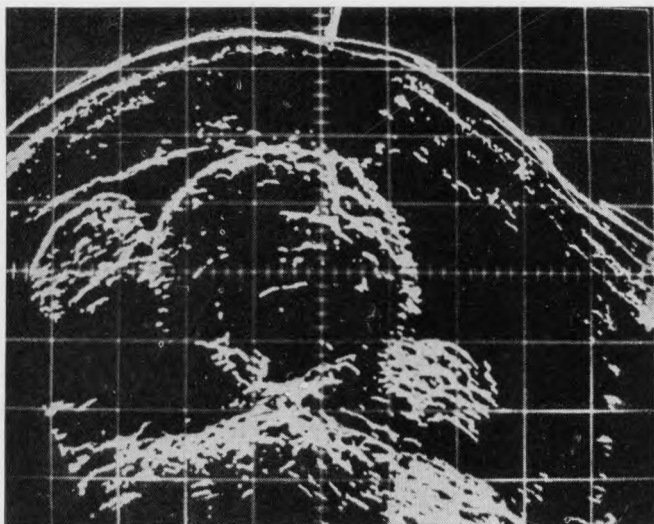
80. Продольное положение плода, головное предлежание плода.
 Положение определено по мелким частям плода. L 3 dx;
 1:3; 2 МГц.



81. Продольное положение плода, тазовое предлежание.
L 3 dx; 1:3; 2 МГц.

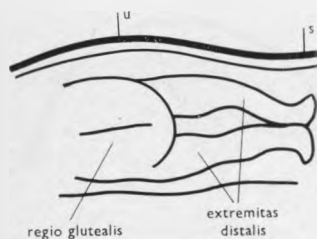
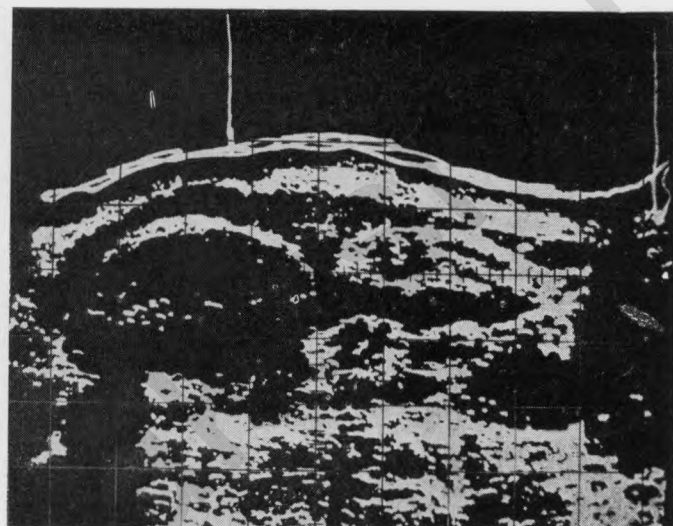


82. Поперечное положение плода, II позиция.
T 4/2; 1:3; 2 МГц.



83. Поперечное заднепереднее положение плода.

Определяется изображение туловища плода; плацента расположена на передней стенке матки. Lm; 1:3; 2 МГц.



84. Поперечное положение плода.

Определяется изображение ягодичной области и нижних конечностей плода. L 5 dx; 1:2; 2 МГц.

отклонена. Сначала определяют проекцию наибольшего размера головки. Для диагностики асинклитического предлежания предлагается расчетный метод. Центральное отражение получается через vertex головки в области стреловидного шва. На основании различного удаления центрального отражения от симфиза и промонториума можно говорить об асинклитическом предлежании. Однако в практике эта возможность до сих пор широко не используется.

13.5. ИЗМЕНЕНИЕ ПОЛОЖЕНИЯ И ПОЗИЦИИ ПЛОДА

При повторных ультразвуковых исследованиях часто обнаруживают изменение положения и позиции плода, особенно при увеличении количества амниотической жидкости. Эти изменения наблюдаются также в случае предлежания плаценты. Однако и при нормальном течении беременности определяются изменения положения и позиции плода, в том числе и в последние ее месяцы. Исследование ультразвуком является объективным способом регистрации динамики этих изменений (рис. 79—84).

14. Биометрия плода

В акушерстве часто возникают ситуации, когда необходимы данные о размере и росте плода в предродовом периоде. Например, когда недостаточно ясны анамнестические сведения о менструальном цикле или имеется несоответствие между длительностью аменореи и величиной матки. В таких случаях лишь определение размера плода может быть ориентиром для установления срока беременности и родов. Более серьезными являются клинические ситуации, когда плод находится в опасности (резус-несовместимость, плацентарная недостаточность) или установлено какое-либо заболевание у беременной (кардиопатия, нефропатия, диабет и т. д.). Определение размеров плода в таких случаях имеет не только диагностическое, но и прогностическое значение. Это помогает вести наблюдение за развитием беременности, а в критических случаях определить подходящее время для преждевременного ее прерывания.

Клинические методы определения размеров плода состоят прежде всего в пальпации через брюшную стенку, однако для этого необходим большой опыт (Ong, Sen, 1972; Insler et al., 1967), Skála (1972) и Ahlfeld рекомендуют в качестве косвенного метода измерять высоту дна матки тазомером. Все же у тучных женщин или в случае многоводия при указанных исследованиях могут быть допущены ошибки.

До сих пор измерения плода проводились по данным рентгенологического исследования. Для этих целей был разработан и описан ряд методик. Обычно определяют длину всего позвоночника или его частей — от Th₁ до L₅ (Margolis, Voss, 1967, и др.), а также лобно-затылочный размер головки плода. Точность этих измерений колеблется от 60 до 80% (Hittmair, Tscharf, 1972). Возраст плода определяется по ядрам окостенения в эпифизах. Однако оказалось, что диагностическое значение имеет лишь выявление изображения ядер оксификации дистального эпифиза бедренной кости (Cohen, 1972; Chan et al., 1972). В настоящее время для определения зрелости плода многообещающими являются результаты биохимических и цитологических исследований околоплодных вод (Harrison, Henry, 1972).

При ультразвуковой диагностике прежде всего можно определить размеры головки плода. При этом исходят из известных данных, полученных на основании результатов обширных антропометрических исследований, при которых была установлена зависимость между определенными размерами плода и его общей величиной. В этом плане ценные исследования были проведены Scammon и Calkins (1929), которые установили соотношения между размером головки и величиной плода. Были изучены также динамика развития массы плода начиная с 24-й недели беременности (Lubchenco et al., 1963), рост длины плода и динамика увеличения окружности головки с 26-й недели беременности (Lubchenco et al., 1966). Полученные при этом результаты до настоящего времени являются основой для медицинских заключений.

В своей первой работе Donald и соавт. (1958), как и Donald и Brown (1961), обратили внимание на возможность измерения головки ультразвуком. Willocks (1962) сообщил о результатах 300 краниометрических исследований. На основании этого опыта стали использовать сначала одномерное изображение, а позднее двумерное. Эхометрические исследования вначале проводили лишь в последние 2 мес беременности. Затем благодаря работам Campbell (1970) их стали применять с середины срока беременности.

14.1. ПРИНЦИПЫ ИЗМЕРЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОМ

Промежуток между отражениями на осциллографе при одномерном исследовании соответствует времени, за которое ультразвуковая волна 2 раза проходит измеряемое расстояние (направленный импульс — обратное отражение). Ультразвук распространяется в разной среде с различной скоростью (кости черепа — 3265 м/с, мозг — 1571 м/с, цереброспинальная жидкость — 1538 м/с при температуре 37°C; Jizuka, 1968). Толщина теменной кости плода составляет всего 1,2 мм (Willocks et al., 1964). Поэтому изменение скорости распространения ультразвуковой волны между двумя теменными костями нелегко определить.

Прибор калибруется на определенную постоянную скорость, которая должна быть как можно ближе к скорости прохождения ультразвука через живые ткани. Однако калибровка приборов разных марок неодинакова, и поэтому даже при правильной технике измерения могут возникнуть некоторые расхождения в результатах. Так, при калибровке скорости прохождения ультразвуковой волны на двух приборах, например 1600 и 1529 м/с, разница в определении бипариетального размера головки величиной 9 см может составить 3—4 мм.

Можно указать также на разницу в результатах измерений, полученных Willocks и соавт. (1964), которые считают, что скорость ультразвука в мозговой ткани составляет 1525 м/с и даже 1515 м/с (Ludwig, 1950). Их данные о бипариетальных размерах выше, чем у других авторов. Однако было показано, что динамика увеличения бипариетального размера, установленного с помощью разных аппаратов, при графическом изображении одинакова. Это необходимо учитывать при практическом использовании кривых роста бипариетального размера головки плода в зависимости от сроков беременности.

14.2. СПОСОБЫ ИЗМЕРЕНИЯ

На экране большинства приборов имеется сантиметровая сетка, которая облегчает ориентировочное определение величины и глубины расположения структур, выявленных во время исследования. Однако этой сеткой обычно не пользуются для непосредственных измерений, которые необходимо проводить с точностью до миллиметра. Кроме того, измерение очень редко удается произвести в строго горизонтальной и вертикальной плоскостях.

Измерение расстояний проводится практически тремя способами.

14.2.1. Измерение на осциллографе

Расстояние между отражениями измеряется масштабной линейкой непосредственно по их изображению на экране осциллографа или с помощью циркуля. Измерение можно проводить также по изображению на

фотографиях. На приборе Vidoson можно проводить непосредственное измерение изображения; австралийские авторы также проводят планиметрию прямым методом (Garret, Robinson, 1971).

14.2.2. Электронный способ измерения

Расстояния между отражениями измеряют электронной меткой в направлении ультразвукового луча. Ее перемещение производится с помощью микрометрического винта, при вращении которого непосредственно отсчитывается измеряемое расстояние. При изменении масштаба изображения автоматически переключается и масштаб измерительной системы. Направление, в котором производится измерение, определяется наклоном датчика, а электронная метка перемещается в направлении оси ультразвукового луча. Этот способ измерения очень точный. Световую электронную метку можно успешно использовать и для обозначения измеряемых объектов. Например, при получении двумерного изображения головки на нем отмечают световой меткой положение париетальной кости, расположенной дистально. При переключении аппарата на рабочий режим для получения одномерного изображения световая метка остается на том же месте. Тем самым облегчается определение отражений от промонториума.

Описанной измерительной системой оснащен, например, прибор фирмы «Picker». В последнее время для измерений используют две световые метки.

14.2.3. Прямые цифровые измерения

Некоторые приборы оснащены устройством, которое при перемещении световой метки показывает в цифрах величину измеряемого объекта. Это существенно облегчает технику измерения. Измерительная система автоматически переключается соответственно избранному масштабу. Устройство для получения результатов измерения в цифрах оснащено, например, прибором Diasonograph NE 4402.

14.3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ БИПАРИЕТАЛЬНОГО РАЗМЕРА ГОЛОВКИ ПЛОДА

Определение бипариетального размера стало основой ультразвуковой биометрии прежде всего по следующим причинам:

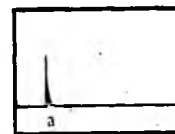
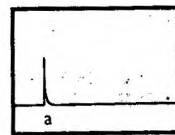
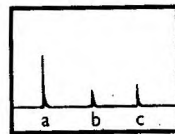
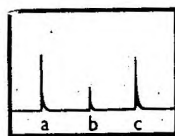
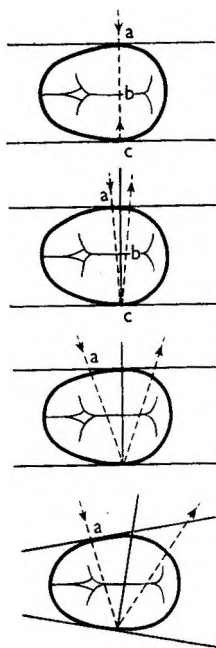
— его отношение к величине плода по сравнению с остальными определяемыми размерами имеет наиболее стандартные числовые значения;

— кости черепа лишь в теменной области расположены параллельно на сравнительно большом расстоянии;

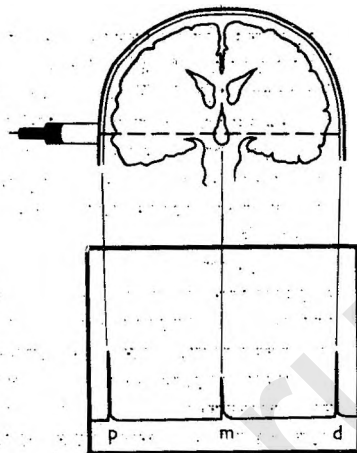
— анатомические особенности строения мозга создают при этой проекции оптимальные условия для получения центрального отражения;

— благодаря особенностям расположения головки плода в матке.

Ультразвуковая волна проходит через отдельные слои головки, от которых она отражается. Наиболее высокая амплитуда отражения получается от костей черепа лишь в том случае, когда ультразвуковая волна направлена перпендикулярно к кости. При небольшом угле наклона датчика отражение получается слабым — низкой амплитуды. В случае большого угла наклона датчика нельзя получить отражения, так как они не возвращаются в датчик (рис. 85).



85. Схематическое изображение отражений от головки плода при исследовании одномерным А-методом и положениям датчика под различными углами.



- p — проксимальное отражение;
- m — центральное отражение;
- d — дистальное отражение.

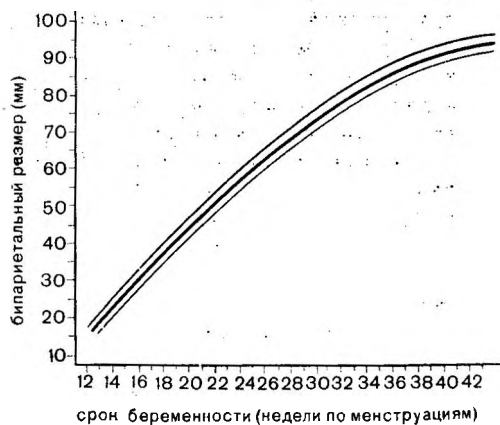
86. Схема расположения отдельных отражений при определении бипаритального размера головки плода (одномерное А-изображение).

14.3.1. Методы измерения

Измерение по одномерному изображению

Измерение по одномерному изображению разработано и введено в практику Willocks с сотрудниками (Willocks, 1962; Willocks et al., 1964, 1967; Willocks, Dunsmorl, 1971). Важные сообщения об этом методе из-

87. Зависимость числовых значений бипаритального размера головки плода от срока беременности (собственные измерения).



мерения опубликовали и другие авторы (Anderson, Niswonger, 1965; Thompson et al., 1965; Durkan, Russo, 1966; Hibbard, Anderson, 1967; Kohorn, 1967; Kratochwil, 1968). В Чехословакии этим методом измерения занимаются Kittrich (1971, 1972) и Falcráb (1971, 1973).

При одномерном методе бипариетальный размер определяют по расстоянию между амплитудами. Из них крайние соответствуют отражениям от противоположащих теменных областей головки, а третья — центральная (рис. 86).

Переднее (проксимальное) отражение получается от наружной поверхности теменной кости, расположенной ближе кпереди. Заднее (дистальное) отражение поступает в основном от внутренней поверхности противоположащей теменной кости.

Некоторые авторы рекомендуют к полученной при измерении величине бипариетального размера головки плода до 35-й недели беременности прибавлять 2 мм, при более поздних сроках — 3 мм. Эти цифры установлены эмпирически (Kratochwil, 1968). Willocks и соавт. (1964) прибавляют 0,25 см, так как при измерении мертвых плодов массой более 2000 г ими было обнаружено, что кость имеет толщину 0,13 см, а мягкие ткани — 0,12 см.

При обследовании области головки датчик необходимо наклонять до тех пор, пока высота амплитуд переднего и заднего отражений станет равной и появится центральное отражение. Мы исходим из того, что лишь в теменной области, причем на очень коротком участке, кости черепа расположены параллельно. При определении лобно-затылочного размера не получают центрального отражения. Иногда интерпретировать эхологическую картину трудно из-за слияния проксимального отражения с начальным или с отражениями от слоев брюшной стенки. Чтобы эти отражения дифференцировать, необходимо либо подобрать усиление на приборе, либо проводить исследование при наполненном мочевом пузыре, когда передняя брюшная стенка несколько отодвинута от матки.

Метод комбинированного измерения по одно- и двумерному изображениям

Способ измерения по двум изображениям иногда называют методом Кэмпбелла (Campbell, 1968, 1969). Вначале получают двумерное изображение головки. В области, где определяют бипариетальный размер, ультразвуковой луч устанавливают перпендикулярно к кости.

Одновременно на втором осциллоскопе того же прибора производят измерение по одномерному изображению. Позднее измерения стали проводить по двумерному изображению. Преимущество такого метода состоит в возможности визуально определить область головки, где определяется бипариетальный размер. Таким образом повышается точность измерения по одномерному (А) изображению, так как оно проводится под двойным контролем.

При правильной технике двумерного исследования (Б) по конфигурации изображения головки и по центральному отражению можно установить точное расположение головки. Оно чаще всего непараллельно основным плоскостям тела матери. Головка может быть несколько ротирована, и необходимо определить угол ротации, чтобы провести измерение в плоскости, перпендикулярной к лобно-затылочному направлению. В этом и заключается преимущество двумерного исследования.

Измерение можно проводить по изображению, полученному в поперечной и продольной плоскостях в месте их пересечения, которое должно

соответствовать наибольшему расстоянию между теменными возвышениями головки плода. При измерении в обеих плоскостях результат более точный. Мы определяем бипариетальный размер по двумерному изображению таким образом, чтобы уточнить расстояние между наружными контурами теменных возвышений в плоскости, перпендикулярной к центральному отражению. Измерение по одномерному изображению в этом месте служит контролем. Комбинированный метод измерения дает хорошие результаты. Лишь в тех случаях, когда головка предлежит стреловидным швом в переднезаднем направлении, результаты измерения недостаточно точные.

Сиднейский метод

В его основу положен опыт австралийских авторов, использующих аппарат, с помощью которого можно получить эхотомограммы только в поперечных плоскостях.

До 28-й недели беременности они измеряют головку по двумерному (Б) изображению и результаты сравнивают с графиком Скаммона и Калкинса (Scammon, Calkinse, 1929). После указанного срока исследование проводят так, чтобы получить изображение головки в поперечных плоскостях с интервалом 1 см в направлении от симфиза к пупку. Затем площадь самого большого сечения определяют планиметром. Изображение головки в поперечном сечении имеет округлую форму, причем не определяются отражения от внутричерепных структур или получается лишь центральное отражение. Это подтверждает положение о том, что головка плода часто находится в состоянии флексии и измеряемая плоскость проходит по окружности (*circumferentia suboccipito-bregmatica*), соответствующей малому косому размеру головки. Величины, полученные при определении размеров головки, наносят на графики и сравнивают с нормой. Если контур изображения имеет эллиптическую форму, это означает, что эхотомография произведена в лобно-затылочной плоскости сечения головки, не находящейся в состоянии флексии. Полученные данные оцениваются по тому же графику, но при этом необходимо вычесть из срока беременности 3 нед.

14.3.2. Центральное отражение

В литературе для обозначения центрального отражения используют следующие термины: М-эхо, Midline, Mittelecho, Echo médian. Получение центрального отражения является важным условием при определении бипариетального размера по одномерному и двумерному изображениям. Несмотря на это, некоторые авторы определяли указанный размер и в тех случаях, когда при эхологическом исследовании не было получено изображения центрального отражения (измерение двухамплитудное — Willocks et al., 1964; Anderson, Niswonger, 1965; Goldberg et al., 1966, и др.). Центральное отражение является важным ориентиром для определения места измерения и установки датчика перпендикулярно к головке. Именно поэтому в настоящее время этот способ используется чаще (измерение трехамплитудное — Kratochwil, 1968; Levi, 1968; Hinselmann, 1969, и др.). Вопрос о том, от чего получается центральное отражение, интересовал и невропатологов. Происхождение центрального отражения объясняли следующими анатомическими структурами: corpus pineale (Leksell, 1958; Jeppson, 1960; 1961); — septum pellucidum (Gordon, 1959; Lithander, 1961); fissura interhemisphaerica (De Vlieger, Ridder, 1959;

Kohorn, 1967); falx cerebri (Lithander, 1961); ventriculus tertius (Gordon, 1959; De Vlieger, 1959; Lithander, 1961).

В настоящее время считают, что центральное отражение может возникнуть от указанных анатомических структур или полостей, расположенных в центре мозга. При этом все зависит от того, в какой плоскости — горизонтальной или вертикальной — расположена головка плода. Центральное отражение получается в основном от третьего желудочка и от пространства между полушариями головного мозга (White, 1970; Kvišala, Sech — в печати).

Центральное отражение иногда имеет удвоенный вид. Это наблюдается в том случае, когда при исследовании получены отражения от третьего желудочка или пространства между полушариями головного мозга в поперечном сечении. Заметное удвоение отраженного сигнала происходит при их расширении.

14.3.3. Оценка точности определения бипариетального размера

Контрольное измерение после родов проводится с помощью подвижного измерительного устройства или ультразвукового метода. Измерение следует проводить после родов как можно раньше. При этом полученные величины сравнивают с результатом последнего пренатального исследования, проведенного не более чем за 3 дня до родов.

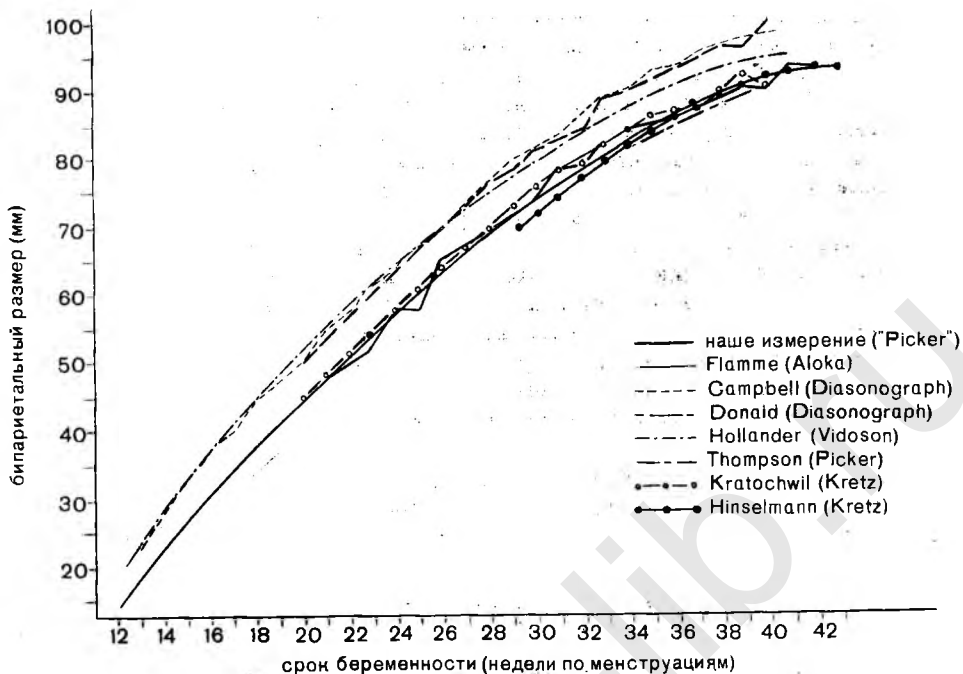
Средняя ошибка данных ультразвукового измерения бипариетального размера

Авторы, год исследования	Способ изображения	Средняя ошибка, мм
Willocks et al., 1964	А	4,8
Durkan, Ruse, 1966	А	4,13
Thompson et al., 1965	А	3,0
Kohorn, 1967	Б	2,5
Hellman et al., 1967	Б	2,32
Anderson, Niswonger 1965	А	1,9
Hellman et al., 1967	А	1,84
Holländer 1972	Б	1,83
Janniruberto, Gibbons, 1970	Б	1,57
Goldberg et al., 1966	Б	1,4
Campbell, 1968	Б, А	0,8

14.3.4. Увеличение бипариетального размера во время беременности

Бипариетальный размер, как и остальные размеры плода во время беременности, характеризуется типичным увеличением в связи с ростом. Эту зависимость между сроком беременности и бипариетальным размером плода можно выразить графически (рис. 87).

При сравнении кривых, полученных различными авторами, заметна одинаковая тенденция увеличения бипариетального размера. Однако результаты, полученные разными авторами на различных приборах, можно разделить на две группы. Первая группа — данные с несколько большими числовыми значениями бипариетального размера, полученными при исследовании на приборах Diasonograph и Vidason, и вторая группа — данные с меньшими числовыми значениями бипариетального размера,

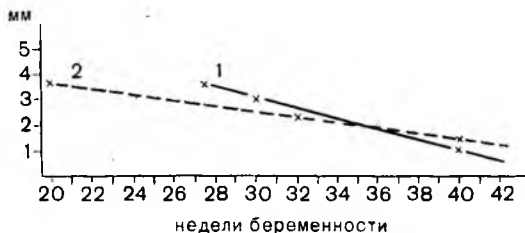


88. Сравнения кривых зависимости числовых значений бипариетального размера головки плода от срока беременности (по данным разных авторов).

полученными на аппаратах фирм «Aloka», «Kretz», «Picker». Причины возникновения разницы в результатах измерений были объяснены выше (см. 14.1). Все же, несмотря на эту разницу, можно сказать, что определение бипариетального размера является важным методом уточнения срока беременности (рис. 88).

При наблюдении за скоростью роста головки оказалось, что с увеличением срока беременности она постепенно замедляется. Поэтому кривая роста бипариетального размера сначала довольно круто поднимается вверх, но постепенно становится плоской. До 28-й недели беременности она увеличивается на 3 мм в неделю, после 30-й недели — на 1,5—1,8 мм (Campbell, 1969; Thompson et al., 1964), а непосредственно перед родами — на 1—1,4 мм (Hinselmann, 1969; Holländer, 1972) (рис. 89).

При переношенной беременности рост головки почти останавливается, и это является признаком законченного развития — зрелости плода.



89. Средний прирост бипариетального размера головки плода по срокам беременности.

1 — Hinselmann; 2 — Hölländer.

В этих ситуациях ультразвук может быть применен как вспомогательный диагностический метод для динамического наблюдения.

Для установления действительного срока беременности и вероятной даты родов можно использовать наглядный графический метод; сравнивают срок беременности, установленный по бипариетальному размеру головки, с продолжительностью аменореи. При сравнении этих данных в динамике определяют более ранний или более поздний срок беременности по сравнению со сроком, предполагаемым по дате последней менструации. Путем такого сопоставления могут выясниться и другие, еще более сложные диагностические ситуации (рис. 90).

Наряду с графическим методом для определения даты родов существуют простые методы вычисления, один из которых предложил Kratochwil (1968). Несмотря на некоторые недостатки (Widmaier et al., 1971), этот метод имеет практическое значение для ориентации при прогнозировании даты родов. Исходной является величина бипариетального размера при родах — 9,3 см. Из этой величины вычитают полученное числовое значение размера, и разницу, выраженную в миллиметрах, делят на коэффициент 1,6 (средний прирост бипариетального размера за последние 2 мес). Результат представляет собой количество недель, остающихся до срока родов.

Пример. 93 мм — 85 мм (полученный размер)
 $8 \text{ мм} : 1,6 = 5$ (количество недель, остающихся до родов;
беременность 36-й недели)

Дату родов можно вычислить с точностью ± 10 дней.

14.3.5. Определение массы плода

Данные о массе плода довольно широко варьируют. Определение массы плода по результатам измерения бипариетального размера головки задача более трудная, чем уточнение срока беременности. Однако существует определенная зависимость между указанными величинами. Прирост массы плода, как и увеличение бипариетального размера, происходит быстро в первой половине беременности, позже масса увеличивается медленнее. Ученые пытались найти зависимость между этими данными и возможность выразить ее математически.

Thompson и соавт. (1965) предложили следующую формулу для расчета:

Масса при родах = $1060 \times$ бипариетальный размер — 6575.

Hellman et al., (1967):

Масса при родах = $772,2 \times$ бипариетальный размер — 3973,8.

Kohorn (1967):

Масса при родах = $613 \times$ бипариетальный размер — 2599.

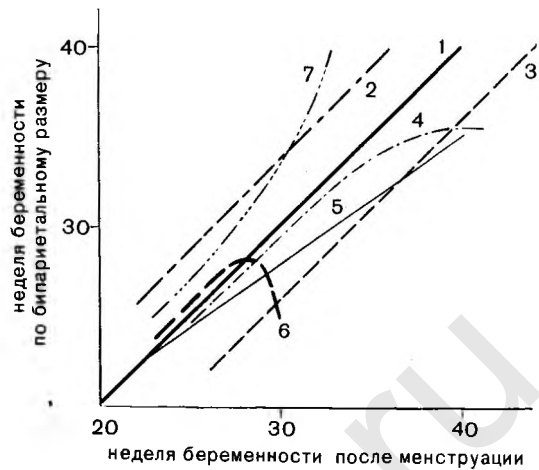
У Kohorn точность результатов составила ± 490 г в 68% наблюдений.

При бипариетальном размере более 8,5 см масса плода в 96% наблюдений превышала 2500 г, а при размере более 9 см в 82% масса плода превышала 3000 г.

Thompson (1964) получил подобные же результаты: ± 484 г у 68% исследованных. При бипариетальном размере, равном 8,5 см, у 91% плодов масса превышала 2500 г, при бипариетальном размере более 9 см — у 97%.

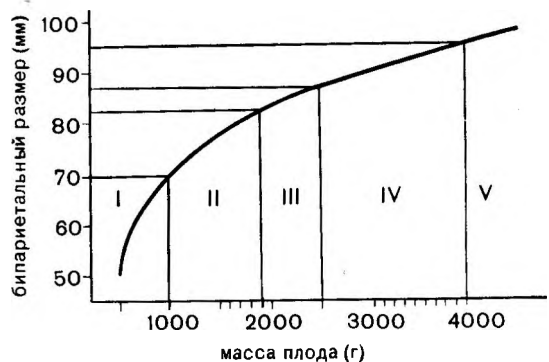
90. График продолжительности аменореи и числовых значений бипариетального размера головки плода.

1 — течение нормальной беременности; 2 — срок беременности больше, чем длительность аменореи (на 4 нед); 3 — срок беременности меньше, чем длительность аменореи (на 4 нед); 4 — замедленный рост плода в последние месяцы беременности; 5 — замедленный рост плода в течение беременности; 6 — смерть плода; 7 — гидроцефалия плода.



Наиболее точные результаты определения массы плода по бипариетальному размеру составили ± 346 г по одномерному изображению и ± 360 г по двумерному изображению (Hellman et al., 1967). У плодов массой от 2000 до 4000 г определение ее было еще более точным: ± 313 г по одномерному (А) изображению и ± 330 г по двумерному (Б) изображению.

Из приведенных данных можно сделать вывод о том, что определение бипариетального размера дает возможность установить массу плода с некоторыми отклонениями, обусловленными прежде всего двумя обстоятельствами: значительным колебанием массы плодов в один и тот же период беременности и тем, что наблюдаются плоды с признаками незрелости. В этих случаях на основании лишь одного измерения невозможно сделать заключение. Однако при динамическом наблюдении можно определить замедление роста плода в любом из периодов беременности, чаще всего в течение последних 3 мес (Garret, Robinson, 1971). Campbell и Dewhurst (1971) указали на важное прогностическое значение отклонений от нормальной кривой роста бипариетального размера и зависимости между ней и массой плода при родах. В группе с большими отклонениями было больше плодов, у которых были низкие баллы по Ап-



91. Прогностическое значение соотношения между массой плода и бипариетальным размером его головки.

гару, аномалии развития и была значительно более высокой перинатальная смертность.

Динамическое наблюдение за увеличением бипариетального размера плода при заболеваниях матери показало, что изменения в его увеличении проявляются рано при более тяжелых формах болезни. Так, при диабете бипариетальный размер больше и, наоборот, при позднем патологическом течении беременности у больных с нефропатией и заболеваниями печени бипариетальный размер меньше. Однако, если заболевание матери компенсировано, кривая роста бипариетального размера не намного отличается от нормы (Jouppila, 1970; Ojala et al., 1970). Лишь при диабете Hurta и Martin (1973) описали несколько более быстрый рост бипариетального размера в последние 3 нед беременности.

14.3.6. Прогностическое значение бипариетального размера

Известно прогностическое значение зависимости между массой плода и сроком беременности, с одной стороны, и перинатальной смертностью — с другой. Для практических целей мы стремились найти при оценке бипариетального размера взаимосвязь между ним и прогнозом для плода (Sech et al., 1972). Нами установлена корреляция между бипариетальным размером и перинатальной смертностью, а также между массой плода и сроком беременности. В определенных пределах числового значения бипариетального размера и массы плода обозначились зоны со статистически значимой прогностической зависимостью. Эти зоны, по крайней мере для 90% наблюдений, являются типичными по прогностическому значению. Таким образом, в зависимости от величины бипариетального размера образовалось 5 зон (рис. 91).

- I — менее 7 см:
Прогноз очень плохой.
Перинатальная смертность очень высокая (917‰).
- II — до 8,2 см:
Плоды незрелые с весьма неясным прогнозом.
Перинатальная смертность высокая (422‰).
- III — до 8,7 см:
Плоды незрелые с относительно хорошим прогнозом.
Перинатальная смертность относительно высокая (66,8‰).
- IV — до 9,6 см:
Плоды зрелые с оптимальным прогнозом.
Перинатальная смертность самая низкая (8,7‰).
- V — более 9,6 см:
Плоды зрелые с более высокой массой.
Перинатальная смертность относительно низкая (21,5‰).

Это деление на 5 зон не распространяется на аномальные и поврежденные плоды (например, при резус-несовместимости). В пределах каждой зоны прогноз для плода с большим бипариетальным размером чаще благоприятнее, чем для плода, бипариетальный размер которого приближается к наименьшему числовому значению для данной зоны.

Определение зрелости плода — одна из важных возможностей ультразвукового метода исследования. С его помощью можно получить более точные данные о бипариетальном размере, чем при рентгенологическом исследовании и при анализе околоплодной жидкости (Underhill et al., 1971). Для диагностики замедления роста плода уточнение бипариетального размера с помощью ультразвука эффективнее, чем определение эстрогенов в моче (Campbell, Kurjak, 1972). Schiffer и соавт. (1970) рекомендуют комбинировать оба метода.

14.4. ЛОБНО-ЗАТЫЛОЧНЫЙ РАЗМЕР

Несмотря на то, что имеется определенная зависимость между величиной лобно-затылочного размера и массой плода (Hellman et al., 1967; Hansmann, 1972), его не часто определяют с помощью ультразвукового измерения. Это связано с большей изменчивостью лобно-затылочного размера по сравнению с бипариетальным (соответственно при долихоцефалии и брахицефалии) и с трудностями его измерения.

В тех случаях, когда сагиттальное сечение головки плода расположено в одной плоскости с фронтальным сечением таза беременной, определить лобно-затылочный размер невозможно. При этом ультразвуковая волна отражается под тупым углом и не попадает на датчик. Только при высоком прямом положении головки или отклонении от сагиттальной плоскости под небольшим углом можно точно определить лобно-затылочный размер. У плода с гидроцефалией при сравнении лобно-затылочного и бипариетального размеров, в отличие от плода с нормальной головкой, величины этих размеров не намного отличаются друг от друга.

14.5. ГРУДНАЯ КЛЕТКА И ТУЛОВИЩЕ

Биометрию плода по изображению грудной клетки и туловища проводят так же, как и при определении размеров головки.

Измерение грудной клетки производят чаще всего в сочетании с определением бипариетального размера. Благодаря этому улучшаются прежде всего результаты определения массы плода. Thompson и соавт. (1964) первые указали на эту возможность. Ими установлено, что при одновременном определении контура туловища и бипариетального размера предполагаемая масса ближе и реальней, чем при измерении только головки. При этом точность увеличивается с ± 484 г до ± 400 г. Масса плода (m) ими определялась по формуле:

$$m = 1000 \sqrt{\frac{D_{\max}^2 + D_{\min}^2}{2}} - 7000,$$

где D_{\max} — максимальный измеренный размер грудной клетки; D_{\min} — минимальный измеренный размер грудной клетки.

В следующей работе Thompson и Makowski (1971) на основании результатов измерений показали, что наиболее важным является определение переднезаднего размера грудной клетки. Если по бипариетальному размеру массу плода определяют с точностью $\pm 350,36$ г, то по переднезаднему размеру грудной клетки ее можно установить с точностью $\pm 364,12$ г. При использовании результатов определения обоих размеров установить массу плода можно с точностью $\pm 289,73$ г. Определение поперечного размера грудной клетки плода не дало авторам убедительных результатов для вычисления его массы.

Hansmann и соавт. (1972) составили кривые роста поперечного и переднезаднего размеров грудной клетки плода от 20-й до 42-й недели беременности. Указанные кривые менее типичны, чем кривая увеличения бипариетального размера. Практическую ценность имеет номограмма для определения массы плода от 2000 г по соотношению между величиной бипариетального размера и поперечного размера грудной клетки.

Бауер и соавт. (1972) определяли с помощью прибора Vidoson переднезадний размер грудной клетки в месте, где выслушивались тоны сердца, и на расстоянии 6 см от него в каудальном направлении. Среднее значение этих величин можно использовать при изучении динамики увеличения массы плода. Schlensker (1973) при измерении грудной клетки сочетает одномерный и двумерный методы. Сначала по одномерному изображению находит область, где определяется сердечная деятельность плода, и в этой плоскости производит измерение грудной клетки по двумерному изображению. Этим способом им установлено, что периметр грудной клетки плода от 20-й до 40-й недели беременности увеличивается от 14,1 до 27,6 см, причем переднезадний размер грудной клетки увеличивается от 4,5 до 8,7 см, а поперечный размер — от 4,2 до 9,0 см.

Garret и Robinson (1971) планиметром одновременно определяли площадь сечения туловища и головки, и при этом они более точно устанавливали срок родов и массу плода. Сравнение размеров окружностей головки, грудной клетки и живота плода имеет еще одно практическое применение. Обычно отношение размера окружности головки к размеру окружности грудной клетки составляет 1,10, а размера окружности грудной клетки к размеру окружности живота — 1,01. Размеры двух последних окружностей практически не отличаются друг от друга. Отношение же между размерами окружностей головки и туловища изменяется прежде всего у гипотрофических плодов, у которых окружность головки увеличивается быстрее, чем окружность туловища. Определенный вклад в диагностику гипотрофии плода был внесен в результате применения ультразвукового метода. При гидроцефалии соотношение между размерами окружностей головки и грудной клетки уже в период беременности отличается. Обратные соотношения между размерами окружностей головки и грудной клетки являются единственной возможностью определения микроцефалии с помощью ультразвука. При асците плода значительно быстрее увеличивается окружность живота.

В настоящее время продолжается поиск и других антропометрических соотношений, которые позволили бы еще более усовершенствовать способы биометрии плода. Hradecký (1973), например, предложил использовать не только отношение между бипариетальным размером головки и переднезадним размером грудной клетки, но и определять поперечный размер области таза плода.

Большое значение имеют данные биометрии плода в перинатальной диагностике. Однако при их анализе необходимо учитывать, что размеры плода и отношения между ними в отдельных анатомических областях подвержены не только некоторой биологической изменчивости, но зависят также от состояния здоровья беременной, генетических факторов, расовых и географических особенностей (Hradecký, 1973).

14.6. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ДЛИНЫ ПЛОДА

Длина плода характеризуется меньшей изменчивостью, чем масса. Однако с помощью ультразвука пока невозможно непосредственно измерить действительную длину плода. Расчет ее с помощью коэффициентов является довольно трудоемким.

Voog и соавт. (1969) приводят следующую формулу для расчета:

Длина (см) = $3,7 \times$ бипаритетальный размер (см) + 14,3 с результатом $\pm 1,9$ см.

Holländer (1972) получил наиболее точные результаты ($\pm 1,74$ см) с помощью уравнения:

Длина плода (мм) = $2,268 \times$ бипаритетальный размер (мм) + $0,632 \times$ окружность грудной клетки — 103,5.

Для практического применения эти математические способы сложны. В практике оказался удобным более простой способ, предложенный Hinselmann (1968):

Длина плода (см) = бипаритетальный размер (см) $\times 5,5$.

Kratochwil (1968) отмечает, что средняя ошибка при применении указанного метода составила ± 2 см в 85,4% наблюдений. Указанный коэффициент не пригоден к использованию для расчетов при бипаритетальном размере более 9,6 см, при котором зависимость между размером головки и длиной плода уже не такая точная. При этом длина плода обычно превышает 51 см.

В последнее время разработаны методики измерения длины туловища плода. Penzlan и Issel (1973), используя двумерное изображение, установили, что при длине туловища превышающей 18 см, масса плода составляет около 2000 г, при длине более 21 см, масса составляет около 2500 г. Прибавив к полученной длине 10, получают приблизительный срок беременности в неделях. При этом надежность результатов составила 95%. Однако этот метод следовало бы более тщательно проверить.

14.7. ПОКАЗАНИЯ К БИОМЕТРИЧЕСКОМУ ИССЛЕДОВАНИЮ ПЛОДА

Биометрическое обследование плода показано:

— У беременных, у которых предполагается преждевременное окончание беременности (стимуляцией, операцией) в связи с диабетом, поздним патологическим течением беременности, заболеваниями сердца, почек, печени и др., кровотечением, резус-несовместимостью и т. д.). Для прерывания беременности выбирают подходящее время, чтобы сохранить жизнедеятельность плода.

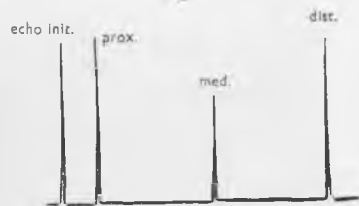
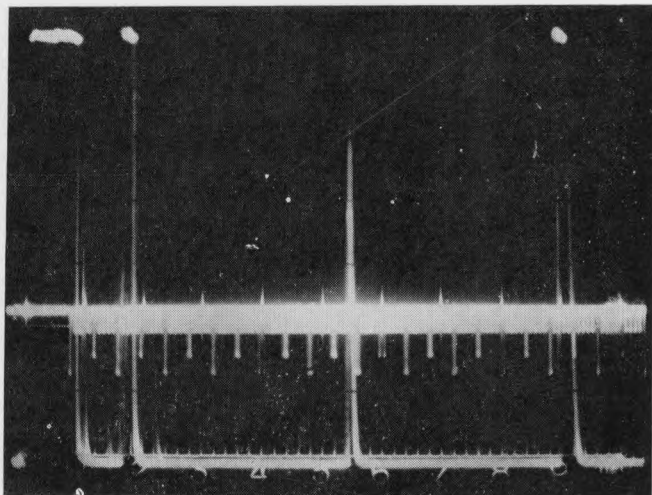
— У женщин, у которых предполагаются преждевременные спонтанные роды и необходимо знать прогноз для плода (инфертильность, многоплодная беременность).

— У женщин, у которых предполагаются осложнения в родах (первые роды в немолодом возрасте, тазовое предлежание) или у которых показано оперативное родоразрешение (кардиопатия и другие серьезные заболевания). Одновременно следует произвести измерения *conjugat vera*, чтобы установить соотношения между размером головки плода и размером таза беременной.

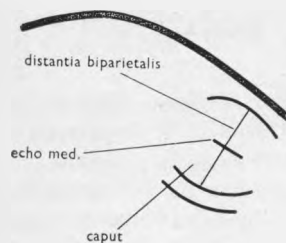
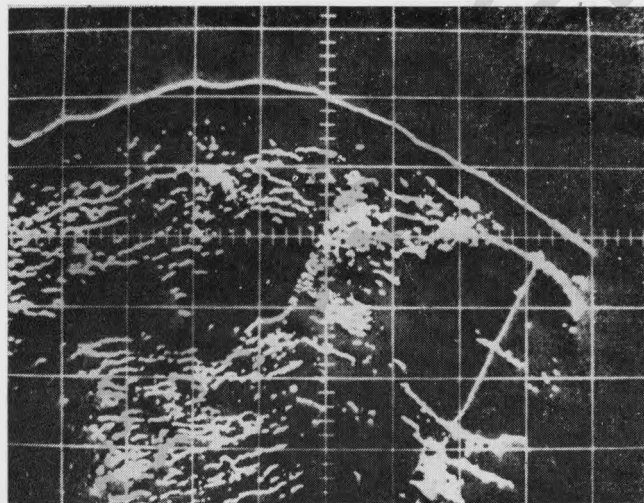
— У беременных с замедленным развитием плода (small for date).

— При беременности с неясным сроком родов или при несоответствии между пальпаторными данными и продолжительностью аменореи.

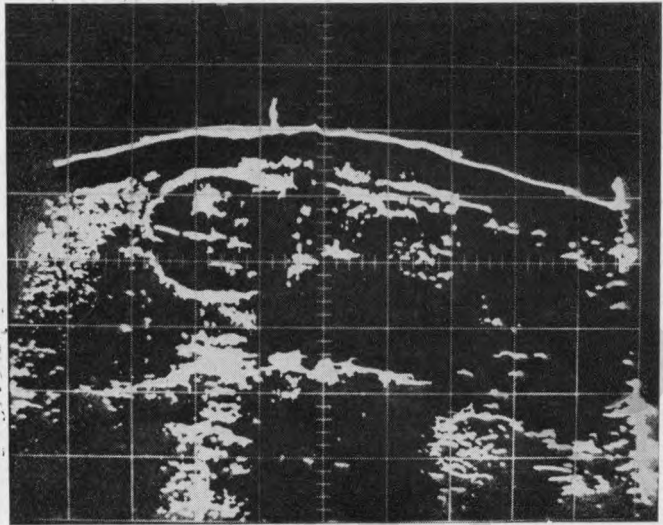
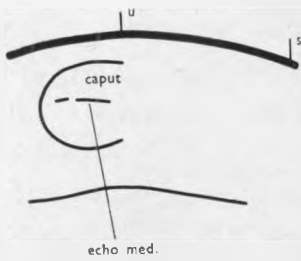
— У женщин, в анамнезе которых была беременность и плод имел аномалию черепа (гидроцефалия, микроцефалия, анэнцефалия) (рис. 92, 93, 94).



92. Определение бипариетального размера головки плода по одномерной эхограмме, полученной при помощи прибора Mg 4100 фирмы «Kretztechnik». Эхограмму предоставил G. Voog (Франция).



93. Определение бипариетального размера головки плода по двумерному изображению. Продольное положение, головное предлежание плода. Lm; 1:3; 2 МГц.



94. Определение бипаритального размера головки плода по двумерному изображению. Продольное положение, тазовое предлежание плода. L 4 dx; 1:3; 2 МГц. Примеры определения бипаритального размера головки плода по двумерному (В) изображению на эхотомограммах в поперечной плоскости (см. рис. 30б, 31б).

15. Соотношения между размером головки плода и размером таза беременной

Соотношение между размером головки плода и размером таза беременной является одним из главных факторов, от которых зависят течение и исход родов. При его определении необходимо знать основные размеры таза, размеры головки и ее расположение относительно таза.

15.1. ОПРЕДЕЛЕНИЕ РАЗМЕРОВ ТАЗА

Патологические изменения таза давно привлекают к себе внимание акушеров. Деформации таза часто являлись причиной осложнения родов, а его сужение первоначально было единственным показанием для кесарева сечения.

Еще в древности акушеры стремились как можно точнее определить отдельные размеры таза. Изучались зависимости между наружным размером таза и некоторыми его конъюгатами. Однако основные усилия исследователей были направлены на разработку способов уточнения внутренних размеров таза. Наибольшие трудности возникают при уточнении *conjugata vera*. Ее косвенное клиническое определение по *conjugata externa* и *conjugata diagonalis*, применяемое в настоящее время в практике, не дает точных результатов (Сегерапов, 1971). Это связано с разным углом наклона таза, различной формой и углом лонного сочленения, изменчивостью расположения промонториума (Didio, 1965). В связи с этим были разработаны способы непосредственного измерения путем внутренней пельвиметрии. Однако трудности таких измерений и возникающие при этом проблемы соблюдения асептики привели к тому, что эти методики были оставлены.

В современной акушерской практике проблемы, связанные с патологией таза, несколько изменились, так как почти не наблюдаются тяжелые формы его деформации. Чаще всего наблюдаются общее равномерное сужение таза, патологические изменения, связанные со спондилолистезом или с кифосколиозом. Вывихи костей таза иногда бывают связаны с состоянием после операции их вправления. Значительно увеличилось число наблюдений посттравматического изменения таза, поэтому и в современной акушерской практике невозможно обойтись без определения его размеров.

Шаг вперед на пути к решению этой проблемы был сделан, когда измерения стали проводить по данным рентгенологического исследования. Однако и этот метод связан с известными трудностями. Для определения *conjugata vera* и бипариетального размера надо производить рентгенографию таза в боковой проекции, в которой изображения вертлужной впадины и головки бедра накладываются на изображение головки плода. Вследствие этого рентгенограммы получаются недостаточно четкими. Некоторые авторы используют, кроме того, снимки в переднезадней проекции, например, применяя метод Балла (Saidl, 1937).

В настоящее время делаются попытки усовершенствовать методики рентгенопельвиметрии (Virol, Haefeli, 1974). Однако при всех рентгеновских способах требуется значительная коррекция результатов измерений, чтобы уменьшить ошибку, обусловленную неодинаковым проекционным увеличением изображения на рентгенограмме (Baxter, Viele, 1972).

На возможность определения размеров таза с помощью ультразвука указал Mugooka (1964). Уточнение размеров таза по одномерному изображению проводили Pustynen и соавт. (1967) и Levi, Flamme (1969). Результаты эхометрии и рентгенометрии таза сопоставляли Kratochwil (1968) и Loch, Strathmann (1970). На возможности использования двумерного изображения для определения размеров таза указывали Kratochwil и Leibekis (1972). Для пельвиметрического исследования необходимо использовать низкую частоту — 1 МГц. Для улучшения контакта датчика с кожным покровом следует сбрить волосы в области лобка.

15.1.1. Измерение по одномерному изображению

При эхологическом исследовании в одномерном режиме (А-метод), для того чтобы легче было получить отражения от промонториума, женщине рекомендуется принять положение полусидя под углом 40° к горизонтали. При этом датчик устанавливают на симфизе таким образом, чтобы он прилегал всей своей поверхностью. Исследование начинают при некотором усилении сигнала, так как ультразвуковая волна должна проходить через лонное сочленение. При этом необходимо следить за появлением отдаленных отражений, соответствующих промонториуму. При постепенном понижении мощности сигналов количество отражений уменьшается и получают изолированные отражения от задней стенки симфиза. При поисках отражений от промонториума иногда необходимо наклонить датчик в продольном направлении.

При вставленной головке интерпретация эхологической картины усложняется. Если аппарат настроен правильно между двумя отражениями, соответствующими прямому размеру таза, появляются три типичных отражения от головки плода.

Одномерное изображение служит для контроля результатов измерений, полученных по двумерному изображению. При этом рекомендуется обозначить промонториум с помощью световой метки, что упрощает и уточняет интерпретацию одномерного изображения. На приборах, имеющих два осциллоскопа, измерение проводят непосредственно под контролем двумерного изображения.

15.1.2. Измерение по двумерному изображению

Двумерное изображение начали применять для определения размеров таза лишь в последнее время. Измерение проводится в основном в продольной плоскости при горизонтальном положении беременной. Его начинают с более высокого усиления сигналов, постепенно уменьшая его, пока по средней линии не появятся отражения от поясничного отдела позвоночника. При постепенном снижении мощности сигналов очертания этого отдела позвоночника становятся более отчетливыми и создается возможность получить изображение его каудального полюса. Далее, в направлении таза отражения либо исчезают, либо при наклоне датчика получают изображение углубления крестцовой кости в виде вогнутой линии.

Получение более точного изображения этой области затруднено из-за конфигурации крестцовой кости. Вследствие этого большая часть отра-

женных ультразвуковых волн направлена не в сторону датчика. Затрудняет исследование также симфиз, который препятствует большему наклону датчика. Промонториум является наиболее каудально расположенной областью, от которой регистрируются отражения в поясничном отделе позвоночника, — в том месте, где он переходит в вогнутость крестцовой кости. При регистрации изображения симфиза мы можем одновременно измерить *conjugata vera*. Ее размер можно определить и при исследовании в поперечных плоскостях, однако с большим трудом.

Для получения изображения промонториума, который из всех анатомических структур, расположенных на задней поверхности таза, находится наиболее близко к симфизу, необходимо, чтобы угол наклона датчика соответствовал углу наклона входа в малый таз. На эхотомограммах в поперечных плоскостях могут также получить отображение некоторые неровности в области входа в таз, прежде всего расположенные на задней поверхности симфиза.

В настоящее время делаются попытки определить с помощью ультразвука и другие размеры таза. Это нелегко сделать при наружном ультразвуковом исследовании. В области таза регистрируется много отражений, которые невозможно интерпретировать. Поэтому сейчас внимание авторов сосредоточено на исследовании через прямую кишку и влагалище. Kratochwil, Zeibekis (1972) получили таким образом на расстоянии 6—7 м от анального сфинктера изображение ости обеих седалищных костей. Трансвагинальное и трансректальное ультразвуковое исследование являются перспективным методом. Определяя *conjugata vera* и бипариетальный размер головки, акушер получает весьма ценные данные для прогнозирования родов.

Разница между бипариетальным размером и размером *conjugata vera* составляет в среднем 1,5 см, ее предел — 1 см. Своевременное распознавание несоответствия размеров головки размерам таза беременной дает возможность планировать операцию.

Большое значение имеет определение размеров таза беременной и головки при родах плода в тазовом предлежании. Если при продольном головном предлежании можно установить отклонения в размерах на последнем месяце беременности, то при тазовом предлежании ситуация более сложная. В этом случае при клиническом исследовании невозможно даже приблизительно определить размер головки, которая расположена в области дна матки. Несоответствие размеров головки размерам таза, установленное лишь во время родов при вставлении головки в таз, представляет собой очень серьезную ситуацию.

С помощью ультразвукового исследования можно вовремя диагностировать такое несоответствие. Определяя бипариетальный размер головки, расположенной в области дна матки, мы должны знать ее точное расположение, причем необходимо также получить и центральное отражение. Иногда головка плода расположена сбоку в подреберной области. В таких случаях, чтобы измерить ее, исследование необходимо проводить при большем наклоне датчика.

15.2. СТОЯНИЕ ГОЛОВКИ ОТНОСИТЕЛЬНО ТАЗА

Основу для определения этого отношения составляет получение точного и возможно более полного изображения головки, симфиза и промонториума на одной эхотомограмме. Следует стремиться получить изображение контура головки не только в месте определения бипариетального

размера, но и в направлении к ведущей точке. Правильным подбором величины усиления сигналов на приборе устраняют избыточные отражения до тех пор, пока не получат изображение зоны без отражений между головкой и тазом. В месте измерения *conjugata vera* световой меткой проводят линию между промонториумом и симфизом и таким образом одновременно получают изображение плоскости входа в таз. Определив размеры таза в этой плоскости и бипариетальный размер, оценивают отношение головки к тазу. При этом можно определить, стоит ли головка высоко над входом в таз, прилегает к нему или вставлена в таз. В случае, если головка уже вставилась в таз, с помощью ультразвукового исследования невозможно ее измерить и сделать точное заключение. Отношение размеров головки к размерам таза определяют только при исследовании в продольной плоскости по средней линии. И только в случае, когда головка расположена центрально или стоит высоко над входом в таз, проводят исследование в параллельных продольных плоскостях. Не следует забывать при этом, что в указанных плоскостях не получается точного изображения плоскости входа в таз.

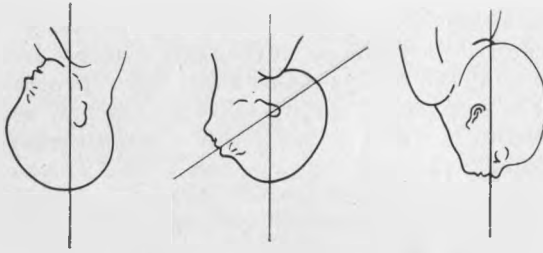
В акушерстве некоторые ситуации, обусловленные изменением отношения размеров головки к размерам таза, рассматриваются в иной связи, мы же этот вопрос намеренно разбираем именно здесь.

15.2.1. Высокое первичное стояние

При клиническом исследовании эту патологическую ситуацию иногда бывает трудно распознать, особенно при образовании родовой опухоли. С помощью ультразвукового метода можно поставить этот диагноз, сочетая исследование в поперечных и продольных плоскостях. При исследовании в поперечной плоскости получается изображение эллиптического сечения головки, типично расположенной по отношению к тазу. Очертания головки лучше всего видны в лобно-затылочном сечении, в котором можно определить лобно-затылочный размер. Изображение области головки, где определяют бипариетальный размер, получается неполным и нечетким, так как отраженные ультразвуковые волны в этом случае не попадают на датчик. Из-за особенностей конфигурации тела в подчревной области невозможно горизонтально наклонить датчик и уточнить бипариетальный размер. В исследовании в продольных плоскостях можно получить отчетливое изображение затылочной и лицевой поверхности головки. Для топографических целей рекомендуется одновременно получить изображение туловища. При *positio alta rubica* спинка плода повернута в вентральном направлении к средней линии. Одновременно получается типичное изображение контура затылочной области головки, расположенного в области симфиза. При *positio alta sacralis* в области лица, повернутого в вентральном направлении, образуются беспорядочные отражения, и затем появляется контур черепа в лобно-затылочном направлении. Наряду с отражением от вентральной поверхности туловища плода получают отражения от мелких частей. Очертания повернутой кзади спинки плода не бывают такими отчетливыми.

15.2.2. Разгибательное положение

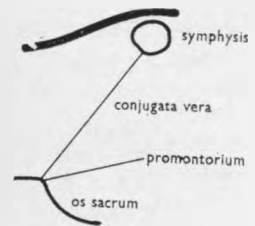
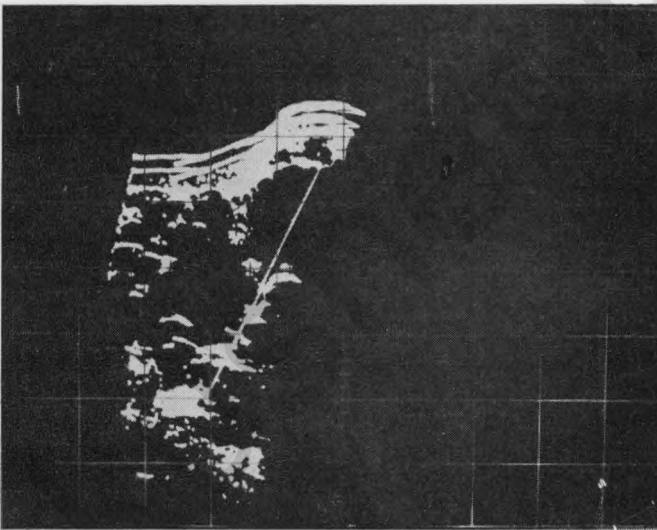
Несмотря на то что в литературе нет сообщений о том, как обнаружить с помощью ультразвукового метода эту патологию, для получения изображения плода при высокой степени разгибания имеются неплохие



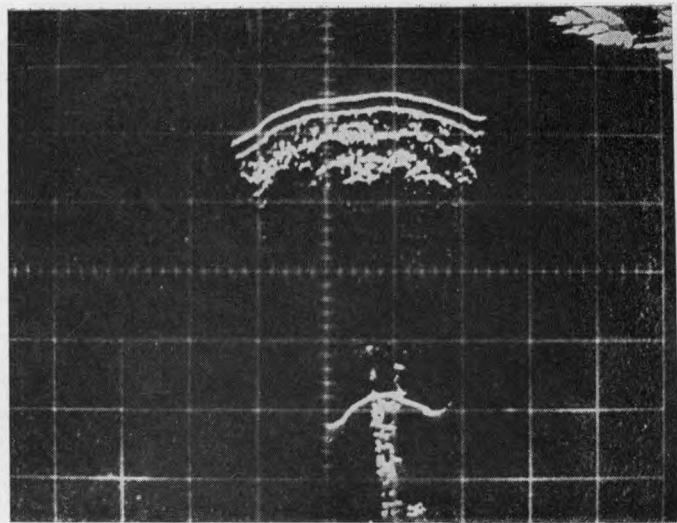
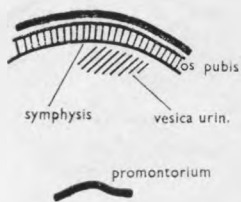
95. Расположение плоскостей для эхотомографии при головном предлежании плода с разгибанием головки.

условия. При затылочном предлежании на эхотомограмме получается подковообразное изображение головки с вершиной в месте ведущей точки. Это изображение обусловлено сечением головки в данной плоскости. При разгибании затылок поворачивается в направлении к спинке плода. При этом положении угол между затылком и лицом составляет 180° (рис. 95).

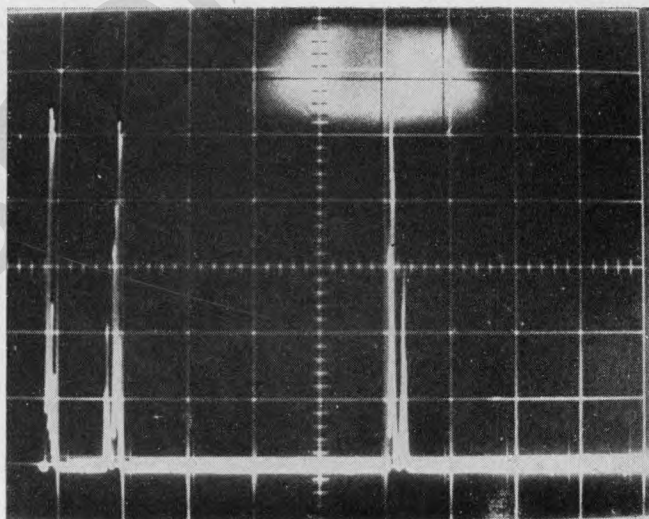
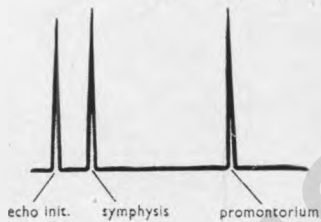
Сечение этой области черепа является также подковообразным, но перевернутым на соответствующее количество градусов. Особенно отчетливо это заметно при лицевом предлежании плода, когда зона без отражений, соответствующая лицу, направлена в сторону таза (рис. 96—108).



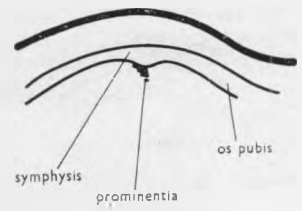
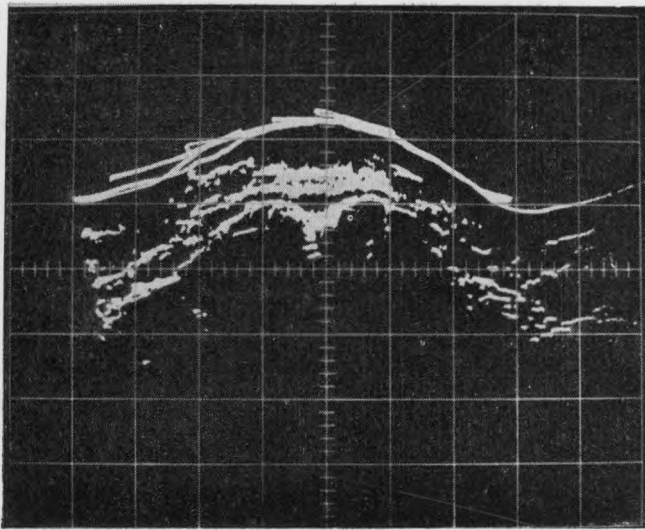
96. Измерение *conjugata vera* по данным эхотомографии в продольной плоскости.
Lm; 1:3; 2 МГц.



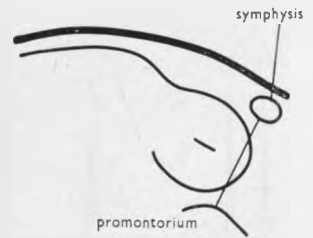
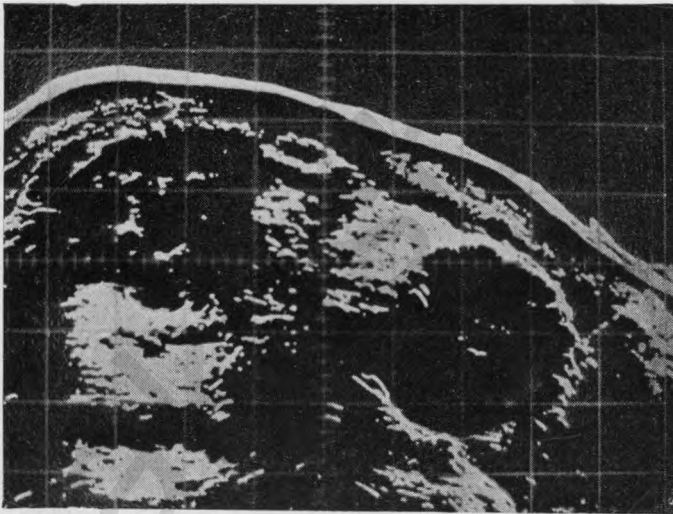
97. Измерение conjugata vera на эхотомограмме в поперечной плоскости.
Узкий таз — conjugata vera 8 см Ts; 1:2; 2 МГц.



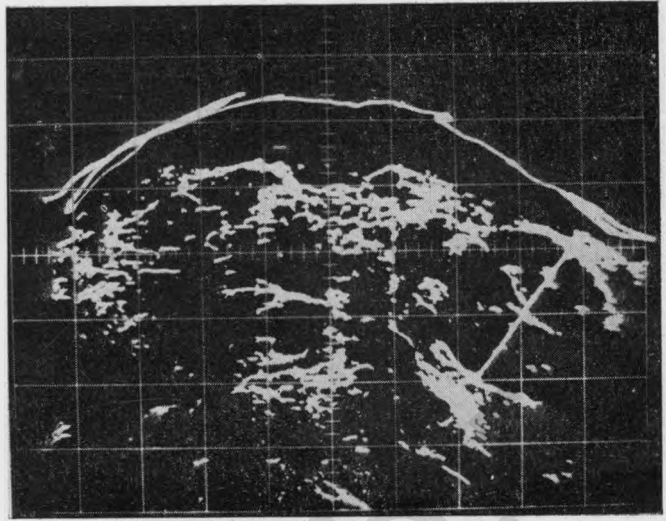
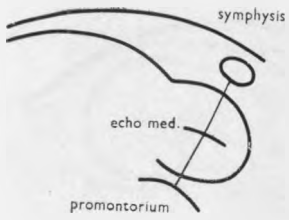
98. То же наблюдение. Измерение conjugata vera по одномерному изображению.
1:2; 2 МГц.



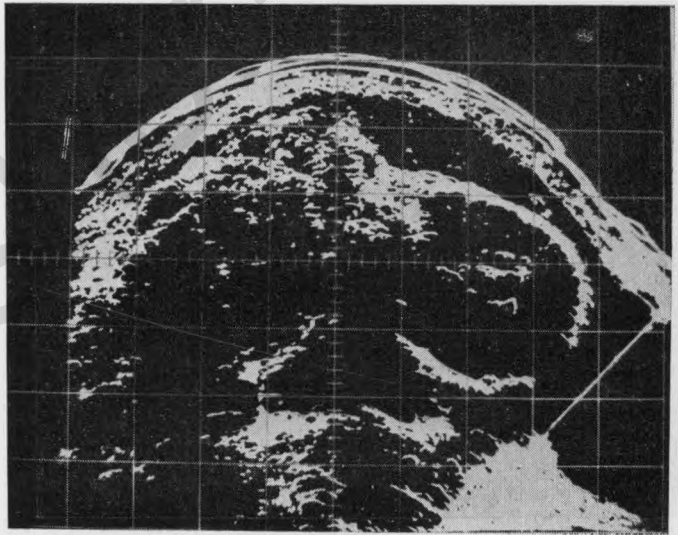
99. Выступ (*prominentia*) на задней поверхности лонного сочленения.
Ts; 1:2; 2 МГц.



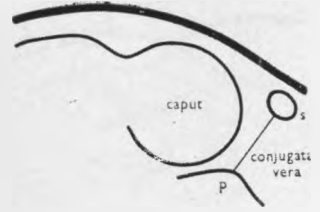
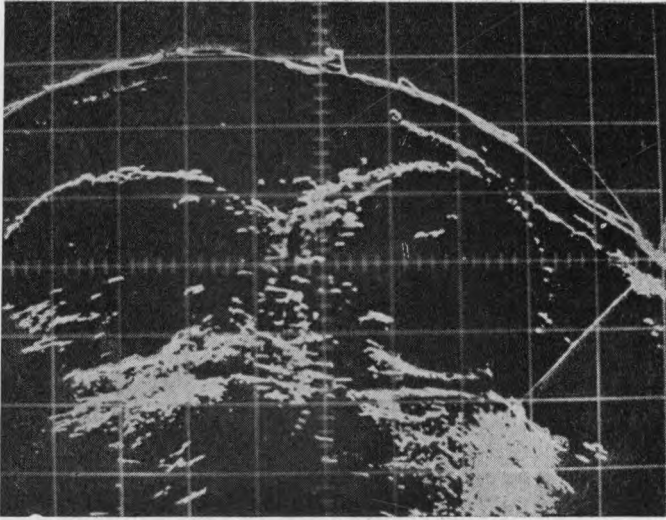
100. Головка вставилась в таз малым сегментом.
Lm; 1:3; 2 МГц.



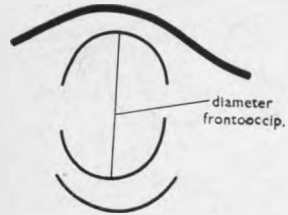
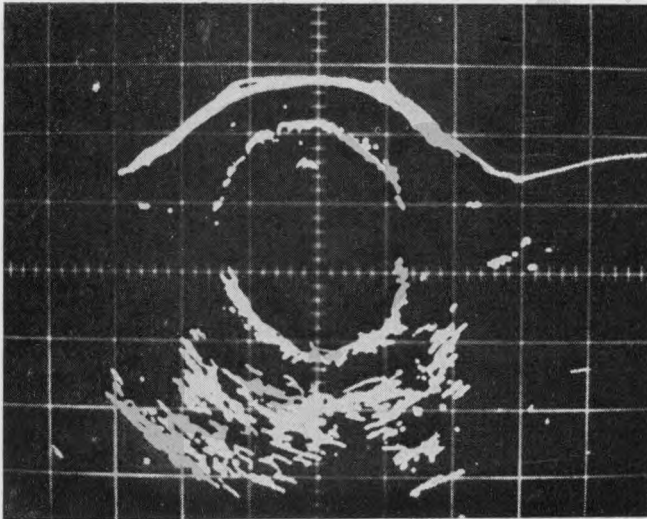
101. Головка вставилась в таз большим сегментом.
Lm; 1:3; 2 МГц.



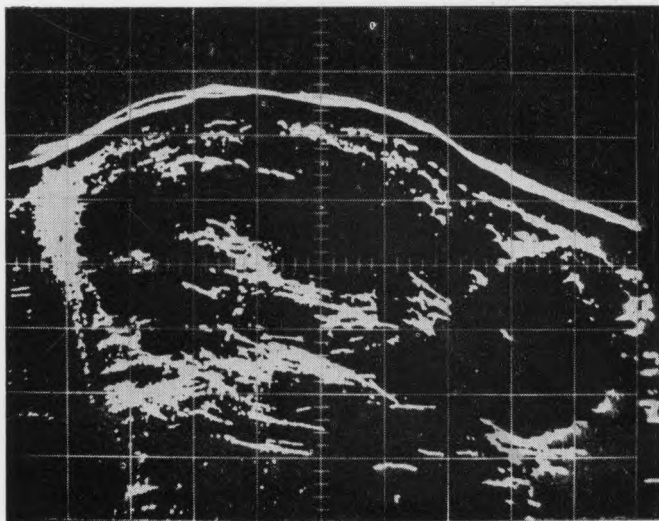
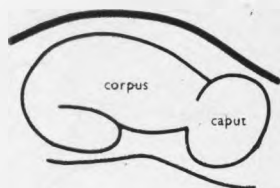
102. Головка расположена над входом в малый таз.
Несоответствие между размерами головки плода и малого
таза беременной.
Lm; 1:3; 2 МГц.



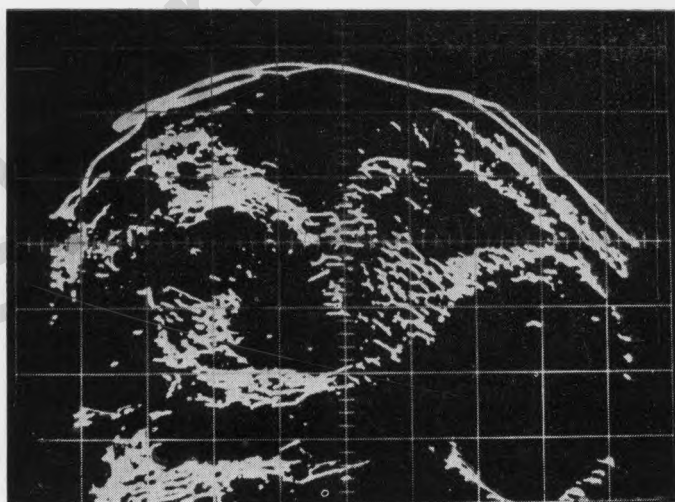
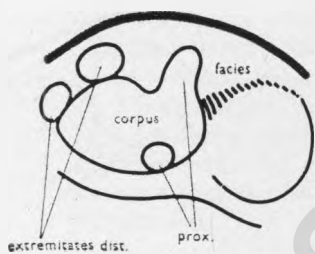
103. Выраженное несоответствие между размерами головки плода и малого таза беременной.
Lm; 1:3; 2 МГц.



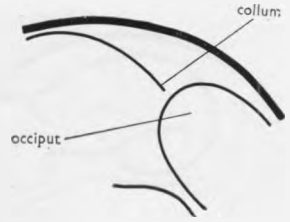
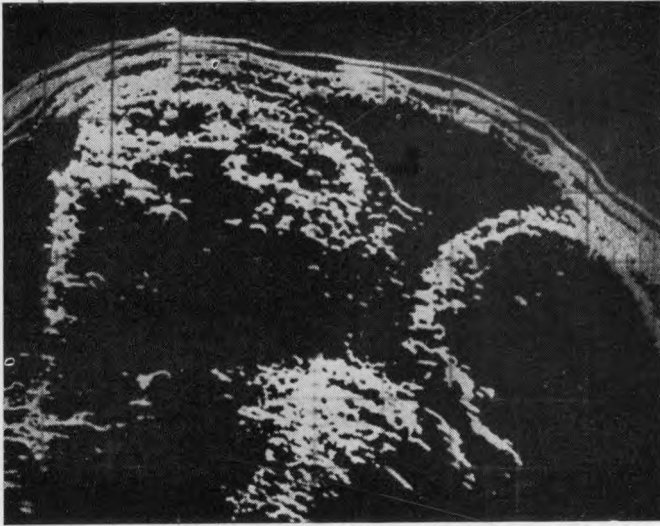
104. Эхотомограмма в поперечной плоскости. Высокое первичное стояние головки.
Лобно-затылочный размер головки плода соответствует прямому размеру таза беременной. Контуры паретальных областей не определяются. Т 1/с; 1:3; 2 МГц.



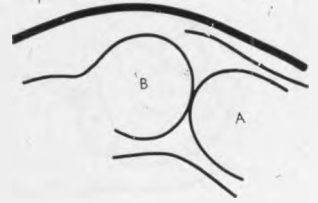
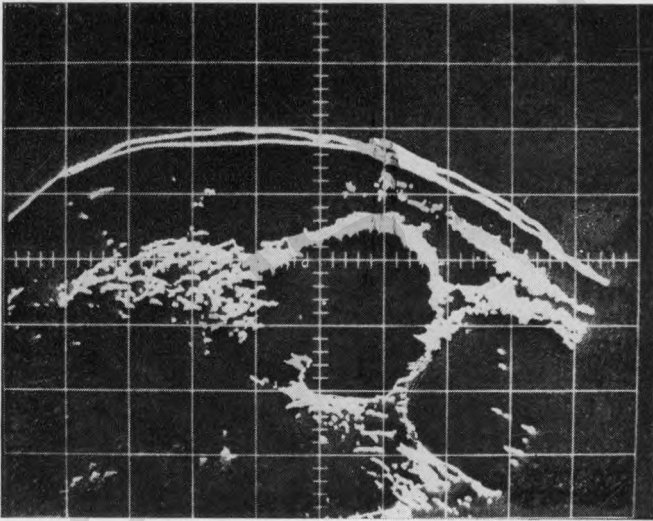
105. Передний вид плода.
Позвоночник плода обращен к передней стенке живота беременной. Lm; 1:2; 2 МГц.



106. Задний вид плода.
Отражение от вентрально расположенного лица и мелких частей плода. L 2 sin; 1:3; 2 МГц.



107. Продольное положение, лицевое предлежание плода.
Lm; 1:3; 2 МГц.



108. Двойня. У одного плода (А) головка в положении разгибания, у второго плода (В) — в продольном положении.
Lm; 1:3; 2 МГц.

16. Многоплодная беременность

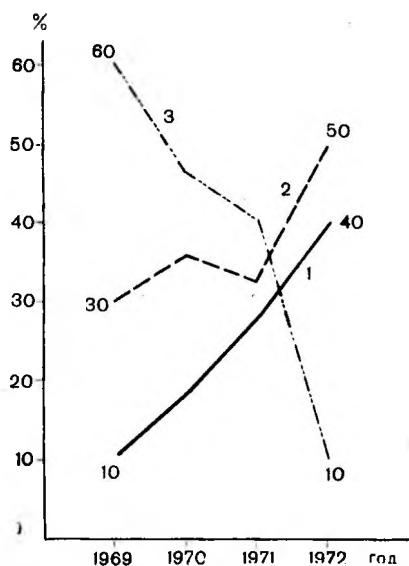
При многоплодной беременности всегда имеется определенный риск. Уже во время развития плодов к организму матери предъявляются более высокие требования. В этих случаях чаще наблюдается позднее патологическое течение беременности и эклампсия (Brown, Duxon, 1963). Также значительно выше процент наблюдений, при которых роды заканчиваются операцией (в 1-й акушерской клинике в Праге за последние 20 лет они составили 22,4%), Eckert, Spenke (1972) приводят еще более высокую цифру — 40,6%.

При многоплодной беременности высока и перинатальная смертность. По данным литературы, при двойне она колеблется от 10% (Wadel, Hunter, 1960) до 19,3% (Fink, 1955). Причиной высокой перинатальной смертности являются часто преждевременные роды, недостаточность плаценты в конце беременности, более высокая перинатальная смертность близнеца Б (Eckert, Spenke, 1972) и осложнения, часто встречающиеся при этих родах — поперечное положение, выпадение пуповины и др. Важным также является и то, что при клиническом исследовании большая часть (40—60%) многоплодных беременностей остается нераспознанной вплоть до родов.

Установлено, что для улучшения результатов родов при многоплодной беременности необходимо рано ее распознать (рис. 109). Barter и соавт. (1965) показали, что при своевременно поставленном диагнозе и назначении беременной постельного режима процент преждевременных родов снизился с 52,4 до 35,5%, а перинатальная смертность среди близнецов уменьшилась с 21,7 до 10,8%. Коматогу и Lampe (1969), используя постельный режим, добились снижения количества преждевременных родов при многоплодной беременности с 65,3 до 16,6%.

Основным методом диагностики многоплодной беременности был рентгенологический (Saidl, 1939). Bulfin и Lowler еще в 1957 г. рекомендовали проводить рентгенологическое исследование всем женщинам с первой беременностью для диагностики многоплодия и профилактики преэклампсии. Однако Volte (1964) считает, что рентгенологическое исследование при многоплодной беременности дает надежные результаты начиная с 8-го месяца.

Бесспорный вклад в диагностику многоплодной беременности вносит электрокардиографическое исследование плода. Larks (1959) диагностировал многоплодную беременность по данным электрокардиографии уже на 16-й неделе беременности. Однако Volte (1964) считает самым ранним сроком для использования этого метода 5-й месяц беременности. Другим рекомендуемым методом диагностики многоплодной беременности является фонокардиография, которая применяется в последние месяцы беременности (Коматогу, Lampe, 1969). Однако указанными методами невозможно получить точный результат в тех случаях, когда один или оба плода мертвые.



109. Диагностика двойни при использовании ультразвукового метода исследования в клинической практике. 1 — распознана во время беременности; 2 — распознана во время приема; 3 — распознана при родах.

О возможности использовать ультразвуковой метод для диагностики многоплодной беременности упоминали уже в своей первой работе Donald и соавт. (1958). При исследовании в поперечной плоскости они получили в области дна матки изображение ягодиц двух плодов. Однако в те годы эхотомограммы были еще недостаточно четкими. Более подробно описал диагностику и определение положения плодов при двойне Sundén (1964). Данные эхотомографии при двойне приведены в ряде работ (Taylor, 1964; Donald, 1965; Hoffmann et al., 1967; Holländer et al., 1968; Kohorn et al., 1968; Kratochwil, 1969; Thompson, 1969; Čech et al., 1972). Однако этой проблеме посвящено мало специальных сообщений (Rotte, 1970; Morrison et al., 1970). Sundén (1965) подчеркивает возможности ультразвукового метода в надежной дифференциальной диагностике двойни от гидрамниона. В группе из 101 женщины с предполагаемой двухплодной беременностью диагноз был подтвержден у 45. И лишь в одном наблюдении на 34-й не-

деле беременности заключение было ложноотрицательным.

Трехплодную беременность диагностировали ультразвуком Holländer (1972), Stone и соавт. (1972), Morrison и соавт. (1970). В работе последних авторов на двух эхотомограммах демонстрируется четырехплодная беременность. Известна работа Campbell, Dewhurst (1970), которые диагностировали пятиплодную беременность уже на 9-й неделе и одновременно распознали овариальную кисту. Беременность наблюдалась вплоть до родов, закончившихся кесаревым сечением. Случай этот стал известным, так как все новорожденные, весившие при родах от 1100 до 1560 г, выжили, благодаря, конечно, очень рано поставленному диагнозу.

Большим вкладом в развитие ультразвукового метода стала работа Donald, Abdulla (1967) и Donald (1968), распознавших двухплодную беременность уже на 8-й неделе. Эта работа показала возможность диагностики многоплодной беременности по данным ультразвукового исследования уже в первом триместре беременности. С помощью ультразвукового метода двухплодную беременность на 5-й неделе диагностировали Levi, De Bock (1971) и Kobayashi и соавт. (1972).

16.1. ДИАГНОСТИКА МНОГОПЛОДНОЙ БЕРЕМЕННОСТИ

Постановка диагноза многоплодной беременности с помощью ультразвука требует соблюдения определенной последовательности при исследовании и некоторого опыта. В первом триместре диагностика основана на получении изображения двух или более эмбриональных мешочков. Они либо расположены непосредственно друг около друга, и в этом случае контуры их стенок соприкасаются, либо представлены несколь-

ними изолированными изображениями, что, по-видимому, связано с их бихориальной основой. Уже в первом триместре беременности изображение матки имеет несколько большие размеры, чем они должны быть по сроку аменорей. Исследование проводится лишь при полном мочевом пузыре.

Диагностика многоплодной беременности в следующие недели основывается на получении изображения головок двух и более плодов. Такое изображение обычно удается получить, начиная с 15-й недели, а иногда и раньше. Однако во втором триместре беременности необходимо принимать во внимание большую подвижность плодов, усложняющую исследование. Если не удается получить изображение обеих головок одновременно, производят их измерения в тех плоскостях, где они расположены. При разной величине головок таким образом можно избежать диагностической ошибки, которая может быть результатом повторной регистрации изображения одной и той же головки при подвижном плоде.

В последнем триместре беременности положение плодов чаще всего уже меняется незначительно, и это облегчает получение изображения двух головок одновременно. Однако для получения такого изображения исследование проводится в основном в наклонных плоскостях, направление которых зависит от взаимного расположения плодов. Трудно зарегистрировать изображение более двух головок одновременно, так как они не располагаются в одной плоскости. Иногда при надавливании на матку снаружи удается расположить головки в одной плоскости и получить их изображение на одной эхотомограмме (Stone et al., 1972). На двух эхотомограммах получили изображение двухплодной беременности Morrison и соавт. (1970), а Campbell и Dewhurst (1970) на трех эхотомограммах получили изображение головок пяти плодов на 30-й неделе.

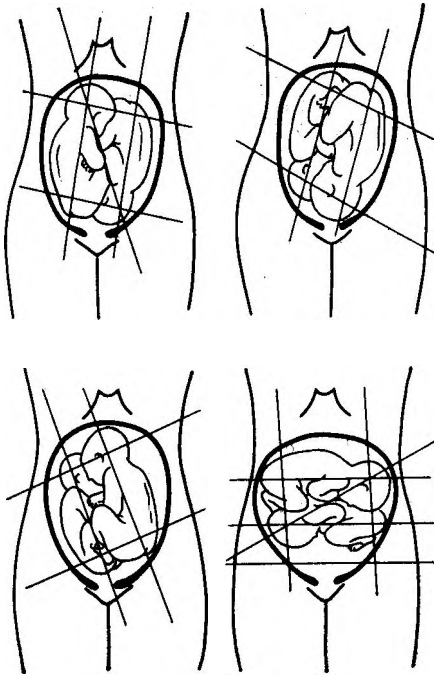
Важным дополнительным способом диагностики многоплодной беременности является регистрация сердечной деятельности нескольких плодов с помощью ультразвука непрерывного действия (эффект Доплера). При этом получается различная частота сокращений сердца у разных плодов, которая определяется в разных участках беременной матки. Рекомендуется исследование проводить одновременно двумя приборами, чтобы параллельно слышать разную частоту сердечной деятельности плодов (Cech et al., 1972).

16.2. НАБЛЮДЕНИЕ ЗА РОСТОМ ПЛОДОВ

Определяя бипариетальный размер головок плодов, можно установить их приблизительную величину, что при многоплодной беременности особенно важно. Динамическое наблюдение за увеличением размеров головок плодов позволяет выявить непропорциональность их роста. Необходимо иметь в виду, что бипариетальный размер головки при многоплодной беременности обычно меньше, чем при развитии одного плода. Динамическое наблюдение за ростом головок возможно лишь при постоянном положении плодов и при разной их величине. В противном случае можно ошибиться при определении размеров головок плодов, перепутав их.

16.3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ РАСПОЛОЖЕНИЯ ПЛОДОВ

Определение локализации головок при эхологическом исследовании позволяет лишь приблизительно установить положение плодов. Для уточнения их расположения этого недостаточно. Чтобы выяснить



110. Расположение основных плоскостей для проведения эхологического исследования с целью диагностики двойни.

заканчивались операцией (поворотом, экстракцией). Поперечное положение плодов наблюдалось редко (0,03%), однако постановка диагноза в этом случае также очень важна.

16.4. ОБНАРУЖЕНИЕ ПЛАЦЕНТЫ

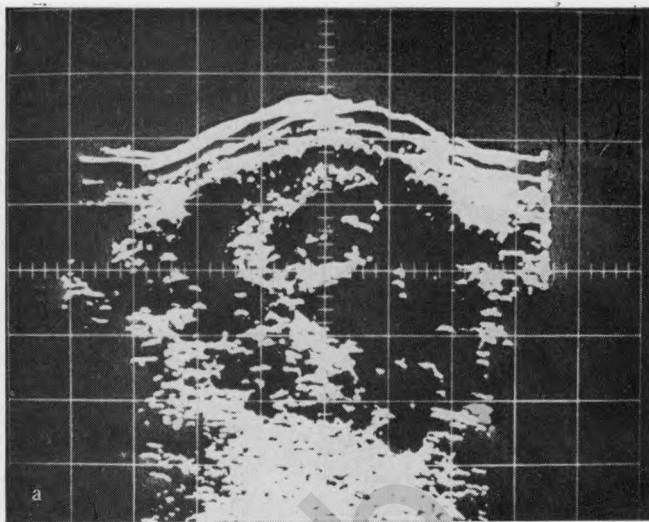
При многоплодной беременности плацента более толстая, чем при одноплодной, и занимает большую площадь. Иногда удается получить изображение двух отдельных плацент. Это имеет место в тех случаях, когда они расположены на противоположных стенках матки. Получение этих данных свидетельствует о бихориальном развитии двойни (Kobayashi et al., 1972).

16.5. ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНО-ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ СИТУАЦИИ

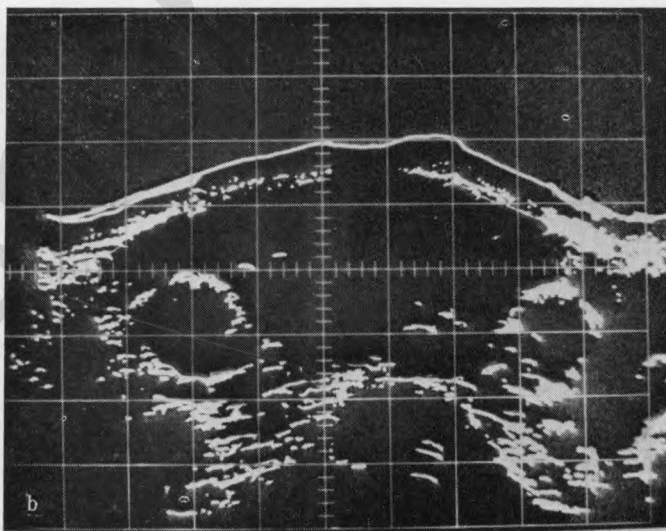
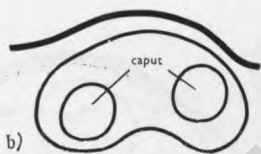
При правильном проведении исследования количество ошибок минимальное. Sundén (1965) и Morrison с соавт. (1970) получили 98% совпадения диагноза. Наши результаты примерно такие же. Ложноотрицательные результаты получают лишь при неполном и недостаточно тщательном исследовании. Иногда трудно поставить диагноз при комбинации многоплодной беременности с полигидрамнионом, когда отмечается повышенная подвижность плодов. Аналогичные диагностические трудности возникают во втором триместре беременности, в период физиологического гидрамниона.

позицию и взаимное расположение двух плодов, необходимо получить изображения туловища в его топографической связи с головкой. При исследовании устанавливают продольную ось плодов, для чего необходимо определенное пространственное воображение. Исследование проводят в нескольких плоскостях (рис. 110).

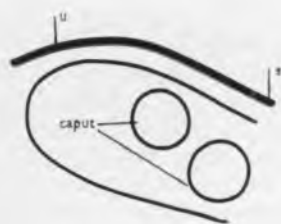
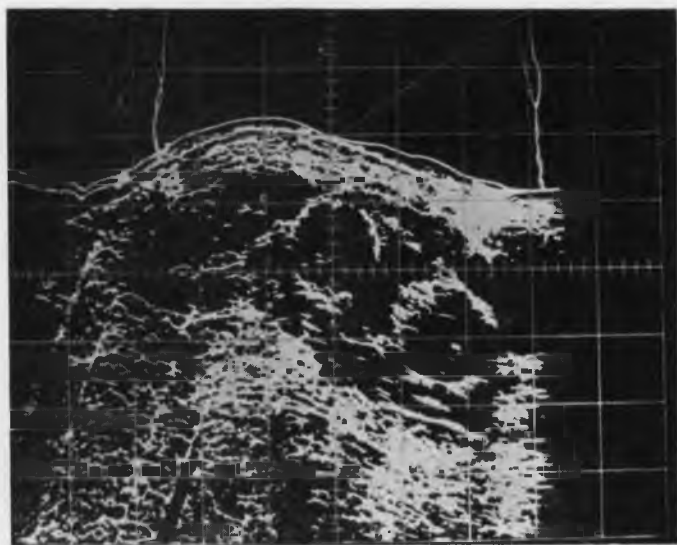
По данным 1-й акушерской клиники Праги, при двойне чаще всего (53,5%) оба плода были расположены продольно в головном предлежании. Вряде наблюдений один плод предлежал головкой, другой — тазовым концом (32,8%). Значительно реже наблюдалось тазовое предлежание обоих плодов (5,6%). Следует обратить особое внимание на возможность сочетания продольного и поперечного положения плодов (8,8%). В этой группе беременных роды чаще всего за-



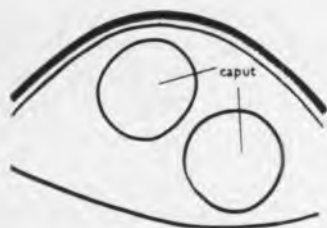
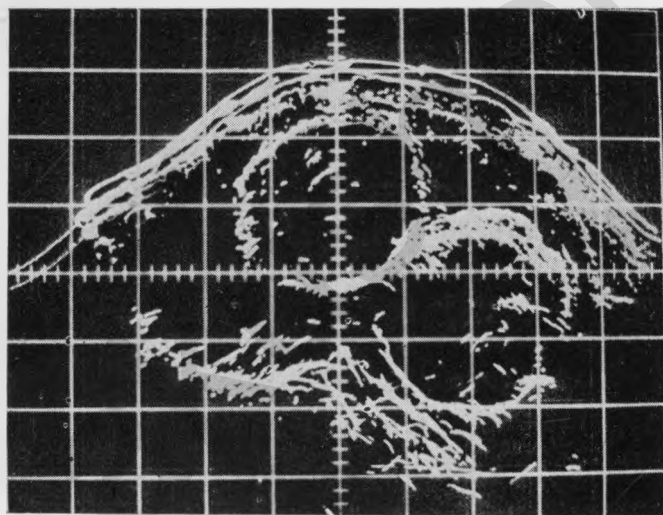
111. Двойня.
а — 9-я неделя беременности. Т 2/s; 1:2; 2 МГц.



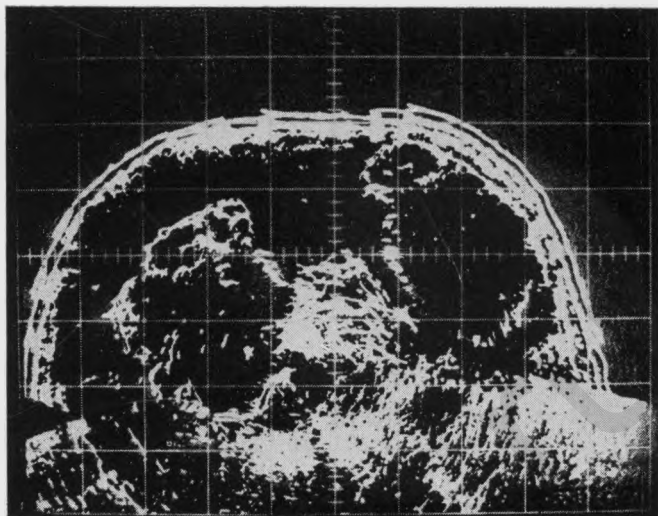
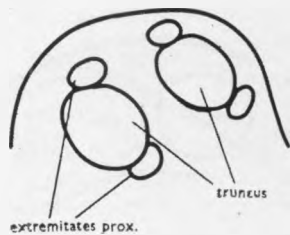
б — 14-я неделя беременности. Т 4/s; 1:1; 2 МГц.



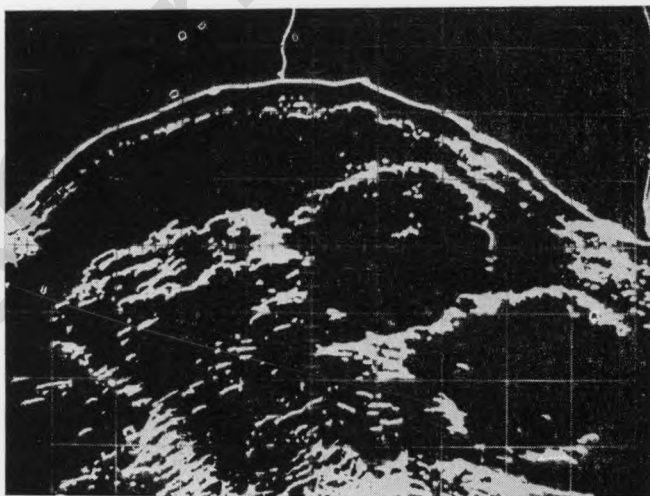
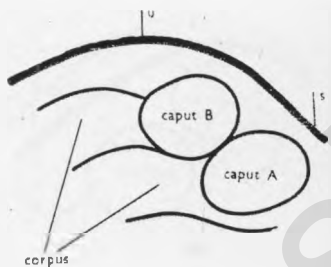
112. Двойня — 16-я неделя беременности.
L 2 dx; 1:2; 2 МГц.



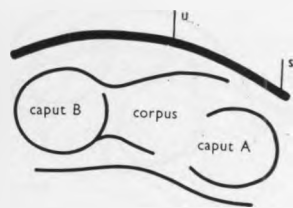
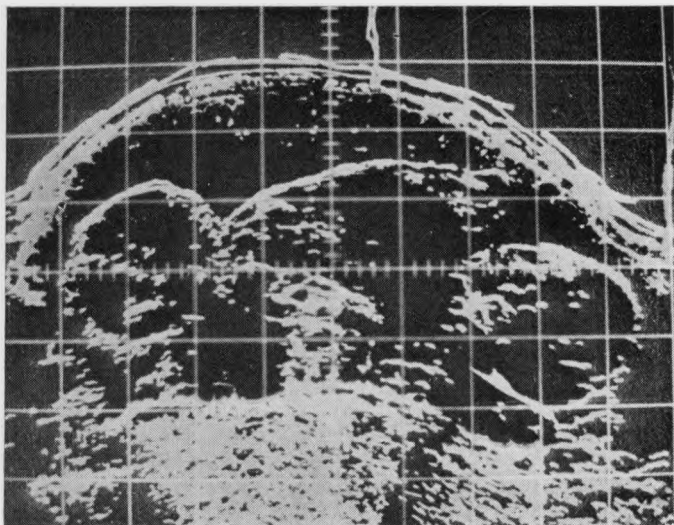
113. Двойня, распознанная при родах. Определяются головки двух плодов, однако их положение невозможно установить.
0 sin/dx; 1:3; 2 МГц.



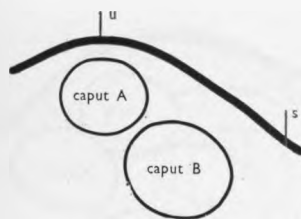
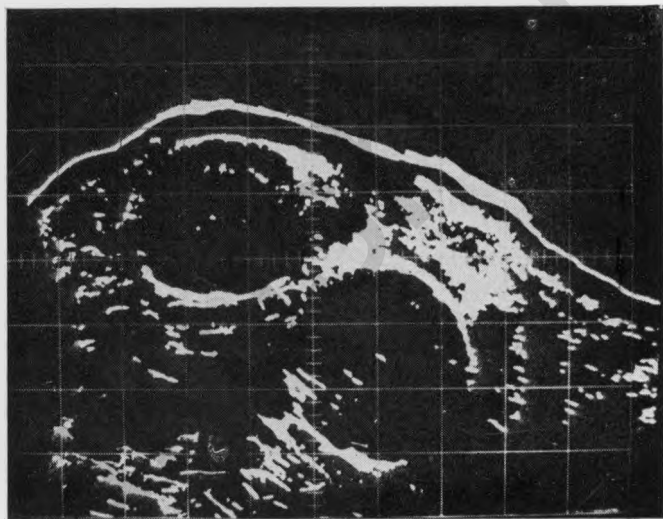
114. Двойня. Определяются изображения туловища плодов.
Т u/4; 1:3; 2 МГц.



115. Двойня. Оба плода в продольном положении, головное предлежание.
L 2 dx; 1:3; 2 МГц.

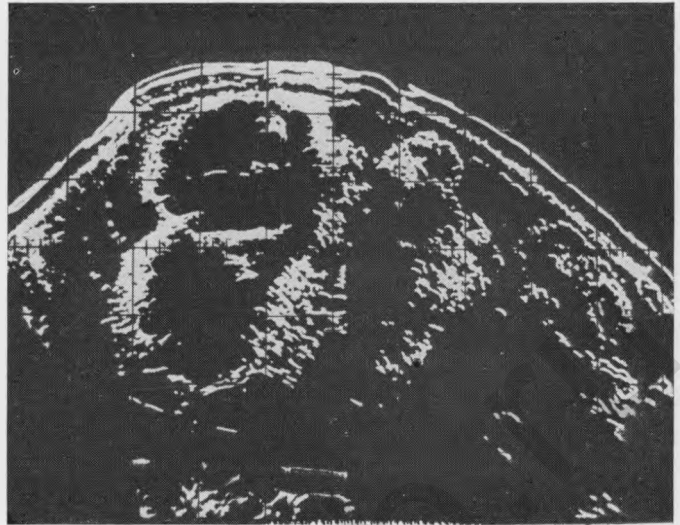
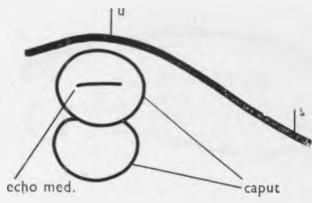


116. Двойня. Плод А в продольном положении, головном предлежании, плод В — в продольном положении, тазовом предлежании.
Lm; 1:3; 2 МГц.



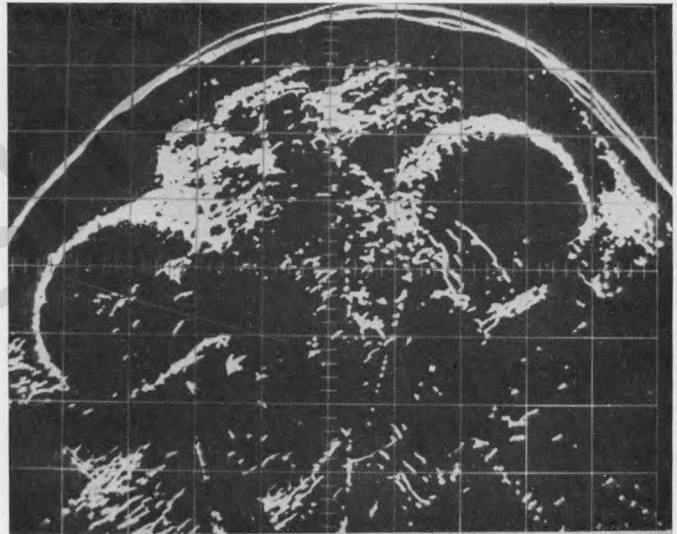
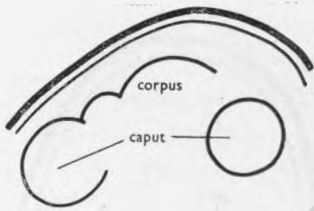
117. Двойня. Плод А в продольном положении, тазовом предлежании, плод В — в продольном положении, головном предлежании.

Типичский диагноз поставлен по данным исследования в нескольких плоскостях. Определяется заметное различие в размере головок. При рождении масса плода В на 600 г больше, чем масса плода А. При родах произошло столкновение головок плодов.

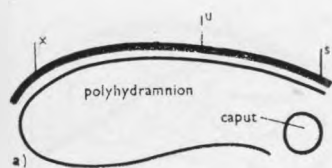
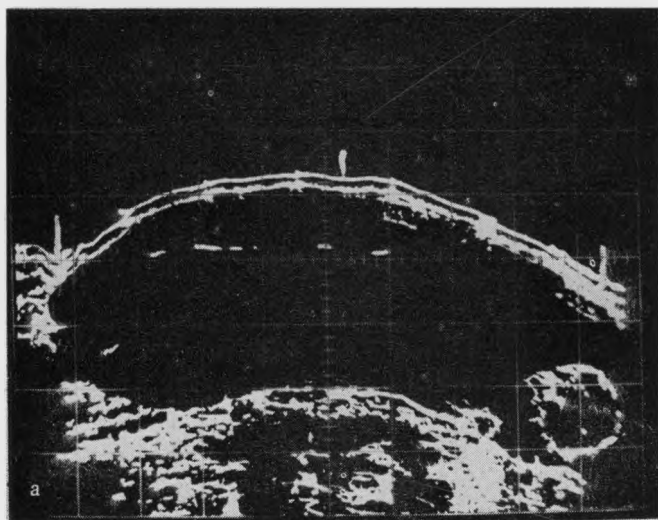


118. Двойня. Оба плода находятся в продольном положении, тазовом предлежании.
L 2 sin; 1:3; 2 МГц.

ψ



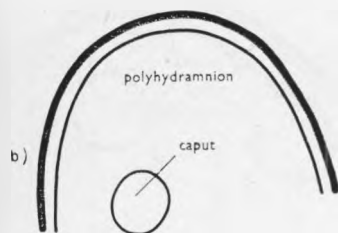
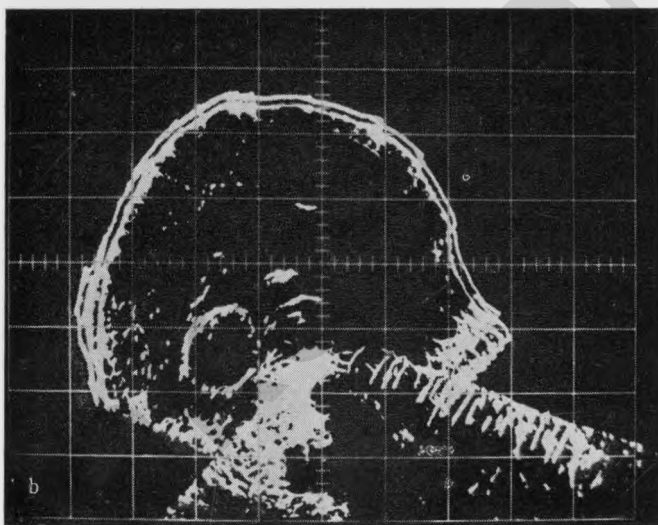
119. Двойня. Оба плода находятся в поперечном положении.
0 sin/dx; 1:3; 2 МГц.



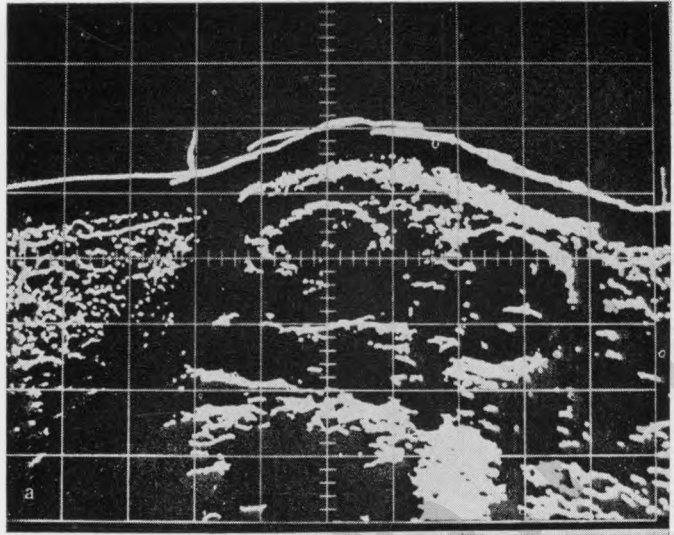
120. Двойня; 19-недельная беременность в комбинации с многоводием.

Диагноз двойни поставлен лишь при третьем эхологическом исследовании. Из-за значительной неустойчивости положения плодов не удалось получить изображения обоих плодов на одной эхотомограмме.

а — L 3 sin; 1:3; 2 МГц.

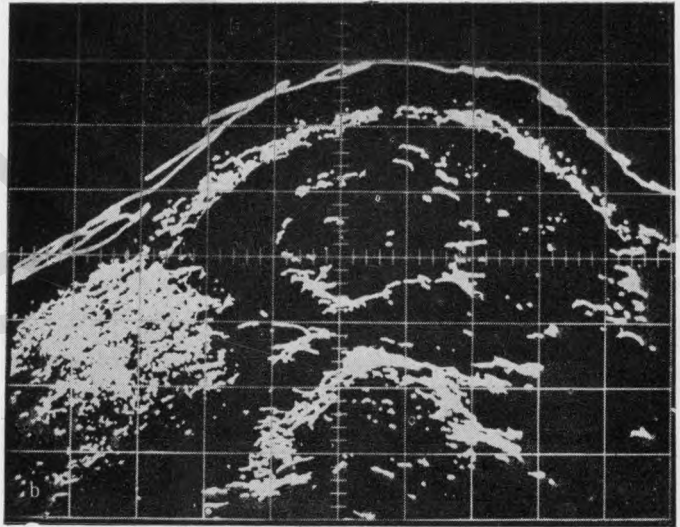


б — T u/4; 1:3; 2 МГц.

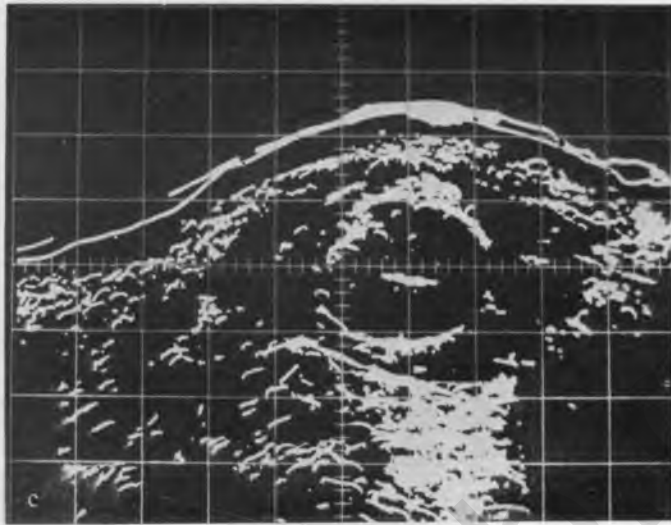


121. Ложная двойня. Беременность VI мес.

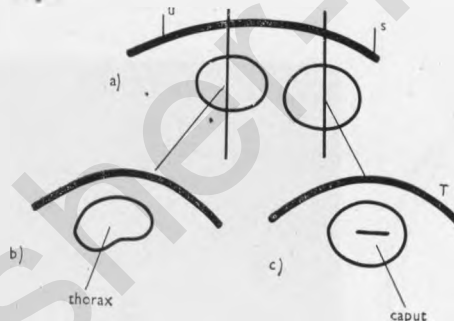
а — два округлых контура напоминают головки двух плодов. L 1 sin; 1:2; 2 МГц;



б — по данным эхотомографии в продольной плоскости грудной клетки плода, на которой определяется сечение, поставлен правильный диагноз. Эхотомограмма произведена в области, расположенной ближе к дну матки, в тангенциальном сечении. T u/4; 1:2; 2 МГц;



c — на эхотомограмме в поперечной плоскости отчетливо определяется головка плода и срединное M-отражение. Т 5/s; 1:2; 2 МГц.



Ложноположительные заключения могут быть результатом недостаточного опыта. За головку второго плода принимают изображение окружности сечения его туловища, которое иногда имеет такую же конфигурацию, как и головка. Однако ошибка может произойти при проведении исследования лишь в одной плоскости. Иногда головку второго плода имитирует миоматозный узел, особенно при вторичном изменении его структуры. В таких случаях ошибка обнаруживается при проведении исследования в других плоскостях, в которых получают объяснение форма и топография изображения выявленной структуры. В исключительных случаях может быть получено изображение одной и той же головки очень подвижного плода при повторном изменении его положения. В этом случае обычно не удается получить изображение двух головок на одной эхотомограмме (рис. 111—121).

17. Получение изображения плаценты

В современном акушерстве все чаще необходимо знать расположение плаценты в полости матки и получить изображение ее структуры. Клиническое исследование в этих случаях отступает на задний план, влагалищное же исследование иногда противопоказано.

— Для определения локализации плаценты имеется несколько возможностей рентгенологического исследования:

Методика рентгенографии так называемым мягким излучением находит применение прежде всего в последнем месяце беременности. Однако при этом результаты могут быть не совсем точными, например при гидрамнионе (Fochem et al., 1963).

Косвенная плацентография применяется для диагностики предлежания плаценты. При этом вводится либо контрастное вещество в мочевиный пузырь, либо воздух в прямую кишку. В случае предлежания плаценты изображение нижнего сегмента матки расширено. Иногда на обзорном снимке, выполненном без введения контрастного вещества, измеряют расстояние головки от промонториума и симфиза. Для этого перед рентгенографией надавливанием на матку снаружи вставляют головку в таз.

В англосаксонских странах применяют ангиографию, результаты которой очень хорошие (95—100%), в том числе и в ранние сроки беременности (Hendrick, Schreiber, 1965). Однако эта методика сложная и, так как необходимо делать не один снимок, получается большая лучевая нагрузка на беременную женщину.

При амниографии контрастное вещество вводят в полость амниона. При этом получается четкое изображение плаценты. Однако для определения расположения плаценты этот метод не пригоден потому, что до чресбрюшинного амниоцентеза, во время которого вводят контрастное вещество, необходимо знать локализацию плаценты.

— Большой вклад в определение локализации плаценты вносит исследование методом изотопной плацентографии. В последнее время для этого применяют ^{99m}Tc и ^{113m}In . Короткий период полураспада указанных изотопов дает возможность получить убедительные результаты: 90—99% правильных заключений. В последнее время количество ошибочных результатов радиоизотопной плацентографии составляет около 3% (Rosenthal, 1967; Aires et al., 1969; Burdine, Werch, 1969; Hickl et al., 1970; Gráf et al., 1970). Кроме того, лучевая нагрузка на плод (4—11 мрад), и на беременную (4—35 мрад) значительно ниже, чем при рентгенологическом исследовании (Hickl et al., 1970).

— Термография представляет собой метод, при котором по изменению температуры поверхности тела определяют интенсивность кровоснабжения исследуемой области. Однако для определения локализации плаценты этот метод имеет практическое значение лишь при ее расположении на передней стенке матки (Birnbbaum, Kliot, 1965; Täger, 1970). Правильные результаты получают почти в 50% (Johnson et al., 1966; Reynolds et al., 1967). Täger (1970) сообщает, что из 42 обследованных женщин лишь у 12 результат исследования был правильный.

17.1. ОДНОМЕРНОЕ ИЗОБРАЖЕНИЕ ПЛАЦЕНТЫ

Для определения расположения плаценты ультразвуковым методом впервые использовали одномерное изображение Mizuno и соавт. (1965), Kratochwil (1966). Несмотря на то что Kratochwil в более поздней работе (1968) приводит высокий процент правильных заключений (97,4%), этот метод в последнее время находит относительно небольшое применение из-за трудностей, связанных с интерпретацией результатов. Диагноз ставится следующим образом. За отражениями от передней брюшной стенки следует область с отражениями небольшой амплитуды, заканчивающаяся сигналами высокой амплитуды. Эта амплитуда соответствует границе между плацентой и околоплодными водами, а зона без отражений — толщине плаценты.

17.2. ДВУМЕРНОЕ ИЗОБРАЖЕНИЕ ПЛАЦЕНТЫ

Значительно больший вклад в уточнение локализации плаценты внесла методика получения двумерного изображения. Еще в 1964 г. этот способ (правда, безуспешно) пытался использовать Sundén. Первым выполнил комплексную ультразвуковую плацентографию и получил ее двумерное изображение Gottesfeld (1966).

Ультразвуковое изображение плаценты может быть нескольких видов:

— Отражения сливаются в одну линию, либо ровную, либо слегка выпуклую по направлению к полости матки. Между этой линией и стенкой матки расположена зона без отражений. Она образуется в результате синтеза отражений от хориальной пластины. Эта типичная картина чаще всего наблюдается на передней стенке матки.

— Многочисленные внутренние отражения, заполняющие всю толщину плаценты, образуются от ее внутренних структур. По сравнению с полостью матки плацента не резко ограничена. Такая экологическая картина наблюдается чаще всего при расположении плаценты на задней стенке матки и в ранние сроки беременности.

— Эхотомографическая картина представляет собой комбинацию двух предыдущих изображений. Часто отражения от внутренних структур резко ограничены линией в направлении к полости матки.

Изображение плаценты зависит не только от ее расположения, но также от типа прибора, с помощью которого проводится исследование, и регулировки его чувствительности. Так, изображение хориальной пластины получается при более низких величинах усиления, а внутренних структур плаценты — при более высоких. При очень высоких величинах усиления количество отражений так велико, что они сливаются и их нельзя дифференцировать от соседних структур — стенки матки и плода.

Для получения с помощью ультразвука изображения плаценты и интерпретации данных исследования требуется опыт. Это обычно более сложно, чем получение изображения головки. Изображение плаценты можно получить уже начиная с 9-й недели, однако оно более отчетливое с 14-й недели беременности. Лучше всего изображение плаценты получается в период физиологического гидрамниона или при полигидрамнионе. В последние месяцы беременности, когда плод заполняет полость матки так, что остается лишь небольшое пространство между ним и стенкой матки, получение изображения плаценты представляет наибольшие трудности. Для этого необходимо найти зону без отражений, соответствующую

месту, где хориальная пластина граничит со свободной околоплодной жидкостью.

При исследовании сначала производят эхотомограммы в продольной, а затем в поперечной плоскостях с интервалом 1—2 см. В области ребер тела матки легче определить расположение плаценты при проведении исследования в поперечных плоскостях, а нижний полюс ее изображения — в продольных плоскостях. При одновременном расположении плаценты на передней и задней стенках матки заключение дают на основании результатов комбинированного исследования в обеих плоскостях. После выявления наибольших размеров изображения и определения границ плаценты в обеих плоскостях уточняют ее расположение. Некоторые авторы (Gottesfeld et al., 1966) считают, что при эхотомографии невозможно получить изображение плаценты, расположенной на задней стенке матки. В таких случаях заключение дается путем исключения структуры.

Дальнейшее развитие ультразвуковой диагностики показало, что и при расположении плаценты на задней стенке матки можно получить ее изображение (Donald, Abdulla, 1968; Sundén, 1970). При использовании ультразвука соответствующей частоты и правильно подобранном усилении сигналов мы не обнаружили принципиальных диагностических трудностей (Cech et al., 1973). В отличие от исследований при других локализациях плаценты, когда мы чаще используем датчик с частотой 5 МГц, при локализации ее на задней стенке матки целесообразнее всего применить датчик с частотой 2 МГц.

В некоторых случаях источником диагностических трудностей становятся отражения от мышечных слоев в передней брюшной стенке, от которых при эхотомографии в продольной плоскости можно получить изображение в виде линии, имитирующее хориальную пластину. Исследование в поперечной плоскости позволяет получить лучшую топографическую ориентацию и исключить ошибку. Большой жировой слой передней брюшной стенки также может обусловить появление многочисленных отражений, имитирующих паренхиму плаценты, расположенной на передней стенке матки. Однако достаточно уменьшить усиление сигналов и исследовать поверхностные слои, чтобы определить их ориентацию по отношению к симфизу, как место расположения плаценты становится очевидным. Иногда полученное изображение конечности в плоскости ее продольной оси может имитировать линию плаценты. В таких случаях дифференциальная диагностика проводится по данным исследования в плоскости, перпендикулярной к предшествующей.

Ультразвуковая плацентография является надежным методом при правильной интерпретации изображения. Для оценки точности методики Gottesfeld предложил следующие контрольные критерии.

— Пальпаторный контроль после рождения плода без применения препаратов, тонизирующих матку. При этой проверке плацента должна быть в прикрепленном состоянии, ее нельзя отслаивать.

— Данные, выявленные при кесаревом сечении.

— Оценка результатов при амниоцентезе (действительна лишь при расположении плаценты на передней стенке матки).

Учитывая надежность метода изотопной плацентографии, его также можно считать контрольным критерием.

Надежность метода колеблется от 92% (Kohorn et al., 1969) до 98% (Gottesfeld et al., 1966; Schlensker, 1971; Martin et al., 1973). В наблюдавшейся нами группе из 106 исследованных беременных правильные заключения были получены в 96,7% (Cech et al., 1973).

17.3. ИССЛЕДОВАНИЕ ПЛАЦЕНТЫ ПРИБОРАМИ, РАБОТАЮЩИМИ НА ОСНОВЕ ЭФФЕКТА ДОППЛЕРА

Другая методика ультразвукового исследования для определения локализации плаценты основана на работе приборов, в которых применен эффект Доплера. Приводятся различные данные о надежности этой методики. Wood и соавт. (1970) указывают лишь 56% правильных результатов, а R. E. Brown (1971) — 96%. В среднем данные, приводимые в литературе, колеблются от 86 до 95% (Bishop, 1966; Wever, Stockhausen, 1967; Pystynen et al., 1968; Zák et al., 1973). Различия в результатах зависят, с одной стороны, от разного технического состояния приборов и использованной частоты, с другой — от интерпретации акустических феноменов. Технике исследования этим методом и интерпретации получаемых данных в этой книге посвящена самостоятельная глава (см. 9.2.4).

17.4. ОСНОВНЫЕ ПОКАЗАНИЯ К УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ПЛАЦЕНТОГРАФИИ

17.4.1. Кровотечение при беременности

Оно является основным показанием к проведению ультразвуковой плацентографии, особенно во второй половине беременности. В этом периоде плацента может быть причиной кровотечения.

Предлежание плаценты

Граница плаценты в нижнем сегменте матки лучше всего определяется по изображению, полученному при исследовании в продольных плоскостях. При исследовании в поперечных плоскостях (Robinson, Garget, 1970) не получили данных, необходимых для ориентировки в топографии плаценты.

Исследование проводится только при полном мочевом пузыре. При этом легче выявить топографические соотношения и добиться некоторого смещения кверху нижнего сегмента матки. Важно определить соотношение между плацентой и предлежащей частью. При получении изображения placenta praevia не отмечается диагностических трудностей. Более сложная ситуация создается при placenta praevia posterior, особенно при ее краевой форме и при низком расположении. В этом случае иногда нужно выдвинуть предлежащую головку, чтобы образовалось пространство для околоплодной жидкости, которая будет способствовать лучшему выявлению нижней границы плаценты. Этой проблемы нет при тазовом предлежании или при поперечном положении.

При placenta praevia centralis изображение расположено каудально от предлежащей части и закрывает нижний сегмент матки по всему сечению. Для диагностики низко расположенной плаценты ориентируются по области plica vesicouterina, изображение которой получается при наполненном мочевом пузыре. При предлежании плаценты очень важно получить также изображение плода и определить его положение. Чаще всего положение плода неустойчиво и предлежащая часть расположена высоко над входом в малый таз. При контрольных исследованиях повторно определяется изменение положения плода. Нередко плод расположен поперечно или находится в тазовом предлежании.

Schlensker (1972) установил, что каждое четвертое поперечное положение плода и каждое 62-е тазовое предлежание связаны с предлежанием плаценты.

При получении изображения *placenta praevia* необходимо провести повторное исследование, если это возможно по условиям течения беременности. Было установлено, что локализация плаценты часто меняется, прежде всего в краниальном направлении. В этих случаях иногда можно избежать оперативного вмешательства при родах. Гипотезу о возможности изменения места расположения плаценты подтвердил с помощью ультразвукового исследования King (1973).

Преждевременная отслойка плаценты

При выявлении с помощью ультразвука этой патологии интерпретация данных зависит от степени отслойки плаценты и ее локализации. Начальную фазу отделения диагностировать ультразвуковым методом пока еще невозможно. При центральном отделении плаценты небольшой слой крови не дает изолированного изображения — отражения от него сливаются с отражениями от внутренних структур плаценты. При изменении места отделения плаценты определяется некоторое увеличение ее толщины, однако не такое равномерное, как при водянке плаценты (Herschlein, 1970). При постепенно усиливающемся кровотечении между плацентой и стенкой матки образуется зона без отражений, соответствующая ретроплацентарной гематоме. При краевом отделении более четко определяется изображение плацентарного контура, отделяющегося от стенки матки, причем возникшая зона без отражений сливается с изображением полости матки. Эта картина постепенно становится более четкой (Sech et al., 1973).

17.4.2. Амниоцентез

Трансабдоминальный амниоцентез является все более частой процедурой в современной акушерской практике. Для его точного проведения необходимо знать расположение плаценты. Одновременно с определением локализации плаценты уточняют положение плода, чтобы можно было произвести амниоцентез без осложнений (Sech et al., 1972, Krikal et al., 1973).

Для безопасности амниоцентеза были сконструированы специальные датчики, с помощью которых можно наблюдать за выполнением процедур (Bang, Northved, 1972). В таких датчиках имеется отверстие для проведения пункционной иглы. На осциллокопе можно видеть иногда изменение положения плода во время проведения амниоцентеза.

Под контролем ультразвукового исследования можно также произвести чрезматочную внутрибрюшинную трансфузию плоду (Abramovski, Koresky, 1971; Hansmann, Lang, 1972). При этом получают изображение не только брюшной полости плода в соответствующем сечении, но и трансфузионной иглы во время ее введения.

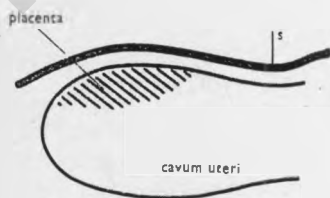
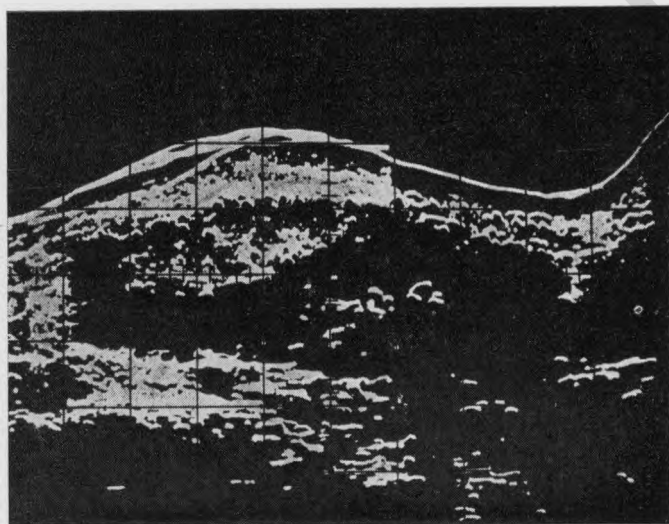
17.4.3. Измерение плаценты

Постепенное усовершенствование техники получения изображения плаценты с помощью ультразвукового метода дало возможность измерять ее толщину. Исследование проводится таким образом, что после

установления места прикрепления плаценты отыскивается участок, где она имеет наибольший размер, который и определяется. Измерить толщину плаценты можно точнее при получении изображения лишь хориальной пластины. Если от плаценты регистрируются многочисленные отражения, то в месте ее прикрепления они сливаются с изображением стенки матки. Поскольку при измерении плаценты одновременно измеряется и стенка матки, то затем от полученного результата отнимают эмпирически полученную величину толщины стенки матки 0,8—1 см. (Holländer, Mast, 1968). Плацента характеризуется типичной кривой роста. Начиная с 5-го месяца ее толщина непрерывно растет до середины 9-го месяца. К этому сроку рост плаценты останавливается, и до родов можно наблюдать уменьшение ее толщины. Во время родов плацента имеет толщину 3,6—3,8 см (после вычета толщины стенки матки).

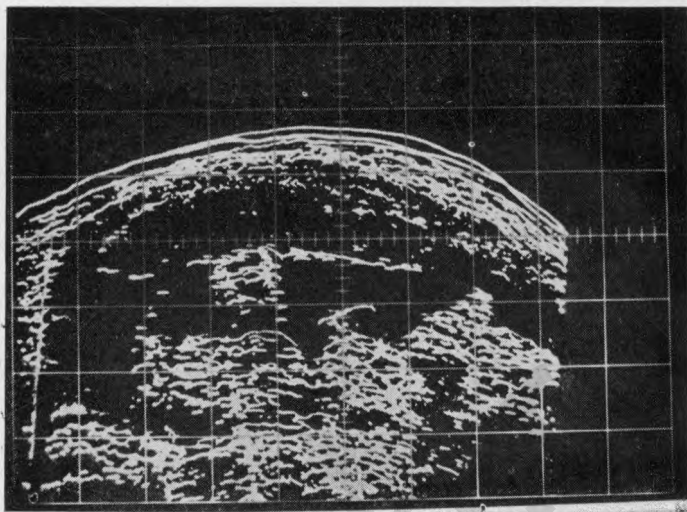
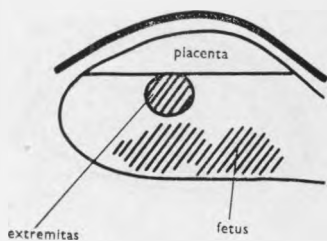
Величина плаценты, определенная по данным эхометрии внутриутробно, в среднем на 40% больше, чем измеренная при родах. Это связано с обильным внутриматочным кровоснабжением плаценты, которое увеличивает ее объем, причем самую большую долю его составляет материнское кровообращение.

Измерение толщины плаценты имеет практическое значение при некоторых патологических ситуациях. Особенно необходимо наблюдение за

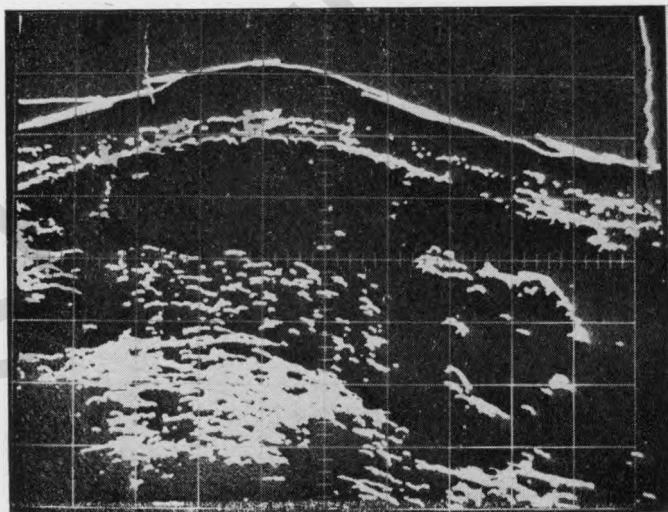
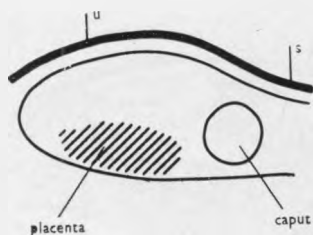


122. Плацента расположена на передней стенке матки и видны многочисленные отражения от нее.
Lm; 1:3; 5 МГц.

толщиной плаценты при резус-несовместимости (Holländer, Mast, 1968; Hofmann, Holländer, 1968). Если плацента толще на 0,5 см, чем в норме, указанные авторы рекомендуют повторное исследование. Если же разница больше чем 1—1,5 см, они считают, что беременность следует прервать. При водянке плаценты толщина плаценты достигает 6 см и более. В этих случаях гидронические изменения плода определяются по контуру головки. Hofmann и Holländer (1968) диагностировали асцит у плода. Данные измерения плаценты с помощью ультразвукового метода

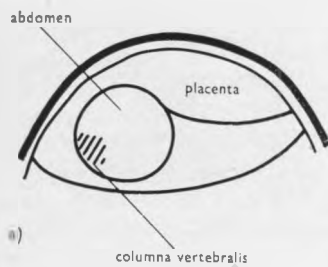
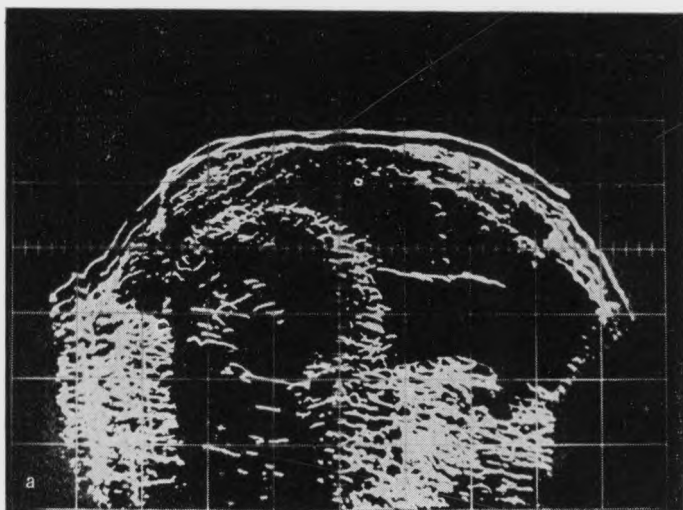


123. Плацента расположена на передней стенке матки. Хоримальная пластинка представлена отражениями в виде прямой линии. L 3 dx; 1:3; 5 МГц.

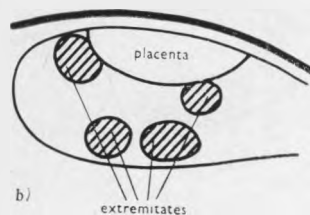
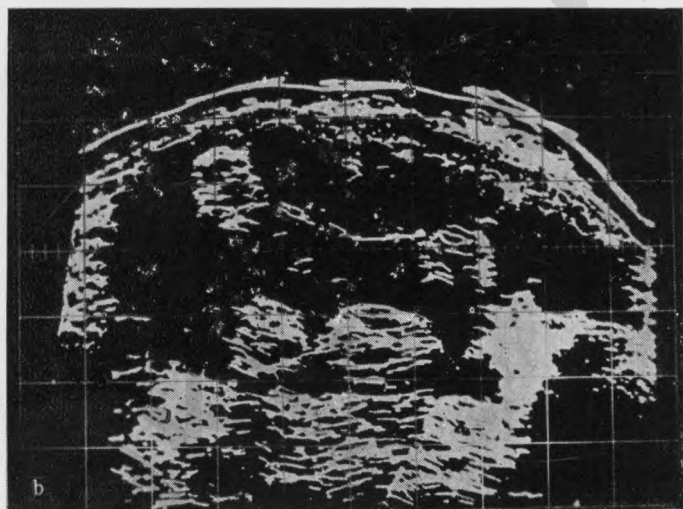


124. Плацента расположена на задней стенке матки. L 4 sin; 1:2; 2 МГц.

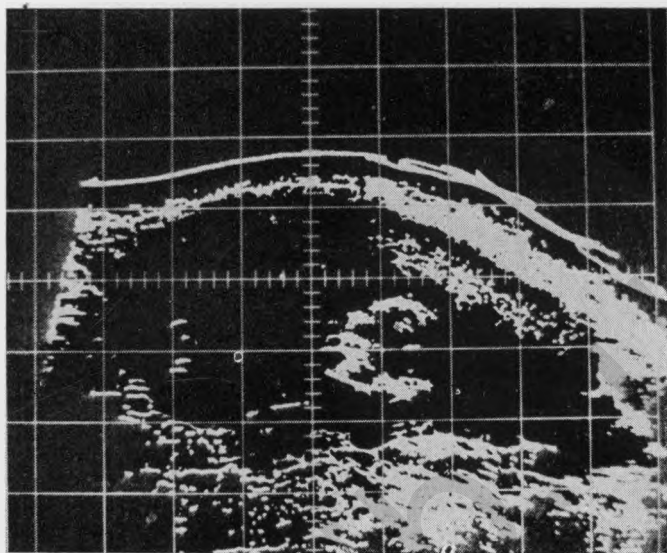
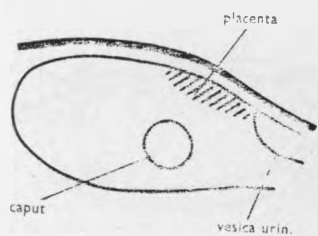
облегчают диагностику тяжелых форм резус-несовместимости. Совершенный метод измерения плаценты разработали Hellman и соавт. (1970). Они измеряли объем плаценты и наблюдали за его изменением во время беременности. Условием для проведения таких измерений является получение четкого изображения плаценты, объем которой можно определить расчетным способом. Несмотря на точность этого метода он не используется на практике. Однако он имеет несомненное значение для изучения физиологических аспектов этого вопроса (рис. 122—131).



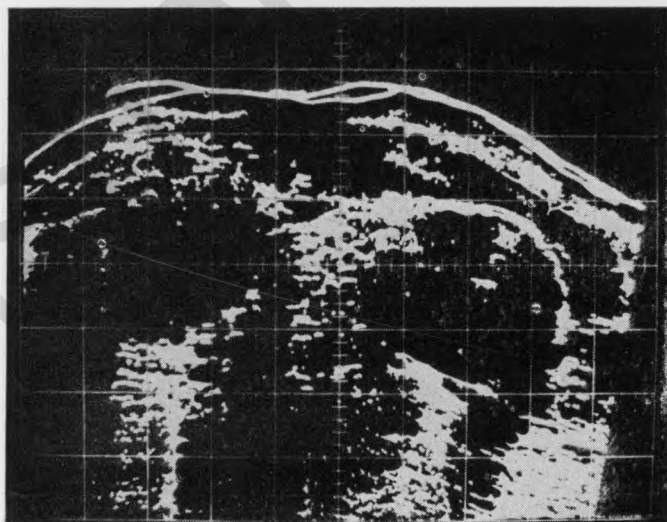
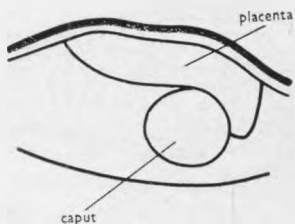
125. Взаиморасположение плода и плаценты.
 а — плацента расположена на передней стенке матки слева. Плод, туловище которого представлено в сечении, прилегает спинкой к правому ребру матки. Т u/1; 1:3; 5 МГц;



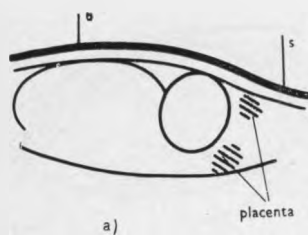
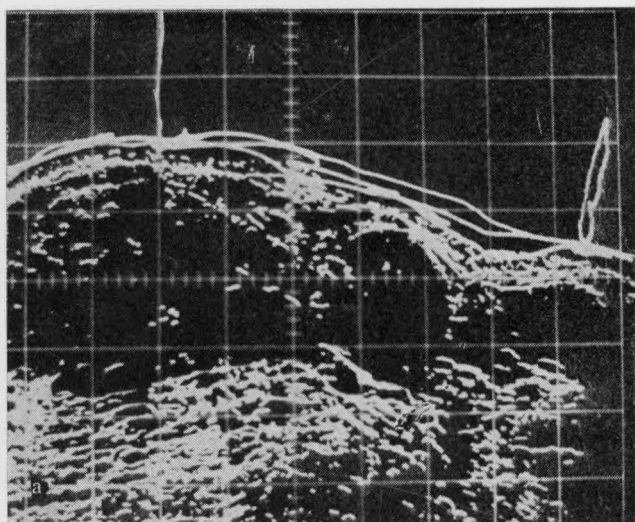
б — изображение плаценты и мелких частей плода. L 4 см; 1:3; 5 МГц.



126. Низкое предлежание плаценты.
 Нижний полюс плаценты расположен в области plica vesico-uterina. L 3 dx; 1:3; 5 МГц.

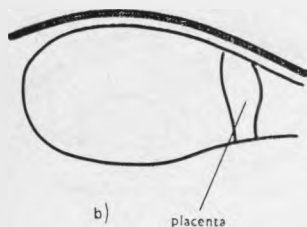
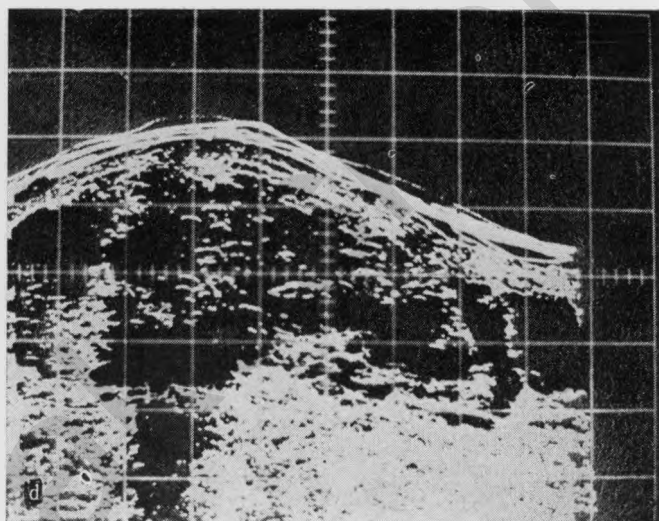


127. Частичное предлежание плаценты.
 Продольное положение плода, головное предлежание, плацента расположена на передней стенке матки впереди от головки. Lm; 1:3; 5 МГц.

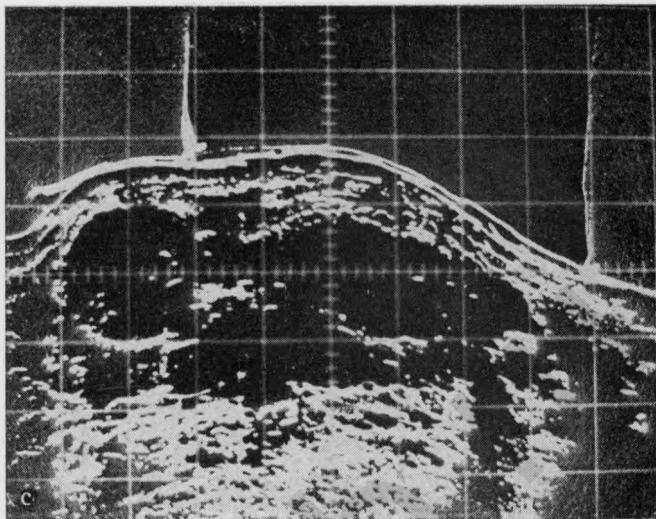
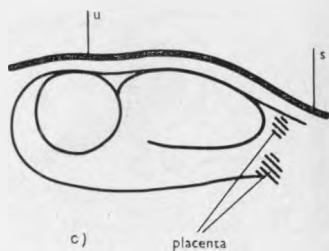


128. Центральное предлежание плаценты.

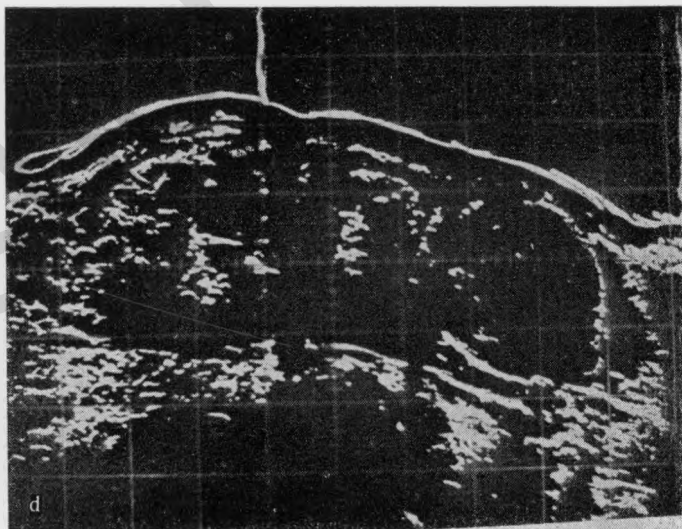
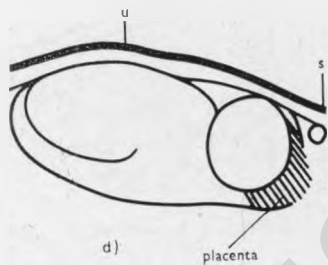
а — продольное положение, головное предлежание плода на 25-й неделе беременности. Головка расположена высоко над входом в таз, изображение плаценты нечеткое. L 3 dx; 1:3; 2 МГц;



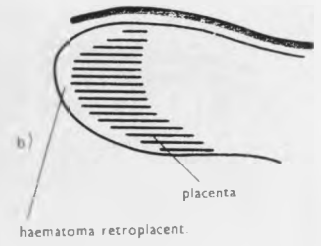
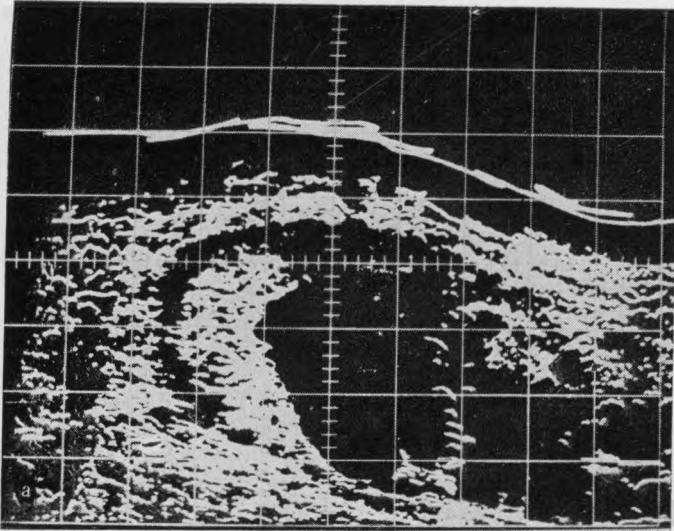
в — то же наблюдение. Эхотомограмма выполнена в другой плоскости. Изображение плаценты четкое, а плода — нечеткое. L 2 sin; 1:3; 2 МГц;



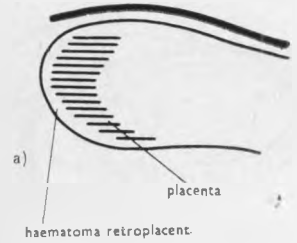
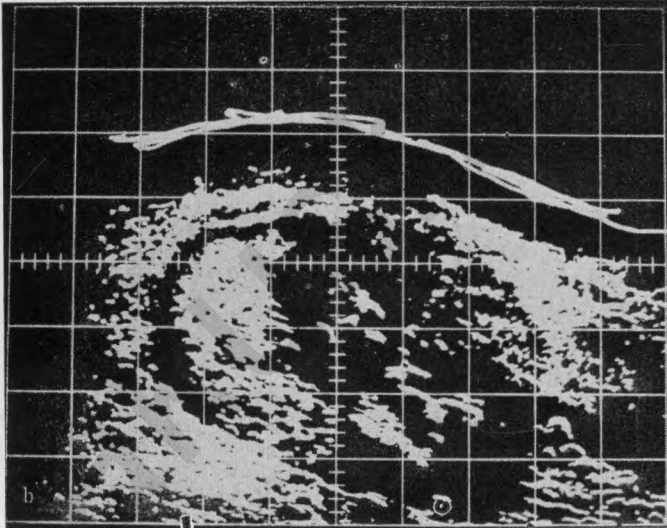
c — то же наблюдение. Исследование проведено через 14 дней -- продольное тазовое предлежание плода. L 2 dx; 1:3; 2 МГц;



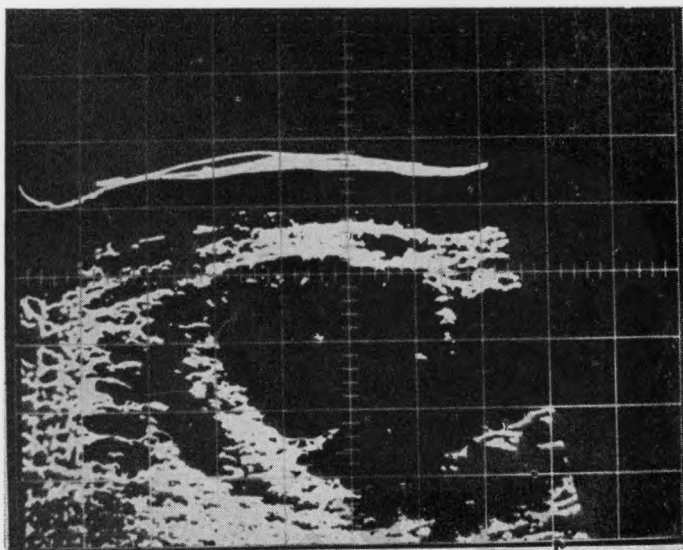
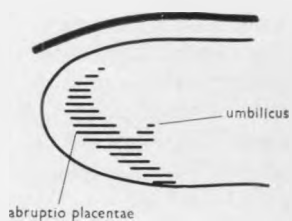
d — то же наблюдение. Исследование проведено на 35-й неделе беременности — плод вновь располагается в продольном положении, головном предлежании, четкое изображение плаценты, выявляется впереди от головки плода, Lm; 1 : 3; 2 МГц.



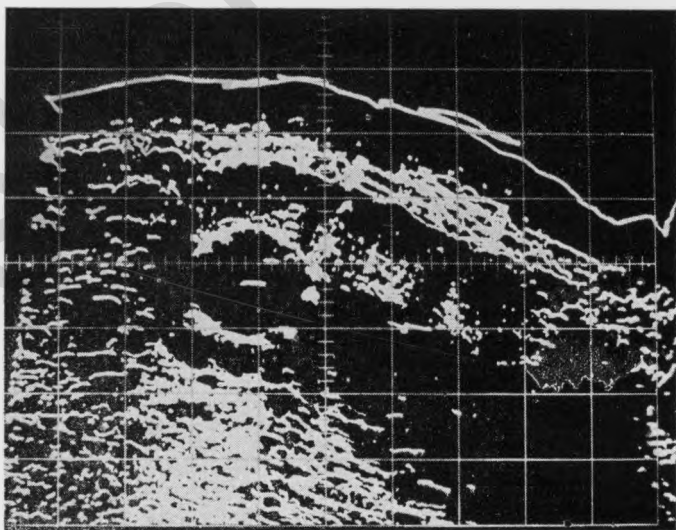
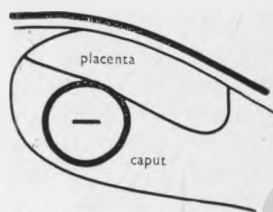
129. Преждевременное отделение плаценты.
 а — изображение плаценты в области дна матки, она несколько отделена от его контура. L 3 см; 1:3; 5 МГц;



б — то же наблюдение. Исследование проведено через 2 ч — увеличилась ширина изображения плаценты и количество отражений от нее. L 3 см; 1:3; 5 МГц.



130. Преждевременное отделение плаценты.
Изображение плаценты определяется в области задней стенки и дна матки. Отмечается выраженное отдаление плаценты от указанной стенки и дна матки. L 3 dx; 1:3; 2 МГц.



131. Водянка плаценты и плода.
Беременность 29 нед. резус-несовместимость. Изображение плаценты расширилось, контур головки нечеткий, отражения представлены широкой линией. L 4 dx; 1:3; 5 МГц.

18. Диагностика мертвого плода

Своевременное распознавание неблагоприятного течения беременности и смерти плода важно для выбора тактики акушерской помощи. Диагностические возможности ультразвукового исследования в первом триместре беременности описаны выше (см. 10. 1. 3). В следующие периоды беременности критерии для определения мертвого плода ультразвуком несколько иные.

Методы исследования, с одной стороны, направлены на то, чтобы зарегистрировать жизненные функции плода, прежде всего сердцебиение, а с другой — на выявление изменений формы и положения плода, постепенно наступающих после его смерти. К первой группе методов относится электрокардиография плода. Нон, Hess (1960) в 97% наблюдений ставили по данным ЭКГ правильный диагноз при определении жизни плода в течение двух периодов беременности — от 18-й до 24-й недели и от 33-й до 40-й недели. От 25-й до 32-й недели надежность метода составила лишь 50%. Подобные же результаты приводят Srp и Kravka (1970).

Регистрация сердечной деятельности плода проводится ультразвуковыми приборами, работающими на эффекте Доплера. Этот метод дает в 1—5% наблюдений ложноотрицательные результаты, когда не удается зарегистрировать сердцебиение живого плода (Callagan et al., 1974; Bishop, 1966; Vang, Holm, 1968). R. E. Brown (1968) получил лишь у одной из 153 обследованных женщин правильный отрицательный результат. В период от 8-й до 12-й недели беременности имеют значение прежде всего положительные данные о сердечной деятельности плода. Отрицательный же результат, полученный в этом периоде, ненадежен.

К этой группе исследований относится также регистрация сердечной деятельности плода с помощью двумерного (B) изображения на приборе Vidoson. Если при исследовании области грудной клетки не регистрируется сердцебиение плода, то это важный признак его смерти (Holländer, 1972).

Среди методов получения изображения плода наиболее разработан рентгенологический (Saidl, 1937). Начиная с 20-х годов описано более двадцати рентгенологических признаков, по которым определяют, что плод мертвый. Однако не все эти признаки оказались характерными, и постепенно взгляды на их диагностическую ценность изменились. Donat и Heinz (1972) считают, что наиболее часто определяется признак Спалдинга, выявляемый в области головки. Его обнаруживали в 53% наблюдений. Частота остальных симптомов (каждого в отдельности) не превышала 40%. Gottesfeld (1970) считает, что признак Спалдинга определяется лишь в 12—22% наблюдений. Некоторые рентгенологические признаки, по мнению этого автора, являются очень поздними (декальцинация, спадение грудной клетки), и их можно выявить лишь спустя 4 и даже 6 нед после смерти плода.

Методика фотографии несколько улучшила рентгенологическую диагностику мертвого плода, так как при этом можно получить более четкое изображение деталей его измененных контуров. Однако эта методика еще недостаточно разработана (Agüero, Zigelboim, 1970).

О возможности ультразвуковой диагностики мертвого плода по его двумерному изображению впервые упомянул Gottesfeld (1965). Подробнее эта методика была им разработана к 1970 г.

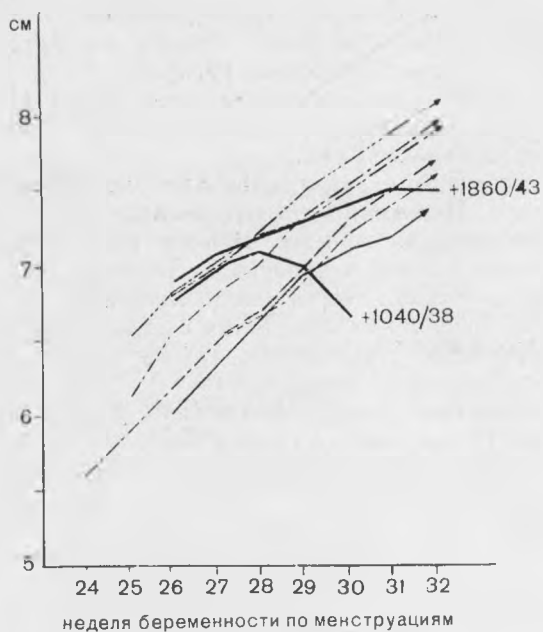
Главные признаки мертвого плода определяются при ультразвуковом исследовании в области головки. Изменения, развивающиеся после смерти плода, обусловлены несколькими причинами. Прежде всего увеличивается проницаемость его мягких тканей и происходит регрессия белков. При этом околоплодные воды проникают через эпидермальный слой под кожу, и мягкие ткани отекают. Указанные изменения в тканях приводят к заметному изменению акустического импеданса. Кроме того, в связи с отеком мягких тканей увеличивается толщина их слоев.

При ультразвуковом исследовании можно обнаружить ранние признаки смерти плода. Уже через 12 ч после его смерти изображение головки становится нечетким, а постепенно — более широким. Иногда контур головки сдвоенный. Эту картину французские исследователи считают характерной и сравнивают ее с рентгенологическим признаком сияния Дейля (Gillet et al., 1970; Weil et al., 1971). Однако к признакам отечности головки нужно относиться очень осторожно, так как они могут наблюдаться и при живом плоде. Прежде всего признаки отечности головки плода отмечаются при тяжелых изменениях, связанных с резус-несовместимостью (Hofmann et al., 1967) или при диабете у беременной (Gottesfeld, 1970). Однако в этих ситуациях можно определить сердцебиение плода, а при резус-несовместимости отмечается и увеличение изображения плаценты вследствие ее отека. Признаки отека тканей обнаруживают также и в области грудной клетки, а в тяжелых случаях жидкостью заполнена и брюшная полость плода (Hofmann, Holländer, 1968).

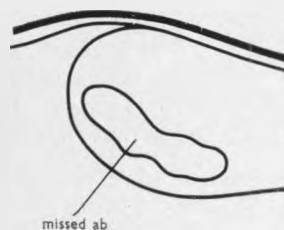
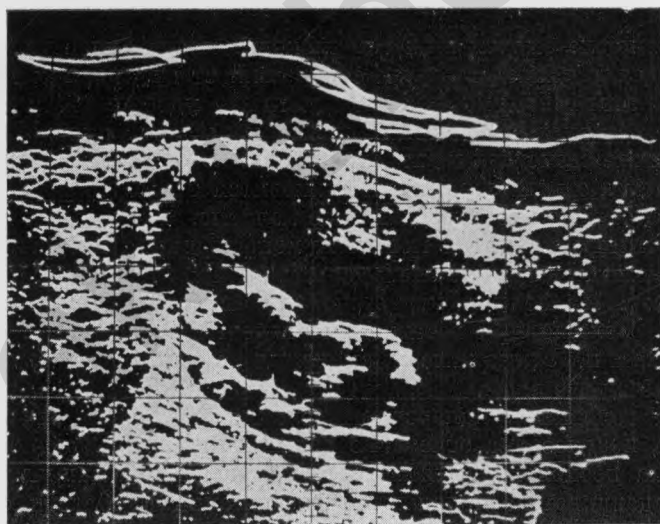
В первые 2 дня после смерти плода происходит постепенное увеличение числа беспорядочно расположенных отражений от внутренних структур головки. Центральное отражение иногда имеет удвоенный вид, однако его четкость постепенно убывает, и оно перестает определяться среди многочисленных беспорядочных отражений. В области туловища неравномерно расположенных отражений становится также больше, а по контуру грудной клетки можно определить ее коллапс. Через 2 дня после смерти плода постепенно начинает меняться конфигурация изображения головки как следствие внутричерепных осмотических изменений и регрессивных процессов. На ее конфигурацию влияет давление извне, которое значительно больше при вставлении головки в таз, чем при ее свободном предлежании. Указанные изменения происходят быстрее, если отошли околоплодные воды.

Вначале форма головки в поперечном сечении несколько плоская, иногда квадратная, позднее она отчетливо асимметричная. Свободно расположенная головка несколько вытягивается в продольном направлении и при сильном надавливании появляются деформации в области свода черепа (Sech et al., 1972). Позднее головка становится неправильной формы и с трудом можно получить ее изображение.

Для постановки диагноза смерти плода ультразвуковым методом следует проводить повторные исследования. С их помощью можно установить как прекращение роста головки (рис. 132), так и динамику регрес-

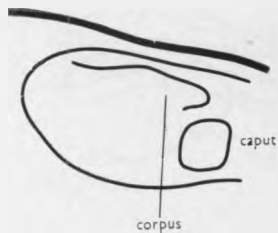


сивных изменений ее формы. Изменения формы головки при ультразвуковом исследовании обнаруживают раньше, чем при рентгенологическом. Деформация изображения головки в области швов на эхотомограмме более заметна, так как на ней получают поперечное сечение головки, в

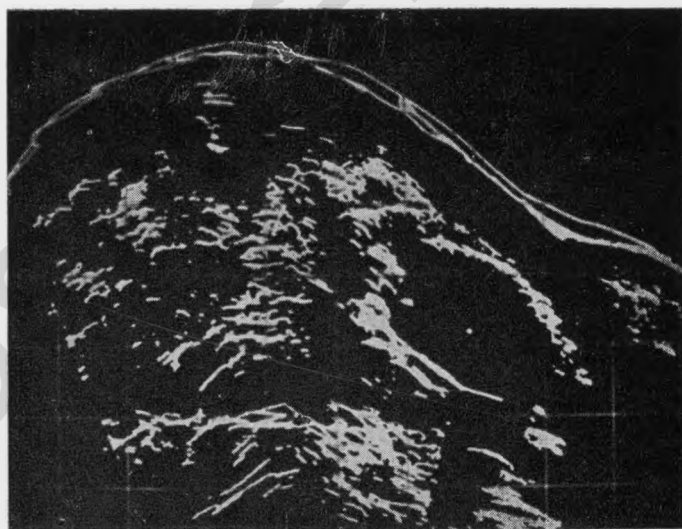


133. Несостоявшийся аборт (missed abortion), IV мес беременности.

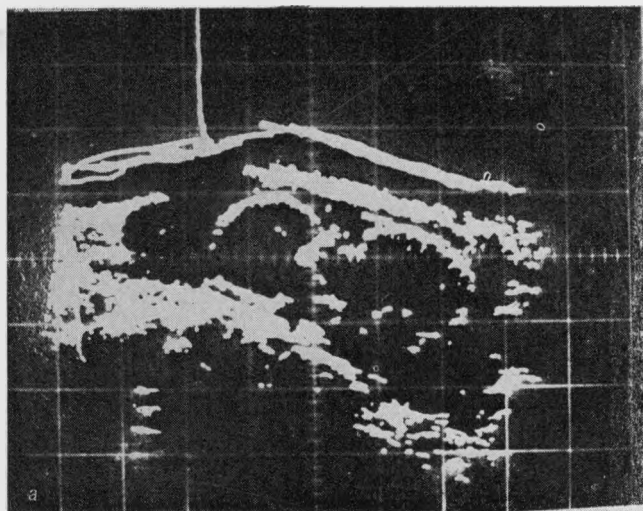
Очертания плода неправильные, нетипичной конфигурации. Получить изображение головки плода не удалось. Lm; 1:2; 2 МГц.



134. Мертвый плод, V мес беременности.
Изображение плода деформировано. Очертания плода имеют атипичную конфигурацию. L 3 dx; 1:2; 2 МГц.

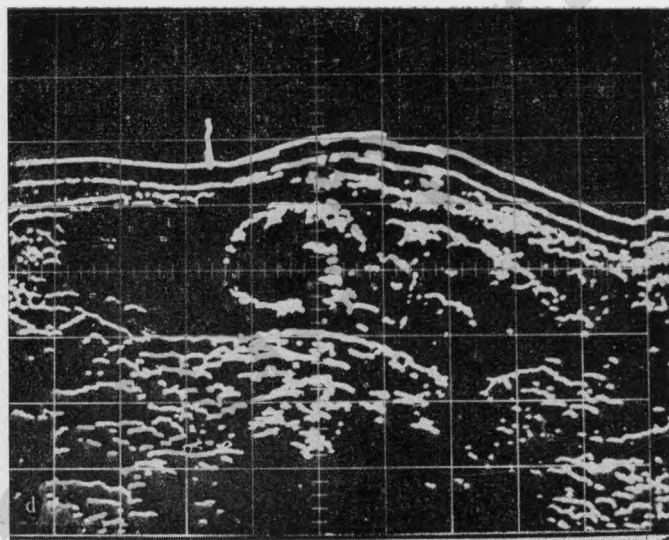


135. Мацерированный плод.
Изображение головки заметно вытянуто и имеет двойной контур. Lm; 1:3; 2 МГц.



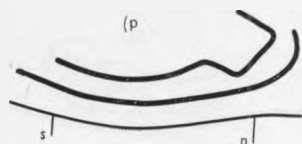
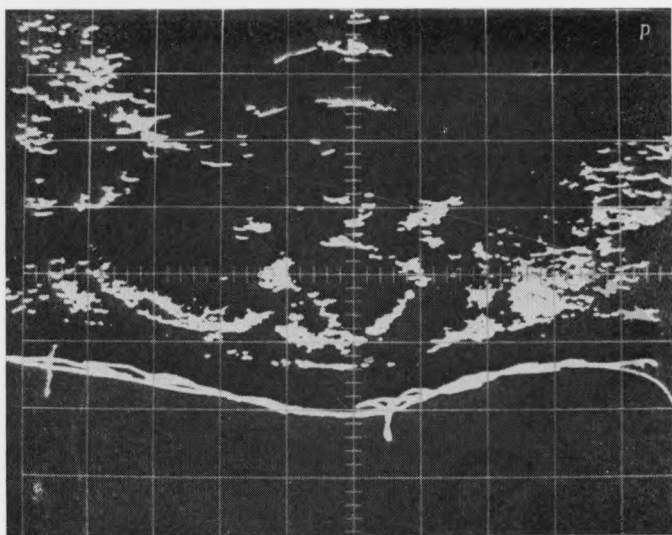
136. Динамика изменений экотомографической картины при отмирании плода.

а — живой плод в продольном положении, тазовое предлежание, VI мес беременности;

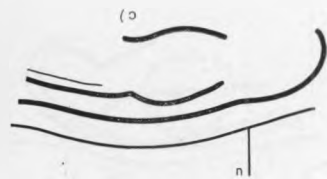
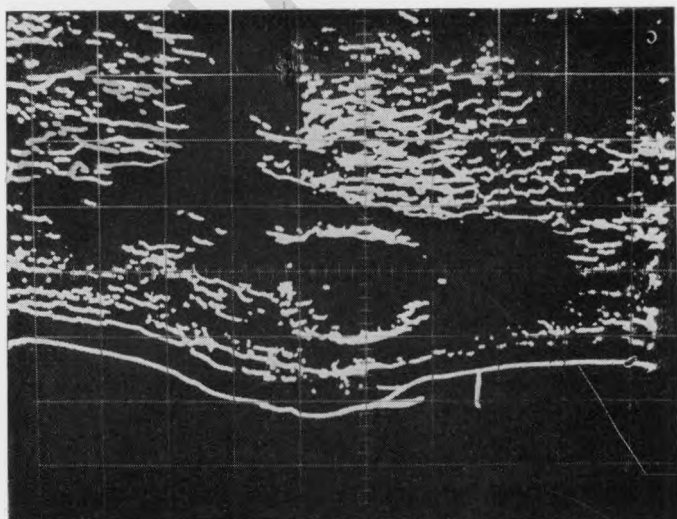


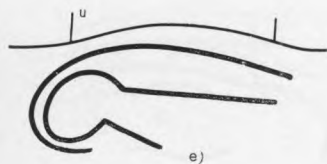
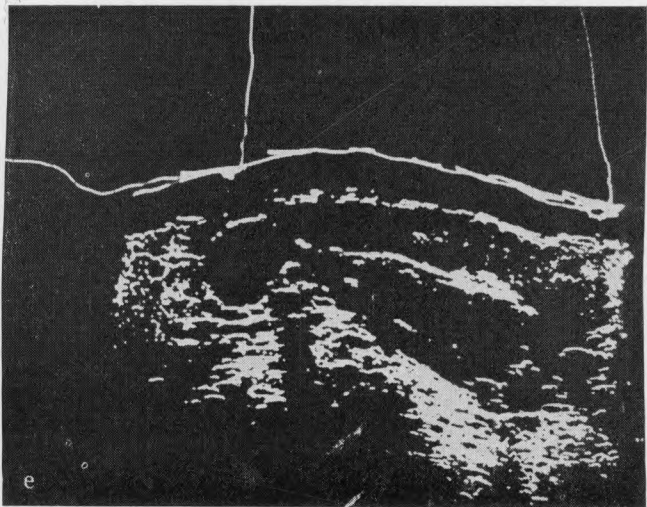
б — тот же плод через 14 дней;

д — деформация миоцита еще более выраженная, дно матки несколько опустилось;

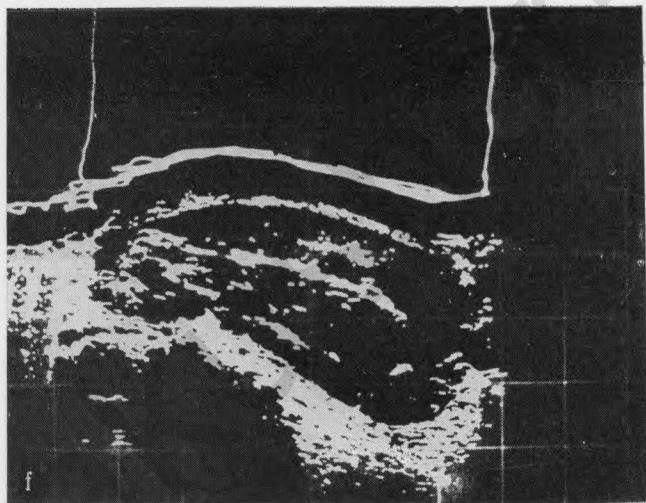


с — через 24 ч после прекращения циркуляции сердечника определяется деформация миоцита в направлении параллели. Сегменты нестенованиа проводятся с воздушным интервалом;

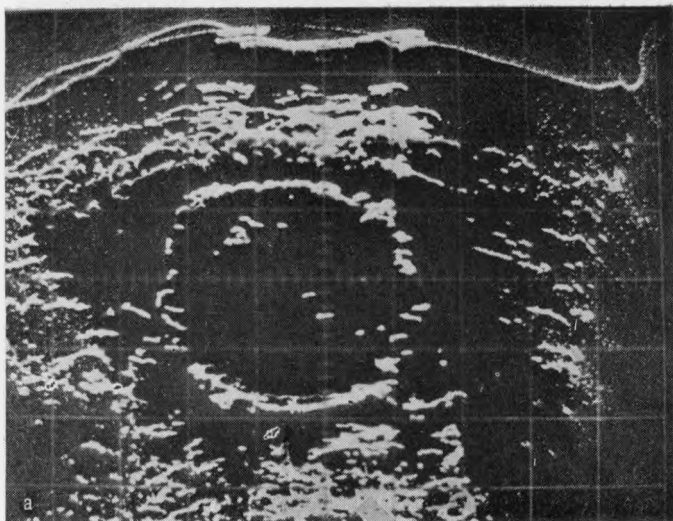
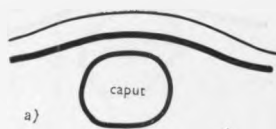




e — головка плода зажата в области дна матки, линия контура тела выпрямляется;

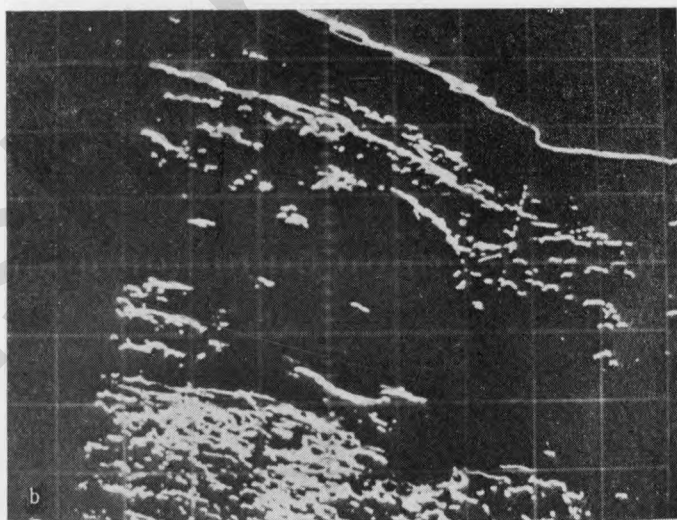
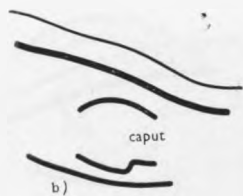


f — дно матки опустилось до уровня пупка, контур плода неровный, изображение головки стертое. L 2 dx; 1:3; 2 МГц.



137. Изменения конфигурации головки мертвого плода на VIII мес беременности.

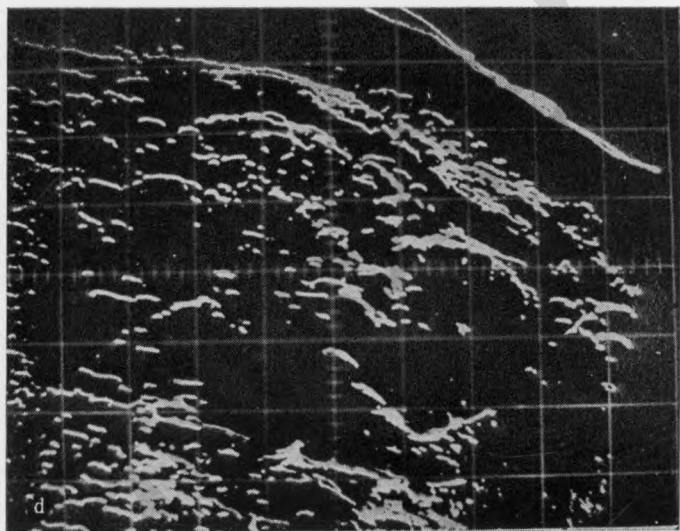
а — изображение плода в поперечной плоскости спустя 24 ч после исчезновения сердцебиения, конфигурация головки приближается к квадратной. Т 6/с; 1:2; 2 МГц;



б — изображение плода в продольной плоскости. Определяется деформация дистальной части головки. Lm; 1:2; 2 МГц;



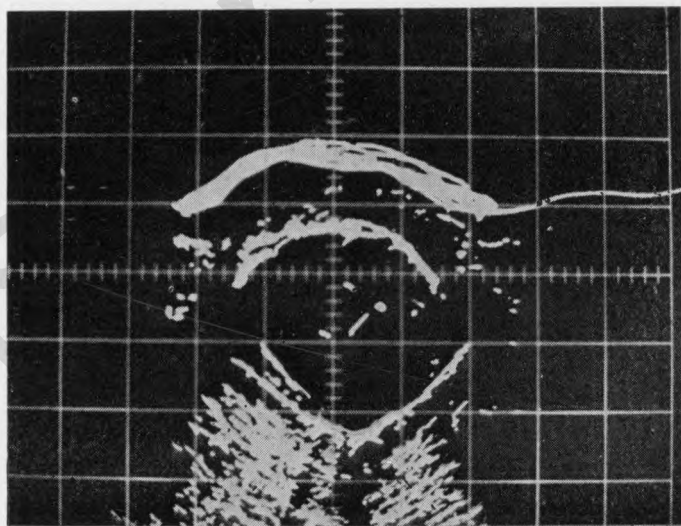
c — диагноз, поставленный через 48 ч. Асимметричная деформация головки плода, уменьшение ее диаметра. Т 6/s; 1:2; 2 МГц;



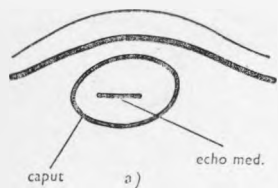
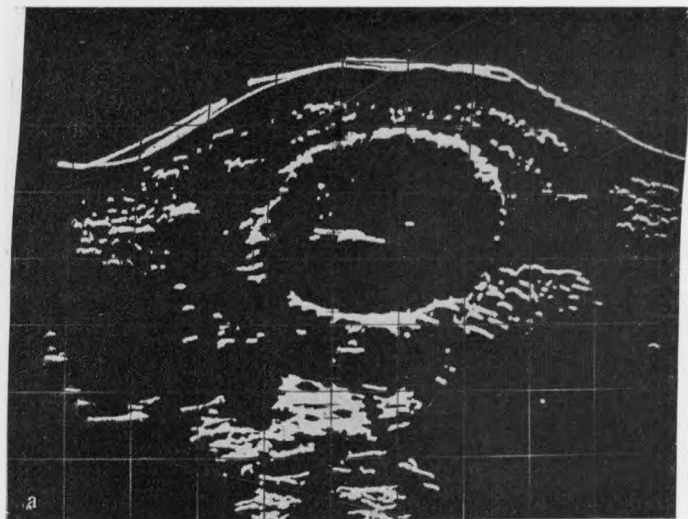
d — то же наблюдение. Исследование выполнено в продольной плоскости. Деформация дистальной части головки стала более выраженной. Lm; 1:2; 2 МГц;



е — обзорная рентгенограмма таза в тот же день после экологического исследования (рис. 137, с, d). Выраженных признаков деформации изображения головки не определяется.

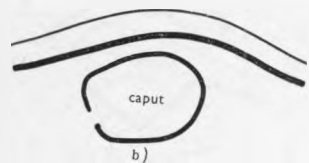
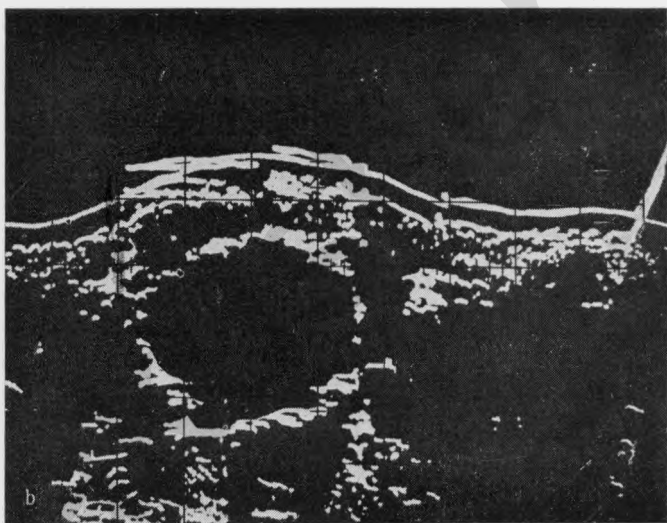


138. Деформация головки в области стреловидного шва.
Т 2/с; 1:3; 2 МГц.

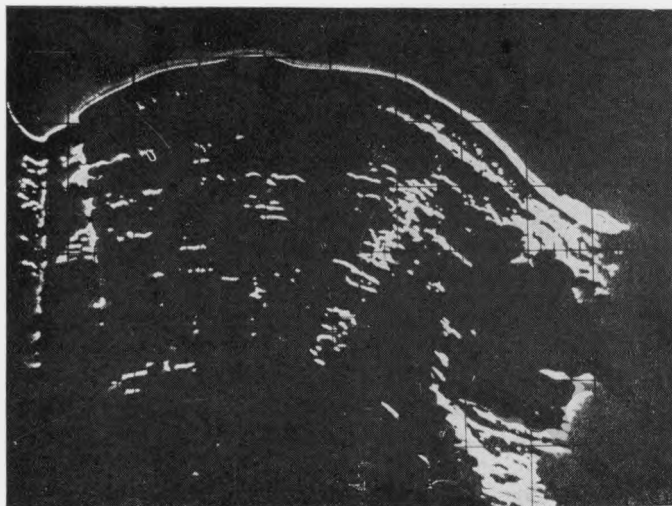
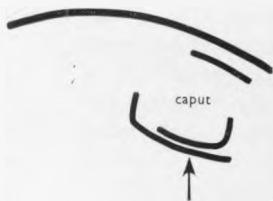


139. Изменения конфигурации головки доношенного мертвого плода.

а — головка плода через 24 ч после исчезновения признаков жизни. Определяется асимметрия изображения, еще отмечается центральное М-отражение. Т 4/с; 1:3; 2 МГц;



б — то же наблюдение через 72 ч. Определяется более четко асимметричная конфигурация головки. Центрального М-отражения уже не отмечается. Т 4/с; 1:3; 2 МГц.



140. Деформация костей черепа при запрокинутой головке (обозначено стрелкой).
L 2 dx; 1:3; 2 МГц.

отличие от рентгеновского снимка, на котором чаще всего определяется ее контур в боковой проекции. Кроме того, с помощью ультразвука получают изображение измененной структуры мягких тканей.

Ультразвуковым методом трудно получить изображение измененной конфигурации мертвого плода. Продольное изображение позвоночника обнаружить практически невозможно. Чаще всего удается определить лишь изображение продольного контура туловища. При небольшом сроке беременности на серии эхотомограмм можно обнаружить постепенное убывание околоплодных вод и приближение стенки матки к плоду. При рентгенологическом исследовании получают более четкое отображение изменения в области позвоночника и нарушение расположения конечностей (рис. 133—140).

19. Аномалия плода

Своевременная пренатальная диагностика значительной аномалии развития плодов, неспособных или малоспособных к жизни после рождения, имеет не только большое прогностическое значение. Выявление аномалии плода дает врачу право при соответствующих условиях преждевременно прервать беременность. Таким образом, можно сократить период беременности, которая чаще всего протекает тяжело. Кроме того, при правильно и своевременно распознанной значительной аномалии плода удается избавить женщину от сложных оперативных вмешательств, проводимых во время родов.

При клиническом обследовании женщины во время беременности аномалии развития плода нередко остаются нераспознанными вплоть до родов. В этих случаях они становятся неприятным сюрпризом как для врача, так и для матери.

Диагностические методы, с помощью которых можно получить изображение плода, используются прежде всего для обнаружения дефектов черепа. Таким классическим методом в этой области является рентгенологический (Saidl, 1937). Убедительные результаты можно получить и при фетографии, при которой изображение аномалий плода определяется более четко (Agüero, Zighelboim, 1970). При исследовании ультразвуком в основном выявляют аномалии черепа. Однако имеются отдельные сообщения о распознавании аномалий развития и в других анатомических областях плода, показывающие перспективные возможности метода. В качестве примеров можно привести пренатальную диагностику поликистоза почек и асцита у плода на 34-й неделе беременности (Garget et al., 1970) или обнаружение перед родами опухоли в брюшной полости плода (Kratowil et al., 1972).

19. 1. АНЭНЦЕФАЛИЯ

В литературе приводятся данные о разной частоте анэнцефалического синдрома (1:2000—20 000 родов — Klaus, 1961). Carter и Roberts (1967) установили, что у женщины при диагнозе анэнцефалического плода при родах или плода со *spina bifida* риск их повторного обнаружения при следующей беременности составляет 1:25, а при наличии в анамнезе двух аномалий — 1:10. Анэнцефалия плода несовместима с его жизнью. При клиническом обследовании она диагностируется лишь во время родов, а при тазовом предлежании распознается после родов. Из-за многоводия, часто сопровождающего этот порок развития плода, пальпация плода затруднена.

Очень низкое содержание эстрогенов в моче беременной подтверждает диагноз анэнцефалии (Kratowil, Schaller, 1971). Оно является следствием нарушенного фетоплацентарного гормонального равновесия. Однако обнаружение только этого факта еще недостаточно для постановки

диагноза анэнцефалии. Brock и Sutcliffe (1972) установили, что при анэнцефалическом синдроме происходит увеличение альфа-фетопротеинов в околоплодных водах от 25-й до 35-й недели беременности. Позже увеличение содержания указанных белков не является показательным. Аналогичные изменения отмечены при развитии плодов со spina bifida.

Ультразвуковую диагностику анэнцефалии у 3 плодов описал Sundén (1964); из них у двух она была ранее диагностирована при рентгенологическом исследовании. Taylor и соавт. (1964) также подтвердили возможность ультразвуковой диагностики анэнцефалии.

Kratochwil (1968) в одном наблюдении поставил этот диагноз при эхологическом исследовании по одномерному изображению. Позже подобные результаты не публиковались из-за трудностей интерпретации одномерного изображения при анэнцефалии. В дальнейшем были описаны некоторые признаки, способствующие диагностике анэнцефалии. Thieme и соавт. (1971) описали единственную в своем роде картину, когда на эхотомограмме в поперечной плоскости было получено изображение обоих глазных яблок, отчетливо выпяченных вперед. Заслуживает внимания и сообщение Campbell и соавт. (1972), распознавших анэнцефалический плод уже на 17-й неделе беременности, после лечения препаратом clomiphen. Это позволило своевременно прервать беременность. Основу для диагностики анэнцефалии составляет прежде всего получение изображения типичного дефекта области черепа. Для диагностики анэнцефалии недостаточно получить данные в плоскостях, перпендикулярных к оси туловища плода (Lüder, 1972). Их интерпретация очень трудна. Кроме того, основание черепа в поперечном сечении на эхотомограмме может имитировать, хотя и не полностью, изображение головки.

Более отчетливые данные получают при эхологическом исследовании в плоскости продольной оси туловища плода. При получении изображения в этой плоскости лучше выявляется дефект черепа. Если ультразвуковая волна, отраженная от неровного основания черепа, рассеивается и его изображение недостаточно четкое, то изображение туловища получается четким. Kratochwil и Schaller (1971) сравнивают конфигурацию полученного изображения с формой торпеды. Такая форма получается потому, что на эхотомограммах не определяется изображение нижних конечностей плода. Однако анализ топографических соотношений, по данным эхотомографии, облегчается, если получено и изображение нижних конечностей. В этом случае легче определить область краниального полюса туловища плода (Cech et al., 1973).

Для диагностики анэнцефалии важными являются эхотомограммы, на которых получено изображение основания черепа. Оно расположено над туловищем в виде тупого клина, иногда асимметрично возвышающегося в области лица. При анэнцефалическом синдроме нередко наблюдается многоводие, хотя это и не обязательно (Abrahamowich, 1971). Плод часто принимает причудливое положение, его конфигурация неправильная. Иногда он как будто стоит на коленях, в других случаях плод с согнутыми нижними конечностями напоминает плывущую лягушку. Изменяющееся положение плода иногда осложняет исследование. Однако именно его неустойчивость дает возможность с помощью надавливания снаружи найти такое положение, при котором удобно проводить исследование.

Синдром анэнцефалии является очень тяжелой аномалией развития плода. Некоторые авторы считают, что его невозможно диагностировать с помощью ультразвука (Gillet et al., 1970).

19.2. ГИДРОЦЕФАЛИЯ

Гидроцефалия — патологическое увеличение черепа, которое может быть в разной степени выражено. Этиология гидроцефалии очень разнообразна. Несмотря на то что имеется ряд клинических признаков этого состояния, его часто обнаруживают лишь во время родов. Особенно трудна диагностика при тазовом предлежании плода, которое наблюдается в $\frac{1}{3}$ всех наблюдений. Очень трудно также поставить клинический диагноз гидроцефалии при большой головке, расположенной в области дна матки.

Интересно отметить, что возможность пренатальной диагностики гидроцефалии плода с помощью ультразвука была использована раньше (Donald, Brown, 1961), чем его применили для исследования детей с этим заболеванием, находившихся в неврологической клинике (Umbach, Kley, 1965). Эхотомограммы, типичные для гидроцефалии, опубликовали Donald (1965, 1968), Thompson (1968), Holländer (1972), Sech (1972). Для того чтобы поставить диагноз гидроцефалии, необходимо прежде всего получить изображение увеличенной головки и точно определить ее размеры в поперечной и продольной плоскостях. Минимальное числовое значение бипариетального размера, при котором можно предполагать гидроцефалию плода при соответствующем сроке родов, составляет 11 см, лобно-затылочного размера — 13 см (Thompson, 1968). Из-за повышенного внутричерепного давления головка имеет шарообразную форму, причем не так отчетливо выражена разница между бипариетальным и лобно-затылочным размерами. Труднее поставить этот диагноз в течение беременности. Головка обычно крупнее, чем она должна быть в соответствии с длительностью аменореи. Эта разница особенно четко определяется при повторных контрольных исследованиях. При динамическом наблюдении заметна также разница в росте головки. У гидроцефалического плода рост головки происходит быстрее. В некоторых случаях получают двойное центральное отражение. Эти два отражения отдалены друг от друга, что соответствует расширенному третьему желудочку.

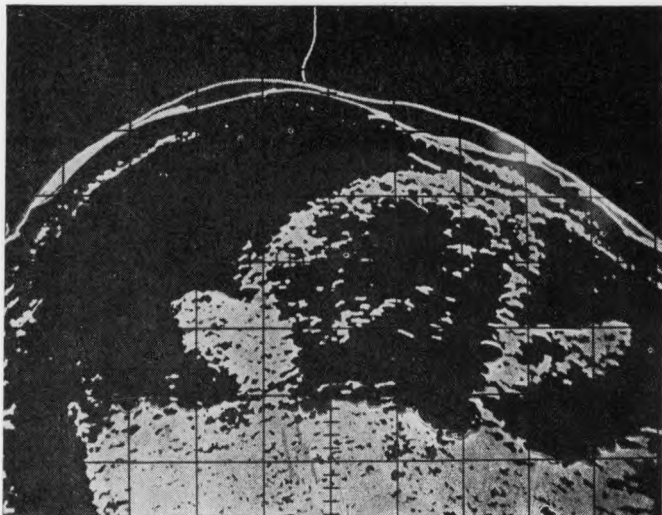
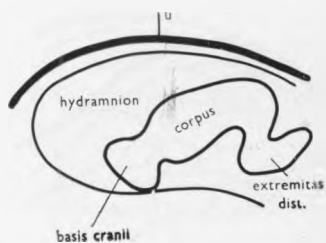
Для диагностики гидроцефалии важно сравнить размеры головки и грудной клетки плода. При этом определяется их явная диспропорция, возрастающая по мере увеличения срока беременности. При дифференциальной диагностике необходимо отличать от гидроцефалии прежде всего большие плоды, головка которых хотя и бывает крупнее, но не достигает крайних величин. При этом сохраняются форма головки и определенные соотношения бипариетального и лобно-затылочного размеров, а также пропорциональность величин головки и туловища.

19.3. МИКРОЦЕФАЛИЯ

Микроцефалия — очень редко наблюдающаяся аномалия развития. Диагноз микроцефалии ставится на основании результатов сравнения размеров головки и туловища плода. В этом случае определяется обратная диспропорция по сравнению с соотношениями при гидроцефалии. Рост головки плода замедлен, отражения от нее расположены очень компактно. С помощью ультразвукового метода при микроцефалии с трудом диагностируется смерть плода.

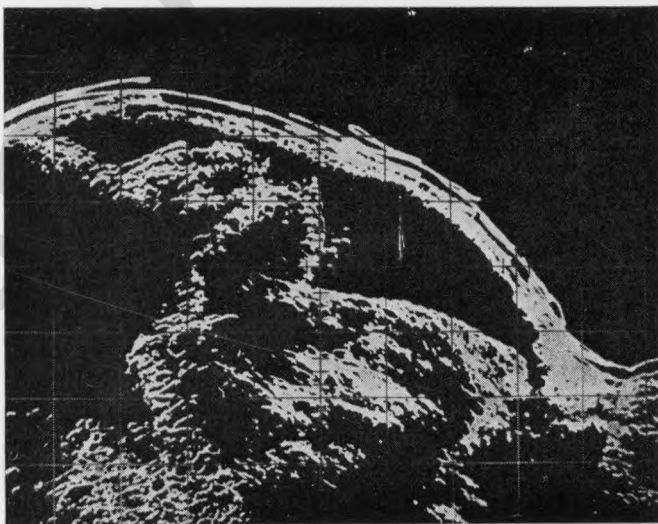
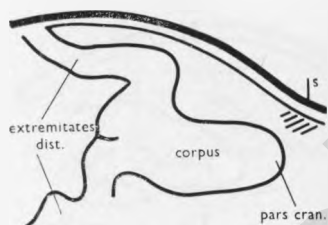
19.4. МЕНИНГОМИЕЛОЦЕЛЕ

С помощью ультразвука можно диагностировать лишь большие изменения, которые на эхотомограммах определяются в виде возвышения над контуром головки. Этот порок развития редко распознается внутриутробно (рис. 141—148).



141. Anencephalus, hydramnion.

Неполное тазовое предлежание плода. Плод как бы находится в коленно-локтевом положении. Отчетливый дефект черепа. L 2 dx; 1:3; 2 МГц.

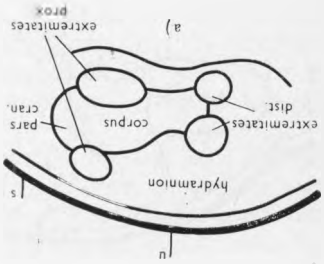
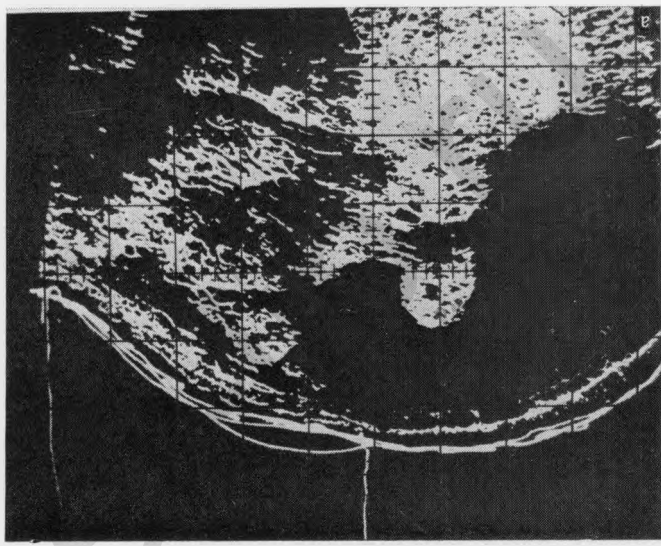


142. Anencephalus, hydramnion.

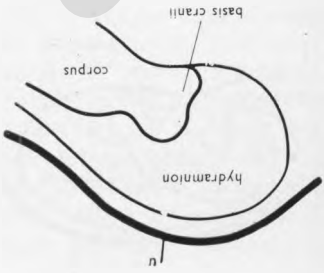
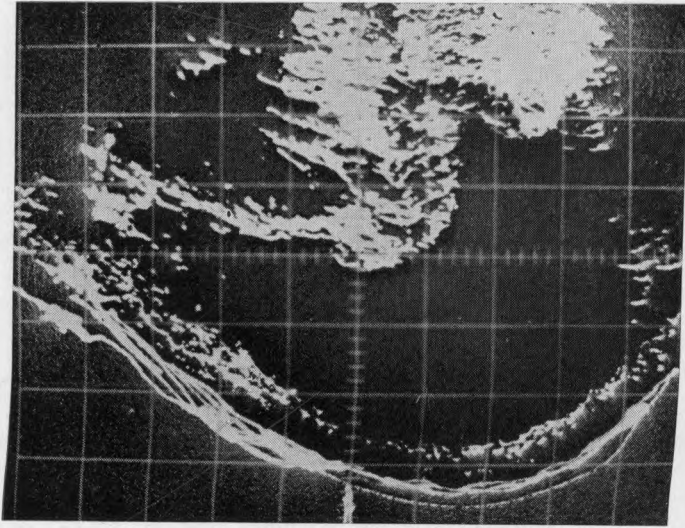
Расположение плода парашепо, нижние конечности отведены — «положение лягушки». Изображения черепа не получено. Lm; 1:3; 2 МГц.

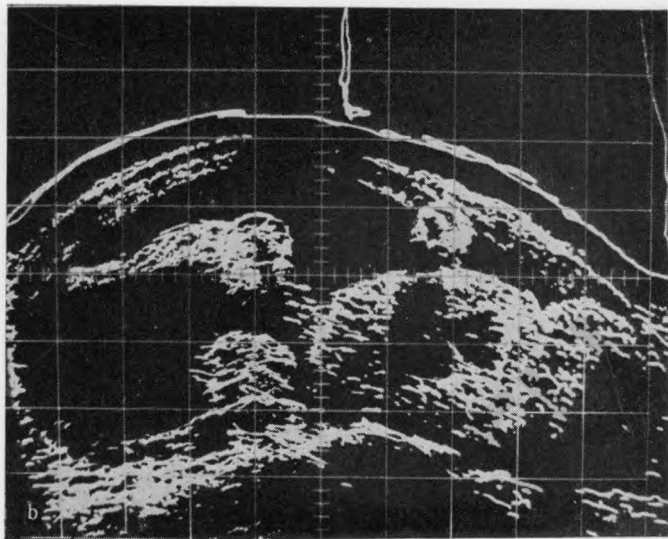
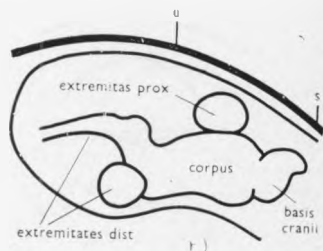
а — дугилов; многоплодная беременность. Очистания плода можно интерпретировать лишь с трудом. 1, 2 см; 1:3; 2 МГц

147. Плодов «анцефальный плод» поставлен на основании изменения его положения после внешнего разражения матки.

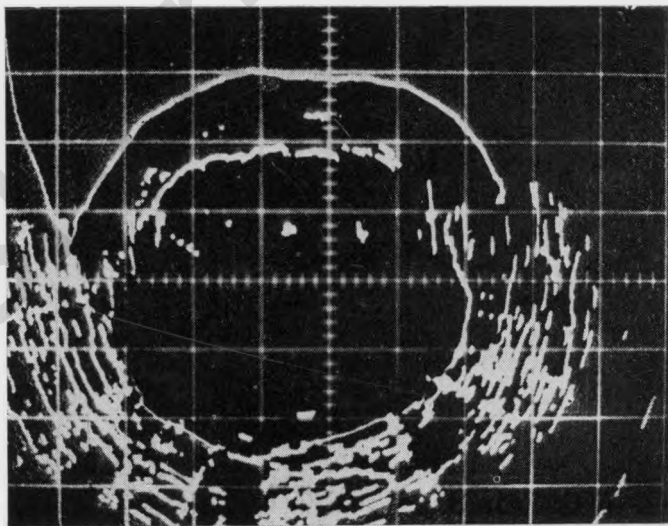
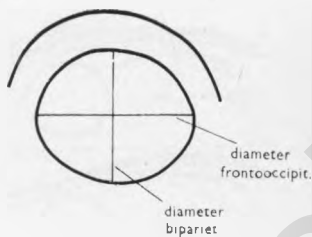


148. Анцефальный плод в продольном положении, тазовое предлежание в родовом периоде, многоводие. Отчетливо определяется изображение основания черепа. Изображение тазового конца плода расположено во входе в таз. 1 см; 1:3; 2 МГц.



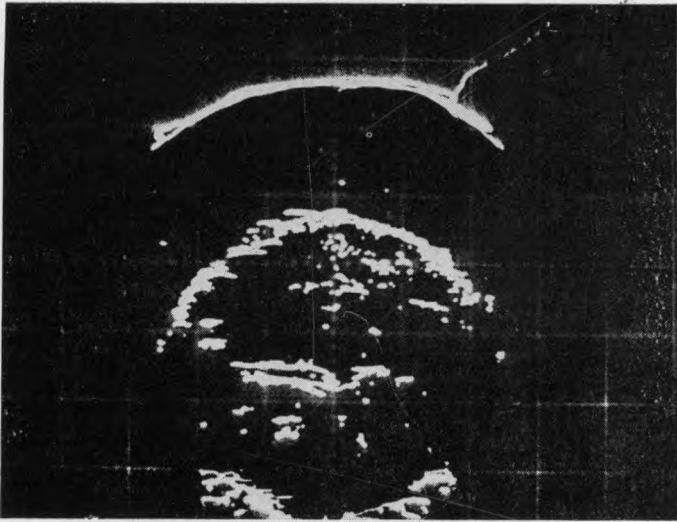


b — после нажатия на стенку матки изображение плода, полученное при исследовании в той же плоскости, определяется более четко. Выявляется дефект черепа и причудливое расположение нижних конечностей. L 2 sin; 4:3; 2 МГц.

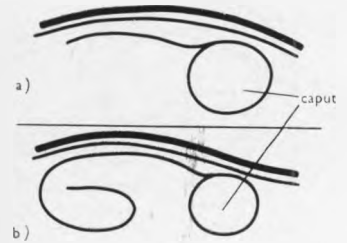
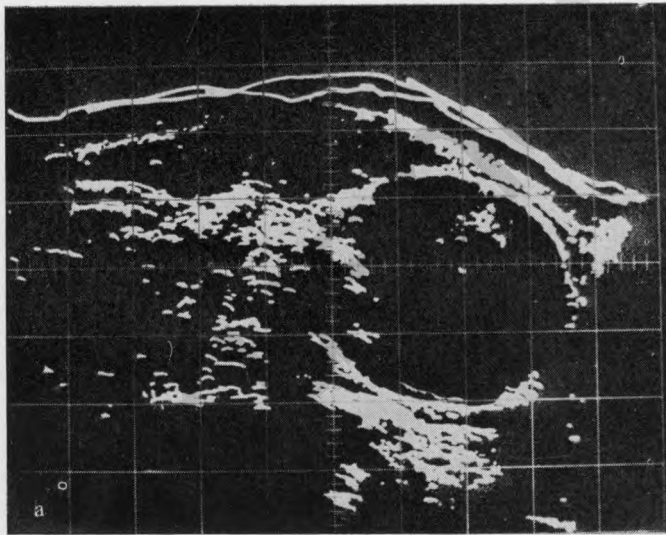


145. Гидроцефальный плод.

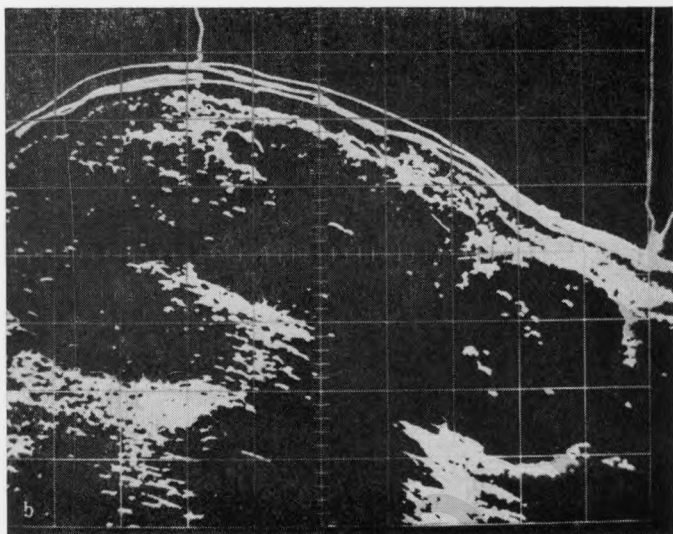
Головка плода достигла огромных размеров — бипаритальный размер равен 13,5 см, лобно-затылочный — 15 см. T 4/s; 4:3; 2 МГц.



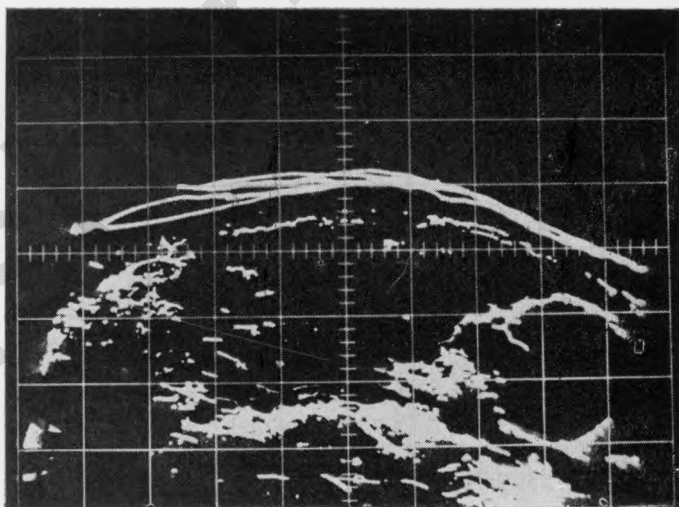
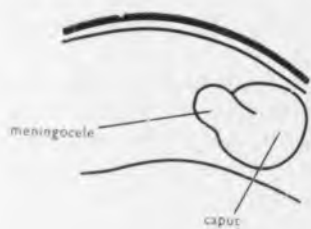
146. Гидроцефальный плод.
Выявляется удвоение центрального М-отражения. Т u/s;
1:3; 2 МГц.



147. Сравнение гидроцефального и крупного плодов.
а — гидроцефальный плод на 31-й неделе беременности. Lm;
1:3; 2 МГц;



б — крупный плод на 42-й неделе беременности; масса его при родах 4300 г. L 3 dx; 1:3; 2 МГц.



148. Менингоцеле.
L 1 sin; 1:3; 2 МГц.

20. Многоводная беременность

Увеличение количества околоплодных вод в начале второго триместра беременности — физиологическое явление. Если оно развивается во второй половине беременности, возникает трудная для диагностики ситуация. При небольшом увеличении количества околоплодных вод положение плода неустойчивое и наружное исследование в этом случае менее надежно. При значительном многоводии напрягаются мышцы матки, что практически исключает возможность правильно определить срок родов. Кроме того, выявляется несоответствие между длительностью аменореи и размером матки, причем при пальпации невозможно установить его причину. Многоводие, по крайней мере в 15% наблюдений, связано с тяжелыми пороками или нарушениями развития плода. Частой причиной является дистрофия плода, ведущая к высокой перинатальной смертности. Поэтому необходимо, чтобы диагноз гидрамниона был поставлен вовремя и при дифференциальной диагностике исключены другие причины значительного увеличения матки.

По данным рентгенологического исследования диагноз гидрамниона ставят при отсутствии увеличения изображения плода. Несколько более наглядную картину получают при амниографии.

При многоводии создаются хорошие условия для ультразвукового исследования (Sundén, 1964; Donald, 1965). Амниотическая жидкость имеет почти такие же акустические свойства, как вода, поэтому она является оптимальной средой для распространения ультразвуковой волны. В отличие от физиологической беременности при многоводии плод окружен более широким слоем околоплодных вод. Разница в акустическом импедансе на границе амниотической жидкости и плода создает возможность получить более четкое изображение контуров. Изображение плаценты также в основном четко определяется, однако толщина ее небольшая, что подтверждается при родах. На эхотомограммах гидрамнион обнаруживается как зона без отражений между стенкой матки и плодом.

По ультразвуковой картине именно при гидрамнионе чаще всего обнаруживаются повторяющиеся изменения положения и значительно нарушенное взаиморасположение частей плода. Так, конечности отделяются от туловища и часто в одном сечении можно обнаружить изображение всех четырех. Плоды небольших размеров принимают самые разные положения, уточнить которые можно при эхотомографии в продольной плоскости — по оси туловища. При этом одновременно определяется изображение и нижних конечностей. Однако довольно часто плод располагается у стенки матки. В этих случаях он обычно не меняет положения. Периферическое расположение небольшого плода может вызвать диагностические трудности точно так же, как и неустойчивость его положения. Легко можно не заметить изображение двух небольших плодов при многоводии, которое при двойне не является большой редкостью. Эхологическое исследование в этих случаях проводят в нескольких продольных и поперечных плоскостях, что позволяет избежать диагностической ошибки.

Таблица 10

Дифференциально-диагностические возможности методики ультразвукового исследования в период беременности при несоответствии между пальпаторными данными и длительностью аменорей

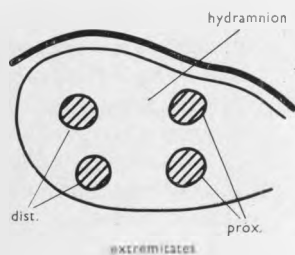
Клинический диагноз	Данные ультразвукового исследования					специфический ультразвуковой диагноз
	матка (размер)	плодное яйцо	плод	сердцебиение	движение плода	
Физиологическая беременность	Соответствует длительности аменорей	От 6 до 11 нед +	От 10 нед +	От 7—10 нед +	От 8 нед +	
Беременность под угрозой	Соответствует или несколько меньше	+	+	+	+	
Беременность более позднего срока оплодотворения	Меньше	Меньше	Меньше	Позже	Позже	Сдвиг диагностических данных по времени (соответствуют меньшей беременности). — картина физиологической беременности
Неполный аборт	Меньше	0	0	0	0	Отражения от остатков плодного яйца в полости матки
Абортивное яйцо	»	Меньше	0	0	0	Замедленный рост плодного яйца без эмбрионального полюса
Задерживающийся аборт	»	Меньше нерегулярно	+ —	0	0	Нерегулярные отражения в области матки
Внематочная беременность	»	Вне матки редко +	Вне матки очень редко +	Очень редко +	Очень редко +	Изображение плодного яйца в области придатков, гематомы в пространстве Дугласа
Мертвый плод	»	Меньше	Меньше	0	0	Изображение деструктивных изменений в области головки плода

Клинический диагноз	Данные ультразвукового исследования					специфический ультразвуковой диагноз
	матка (размер)	плодное яйцо	плод	сердцебиение	движение плода	
Беременность более раннего срока оплодотворения	Больше	Больше	Больше	Раньше	Раньше	Сдвиг диагностических данных по времени (соответствуют меньшей беременности), вообще — картина физиологической беременности
Многоплодная беременность	»	++	++	++	+	—
Полигидрамнион	Больше		Часто меньше, лабильный	+ Иногда регистрация затрудняется		Пространство, занятое околоплодными водами, представлено зоной без отражений (анэнцефалия)
Беременность в миоматозной матке	»	+	+	+	+	Изображение миомы
Беременность и опухоль яичника	Соответствует	+	+	+	+	Полученные данные соответствуют длительности аменореи, изображение кисты
Пузырный занос	Больше	0	0	0	0	Картина «снежной бури» в полости матки; иногда изображение кист яичников

При повторном исследовании можно также наблюдать постепенное увеличение количества околоплодной жидкости, что особенно заметно при остро развивающемся многоводии. При этом для измерений используют одномерное (А) изображение, а для диагностики многоводия — двумерное (Б) изображение.

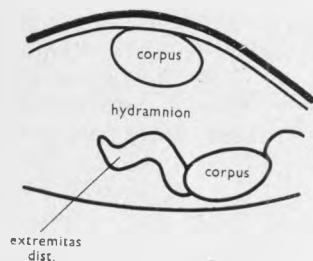
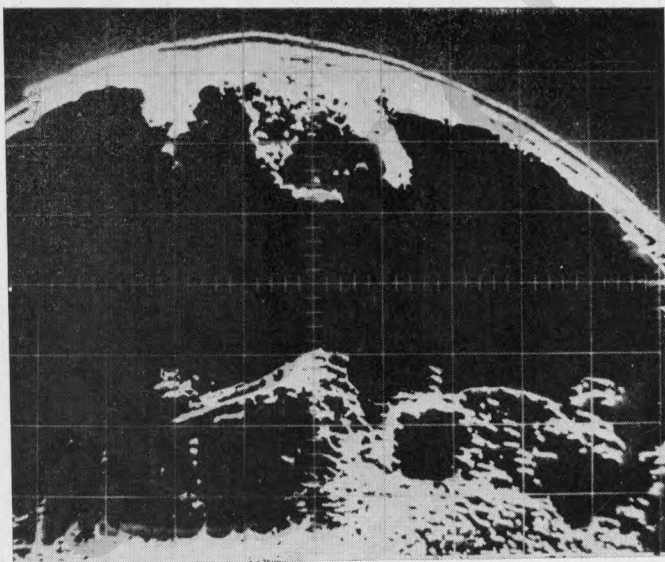
В каждом наблюдении при выявлении многоводия следует стремиться исключить возможность аномалии развития плода, если это можно сделать с помощью ультразвукового метода. С точки зрения дифференциальной диагностики чаще всего необходимо иметь в виду двухплодную беременность (Sundén, 1967), большой плод, не соответствующий по размерам установленному сроку беременности, а также беременность в миоматозной матке. Своевременно распознанное многоводие, определение размера плода, наблюдение за его ростом и увеличением количества околоплодной жидкости могут дать ценные сведения для уточнения диагноза и прогноза при осложненной беременности.

Во время беременности часто наблюдаются ситуации, когда определяется несоответствие между пальпаторными данными и длительностью аменореи. Существует немало причин, вызывающих это несоответствие. В некоторых случаях речь идет лишь о более раннем или более позднем сроке оплодотворения. Иногда эта разница обусловлена осложнениями беременности, сочетанием ее с опухолью, а в случае пузырного заноса происходит лишь имитация беременности. Дифференциально-диагностические возможности по данным ультразвукового исследования в этой области мы обобщили в табл. 10. В ее первой части представлены ситуации, когда диагноз по данным пальпации соответствует длительности аменореи, во второй части — ситуации, когда величина матки по данным пальпации меньше, чем длительность аменореи. В последней, третьей части, наоборот, представлены случаи, когда по данным пальпации матка больше, чем предполагаемый срок беременности по дате последней менструации (рис. 149—153).



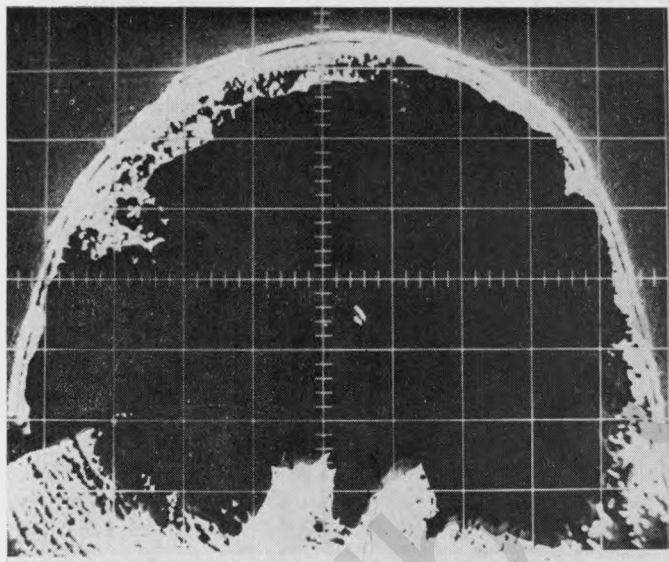
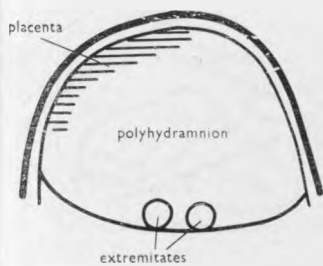
149. Многоводие.

Определяются изображения сечений мелких частей плода в большом количестве околоплодной жидкости, от которой нет отражения. L 4 sin; 1:3; 2 МГц.

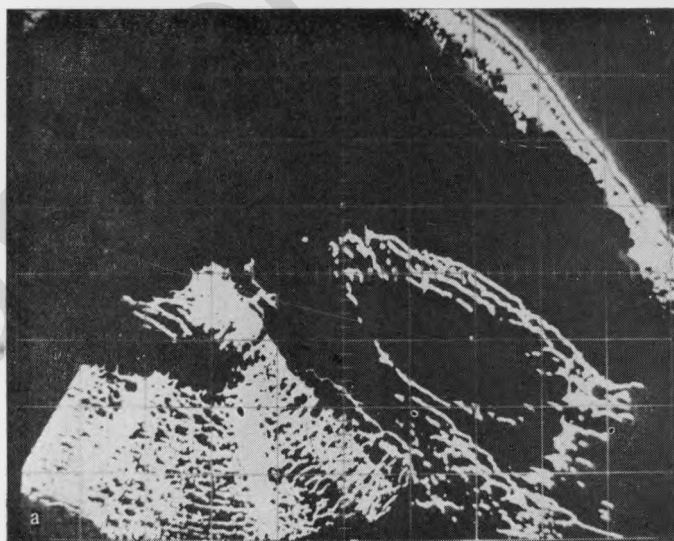
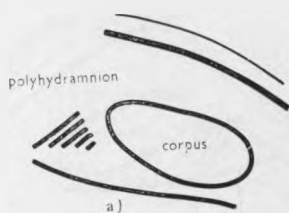


150. Двойня и многоводие.

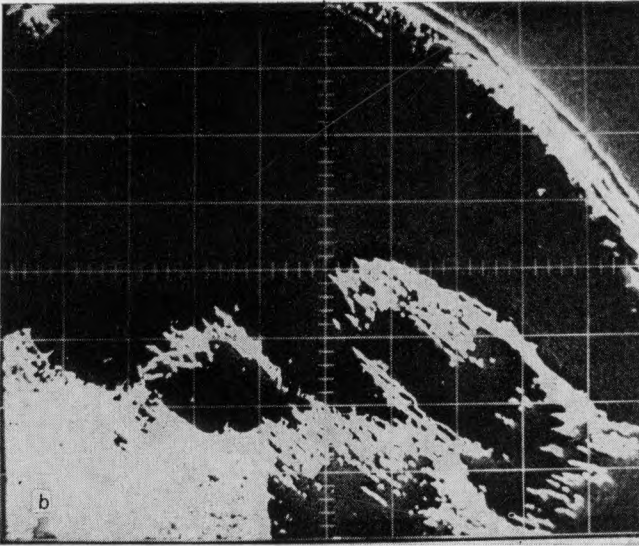
Изображение плода А неправильной конфигурации. Изображение сечения туловища плода В расположено у передней стенки матки. L 3 dx; 1:3; 2 МГц.



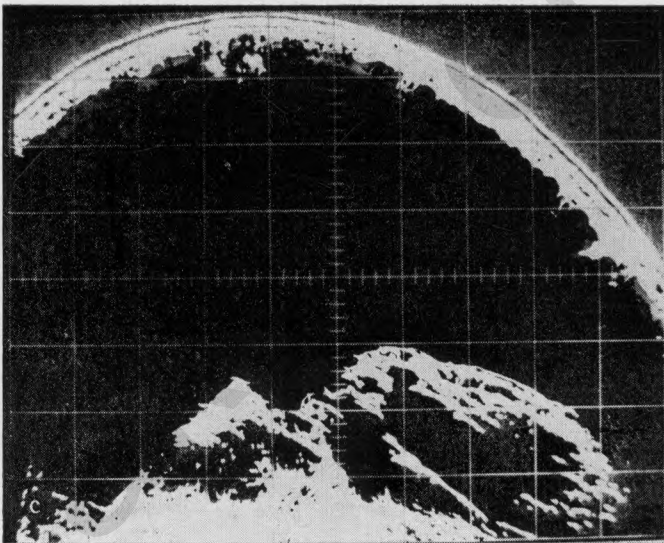
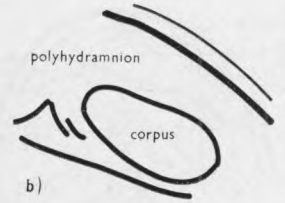
151. Плацента при многоводной беременности. Изображение узкое, расположено на передней стенке матки. На эхотомограмме определяется также сечение конечностей плода. Т u/1; 1:3; 2 МГц.



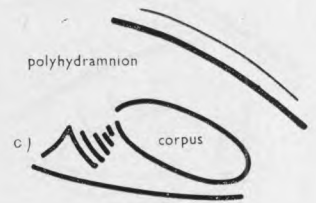
152. Определение положения плода при многоводной беременности при помощи эхотомографии. На серии эхотомограмм в продольных плоскостях с шагом в 1 см изображение плода становится более ясным. Это дает возможность определить его положение и поставить диагноз: анэнцефальный плод явно нарушенной конфигурации. а — Lm; 1:3; 2 МГц;

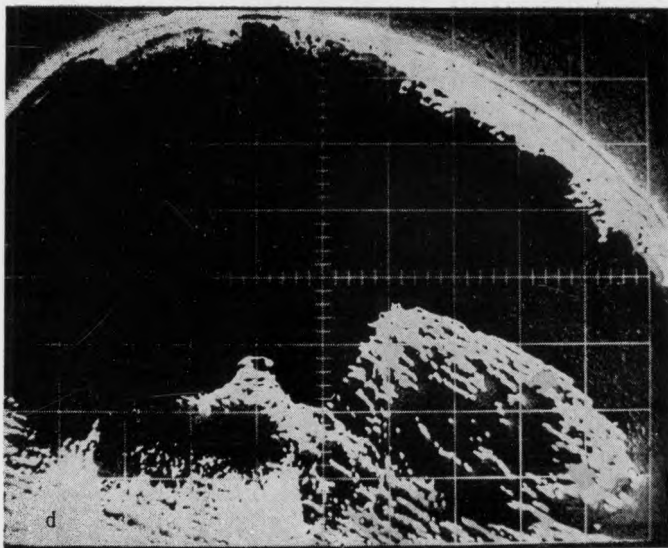
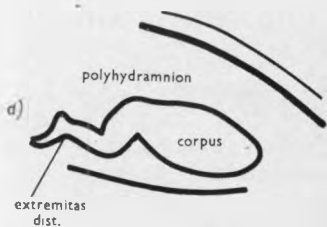


b — L 1 sin; 1:3; 2 МГц;

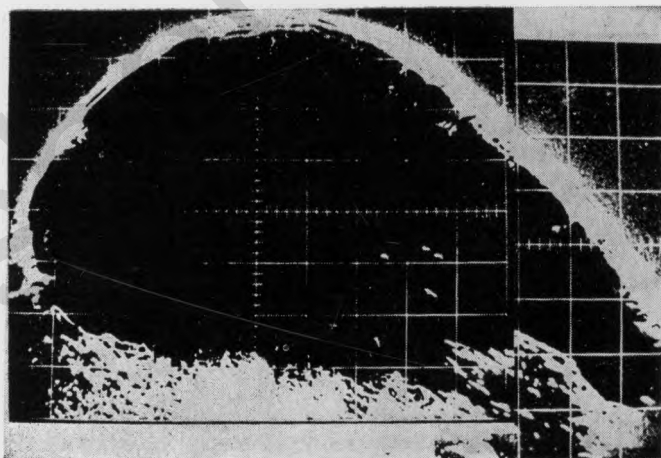
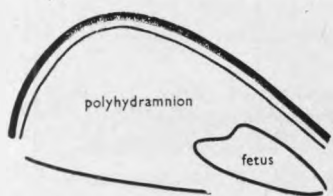


c — L 2 sin; 1:3; 2 МГц;





d — L 3 sin; 1:3; 2 МГц.



153. Эхотомограмма при полигидрамнионе значительных размеров.

Для документирования диагноза необходимо было сложить две эхотомограммы. Lm; 1:3; 2 МГц.

21. Опухоли гениталий

Диагностика гинекологического заболевания по данным клинического исследования обычно затруднена рядом обстоятельств. Так, чрезмерная полнота женщины, напряженная брюшная стенка, ее инфильтрация и болезненность при наружной пальпации, растянутые газом петли кишечника и свободная жидкость, расположенные впереди органов малого таза, мешают проведению исследования. При узком влагалище или спаиках в нем, а также у *virgo* невозможно произвести влагалищное исследование.

Патологические процессы изменяют форму органов малого таза и, смещая их, нарушают топографические соотношения между ними. Спаячный и инфильтративный процессы приводят к исчезновению четких границ между соседними органами и часто вызывают облитерацию пространства между ними. Кроме того, изменения в органах малого таза иногда могут быть вызваны негинекологическими заболеваниями. Оценивая результаты клинического исследования, De Uralde (1971) пришел к выводу, что диагностические ошибки наблюдаются как при незначительных, так и при значительных изменениях, выявленных пальпаторным методом. С помощью инструментальных исследований получают изображение органов малого таза, по которому несколько облегчается диагностика патологических изменений в них.

Известен ряд методик рентгенологического исследования. Так, на обзорном снимке таза могут быть выявлены изображения обызвествлений в узлах миомы или тени неопределенной формы без четких контуров. Эта методика, однако, не вносит существенного вклада в диагностику гинекологических заболеваний.

Значительно более информативные исследования — пневмопельвиграфия, ангиография, гистеросальпингография, а для дифференциальной диагностики — исследование мочевыделительной системы и кишечника. Делаются попытки применить изотопное исследование (Kokkonen, 1971), однако до сих пор этот метод для диагностики гинекологической патологии подробно не разработан.

Важными для возможности визуального исследования органов малого таза являются оптические методы — лапароскопия и кульдоскопия.

На возможности использования ультразвука в гинекологической диагностике указали еще Donald и соавт. (1958). Они стремились получить изображения кисты яичника, миомы и асцита. Donald и Brown (1961) впервые выявили определенные физикальные предпосылки и особенности ультразвукового исследования при некоторых видах опухолей. Позже ультразвуковую диагностику опухолей гениталий разрабатывали Sundén (1964), а в США Taylor и соавт. (1964), Thompson и соавт. (1967).

21.1. ФИЗИКАЛЬНЫЕ УСЛОВИЯ ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

Физикальные условия для ультразвукового исследования в гинекологии несколько иные и чаще всего хуже, чем в акушерской практике. В нормальных условиях матка и яичники расположены в малом тазу, а брюшная полость заполнена кишечными петлями, в которых газы вызывают значительное отражение и поглощение ультразвуковой волны. При таких анатомических соотношениях на эхотомограммах этой области имеются многочисленные беспорядочно расположенные отражения, не играющие большой роли в диагностике. Более благоприятные условия для ультразвукового исследования создаются:

— При полном мочевом пузыре, который несколько оттесняет органы малого таза и кишечные петли по направлению к голове. При исследовании в этих условиях можно определить и небольшие изменения.

— Если патологическое образование выходит за край симфиза и растет по направлению к пупку, оно само поднимает кишечные петли в краниальном направлении.

— При исследовании влагалищным датчиком, которым можно получить изображение некоторых патологических изменений в области таза, особенно если они образуют собственную полость (овариальная киста) или врастают в полый орган (мочевой пузырь).

При инфильтративных и адгезивных процессах исследуемая среда акустически неоднородна. Ситуация еще больше ухудшается в результате развития значительной гиперемии, экссудата и отека. Наиболее благоприятные условия для проведения эхологического исследования и получения изображения создаются при образованиях с гомогенной средой, например, овариальных кистах, миомах и асците, если он не обусловлен многочисленными опухолевыми инфильтратами в брюшной полости.

21.2. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЛОКАЛИЗАЦИИ И ВЕЛИЧИНЫ ПАТОЛОГИЧЕСКОГО ОБРАЗОВАНИЯ

Топографические соотношения исследуемого патологического образования с соседними органами важны для постановки диагноза. При этом определяют, к какому органу оно относится. Исследование проводят в продольных и поперечных плоскостях, причем исходными являются эхотомограммы в продольных плоскостях, в которых можно получить больше топографической информации. Синтез данных, полученных во всех исследованных плоскостях, позволяет получить пространственную картину патологического образования, а измерения — определить его размер.

21.3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ КОНСИСТЕНЦИИ ОБРАЗОВАНИЯ

Солідные или кистозные образования, структура или содержимое которых однородно, при эхологическом исследовании представлены зоной без отражений, так как они имеют одинаковый акустический импеданс. Отражения поступают лишь от поверхности образований.

В ультразвуковой диагностике для отличия солідных образований от кистозных используются в основном два способа:

— Методика исследования датчиками разной частоты, которую описали Donald и Brown (1961). Она основана на разном поглощении ультразвуковой волны в зависимости от ее частоты и от консистенции ис-

следуемой среды. Ультразвук более высокой частоты больше поглощается в плотных тканях, причем поглощение увеличивается по мере возрастания их плотности и при изменении однородности исследуемой среды. При частоте 1,5 МГц и при одинаковых других акустических параметрах солидные и кистозные образования представлены на эхотомограммах идентичными изображениями. На эхотомограммах четко определяется передняя и задняя стенка патологического образования. При увеличении частоты до 2,5 МГц отчетливо выявляются лишь кистозные образования. В то же время при солидной структуре образования, имеющей более высокой акустический импеданс, определяется лишь его передняя граница. Изображение задней границы образования на эхотомограмме не получается, так как до нее ультразвуковые волны указанной частоты проникают с трудом. При необходимости отличить солидные патологические образования от кистозного Kratochwil (1968) рекомендует увеличивать разницу в частотах от 1 до 3 МГц. В нашей практике оправдало себя исследование при разнице в частотах от 2 до 5 МГц.

— Методика исследования с различной величиной усиления сигналов, установленной на приборе, которую использовали Taylor и соавт. (1964) и Thompson и соавт. (1965). Эта методика основана на принципе изменения величины усиления сигналов во время исследования при одной и той же частоте. Данный способ можно применять лишь при исследовании на аппаратах, в которых имеется так называемая временная компенсация усиления. С ее помощью возможна автоматическая регулировка усиления сигналов, отраженных от тканей, расположенных на разной глубине. В то время как кистозные образования определяются и при низких величинах усиления сигналов, солидные новообразования отчетливо выявляются лишь при более высоких величинах. При этом появляются также отражения и от отдельных внутренних структур, число которых становится больше по мере увеличения усиления сигналов на приборе.

Обе методики исследования можно соответствующим образом сочетать. Однако при использовании второй методики необходим большой опыт.

22. Диагностика опухолей матки и яичников

22.1. МИОМЫ МАТКИ

Миомы — наиболее часто наблюдаемые солидные образования в области матки. В зависимости от локализации они по-разному деформируют матку. Поэтому для получения достоверных результатов необходимо сосредоточить внимание на следующем:

— Изображение матки отчетливее получается при проведении исследования в продольных плоскостях и полном мочевом пузыре. Получив изображения мочевого пузыря и влагалища, определяют очертания шейки матки, которые являются исходным ориентиром для установления связи между миомой и маткой. При этом выявляется изображение либо диффузно увеличенной миоматозной матки с сохраненными очертаниями ее формы, либо деформированной миоматозными узлами, изображение которых в сечении имеет вид неправильно округлых образований.

— Пространственное представление о конфигурации матки, деформированной миомой, создается на основе синтеза данных, полученных при исследовании в продольных и поперечных плоскостях. Таким способом определяется величина матки и ее соотношения с окружающими органами.

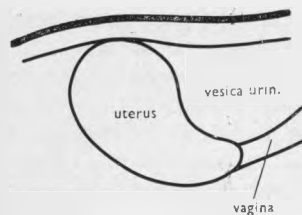
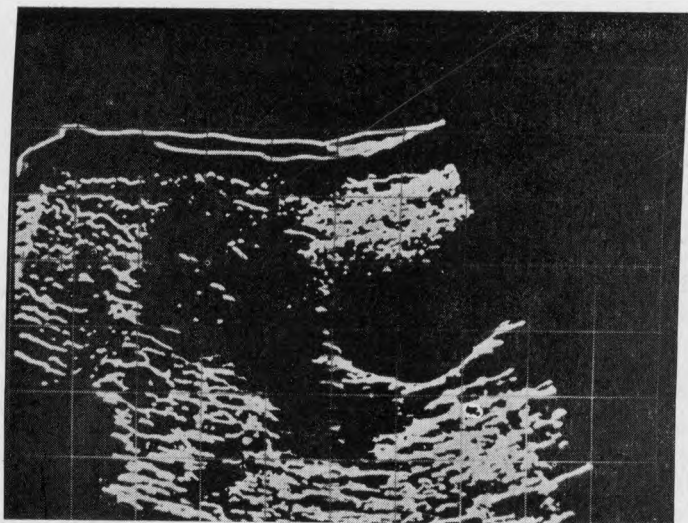
От поверхности миомы выявляются беспорядочно расположенные многочисленные отражения. Характеристика отражений от внутренних структур образования зависит не только от установленной на приборе величины усиления сигналов и от расположения этих структур. Чем больше изменены внутренние структуры (гиалиновая дегенерация, обызвествления, некроз и т. д.), тем больше неравномерно расположенных отражений. Suk и соавт. (1972, 1973) описали картину, возникающую при регистрации отражений от больших сосудов, питающих миому.

Иногда отражения от вторично измененной миомы могут имитировать изображение головки плода. Отличить их удастся в большинстве случаев при исследованиях в нескольких плоскостях. Кроме того, при миоме нет центрального отражения, не регистрируется сердцебиение плода, а обнаруживается лишь сердечная деятельность исследуемой женщины.

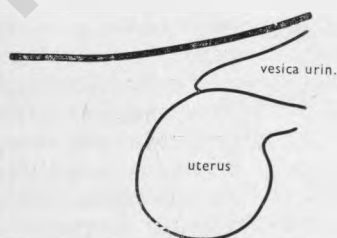
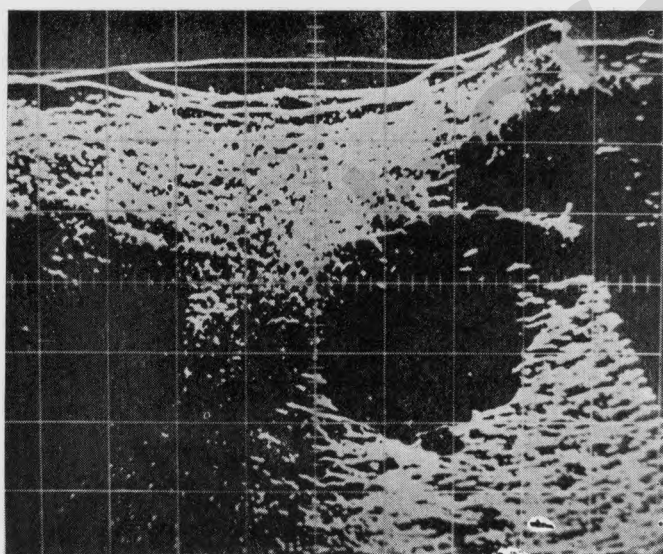
Повторные исследования дают возможность наблюдать за увеличением миоматозной матки. Наиболее объективной является планиметрическая оценка изменений, однако для этого исследования необходимо проводить каждый раз в одной и той же плоскости. Сравнение ультразвуковых томограмм, полученных с двухмесячным интервалом, может при более длительном наблюдении показать также направление роста миомы.

22.2. ОПУХОЛИ ЯИЧНИКОВ

В отличие от миом матки, для которых типична изменчивость формы, опухоли яичников характеризуются разной внутренней структурой. При ультразвуковой диагностике опухоли яичника важно одновременно получить изображение матки в продольных и в поперечных плоскостях. Матка часто может быть смещена опухолью яичника.



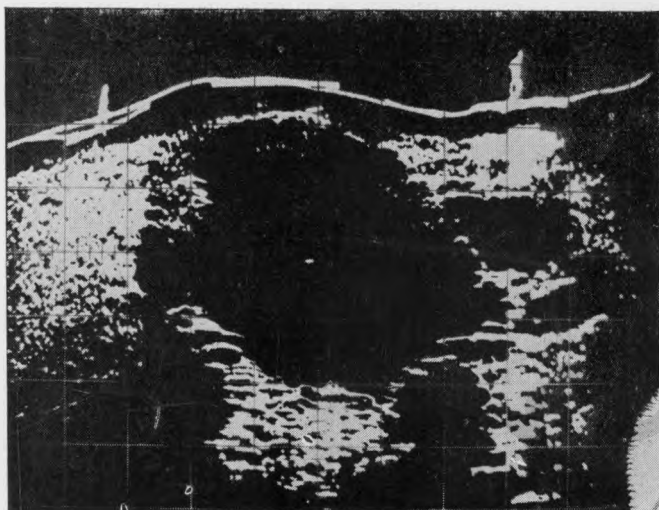
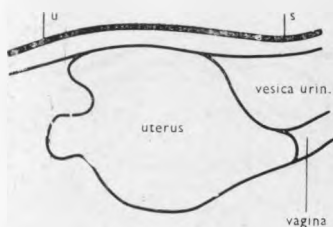
154. Нормальная матка при полном мочевом пузыре.
Лм; 1:2; 2 МГц.



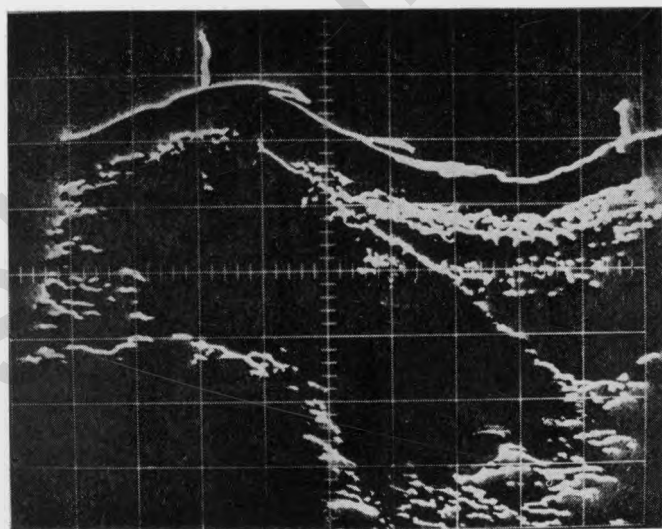
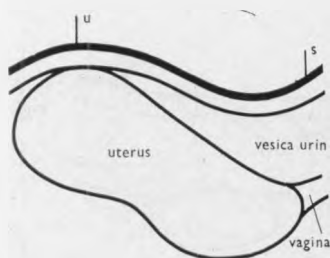
155. Миоматозная матка, retroversio uteri.
Лм; 1:3; 2 МГц.

22.2.1. Кистозные образования

Изображение кисты чаще всего имеет ровные контуры и по сравнению с окружающими тканями характеризуется четкими в основном линейными отражениями, которые лучше определяются в области задней границы образования, где часто сливаются в сплошную линию. Такая

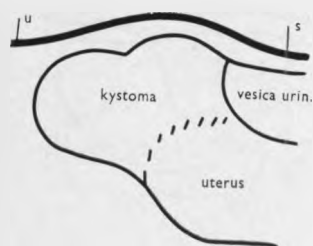
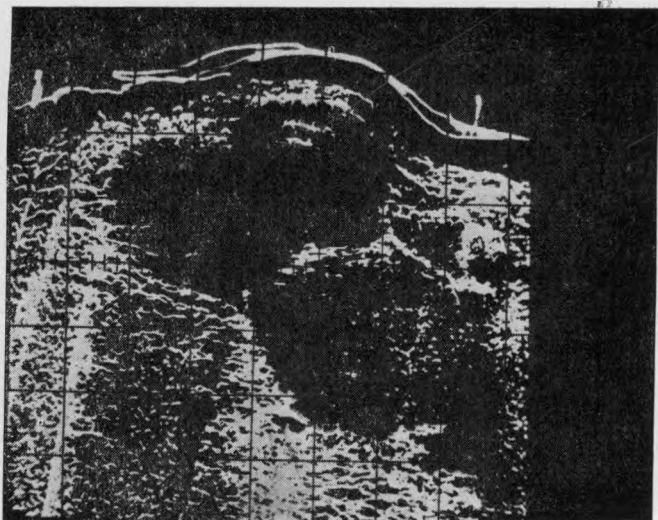


156. Миоматозная матка.
Размер матки как при беременности V мес. дно ее неровное.
L 2 dx; 1:3; 2 МГц.



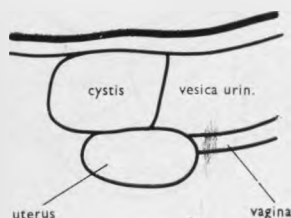
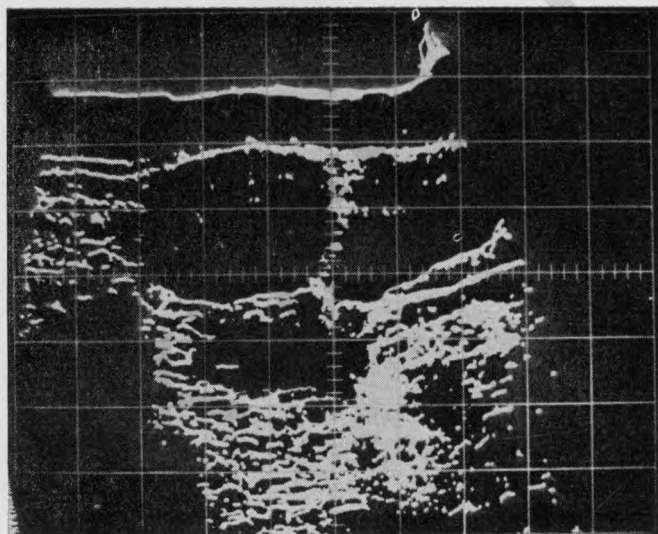
157. Миоматозная матка.
Изображение изменено, резко увеличенная матка располагается на 6 см над уровнем пупка. Передняя брюшная стенка в области пупка оттеснена увеличенной маткой. Lm; 1:3; 2 МГц.

эхологическая картина создается вследствие разного импеданса жидкого содержимого кисты и ее капсулы. В тех местах, где киста спаяна с окружающими органами или с брюшиной, границы образования не столь четко выражены. Жидкое содержимое кисты представляет собой однородную акустическую среду, поэтому от нее не образуются отражения и при



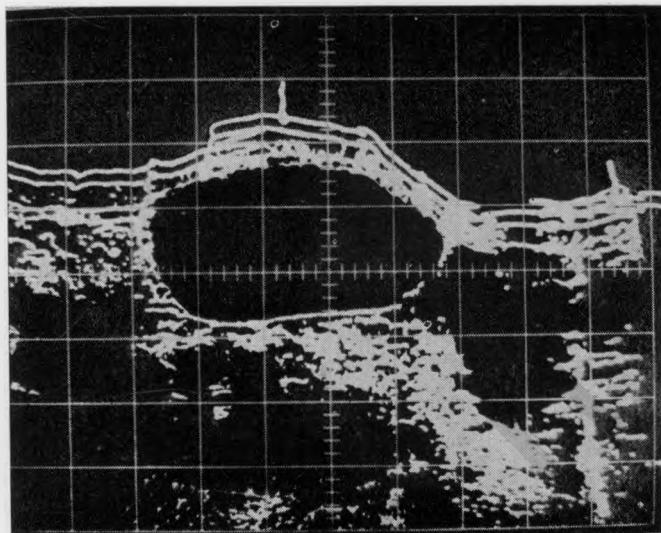
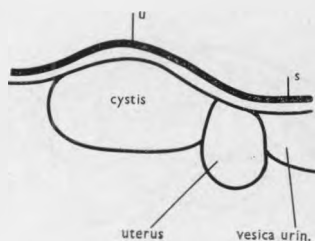
158. Миоматозная матка и киста яичников.

При исследовании с большим усилением появилось изображение границы между обоими образованиями. В области матки определяются беспорядочные отражения. L 3 sin; 1:3; 2 МГц.



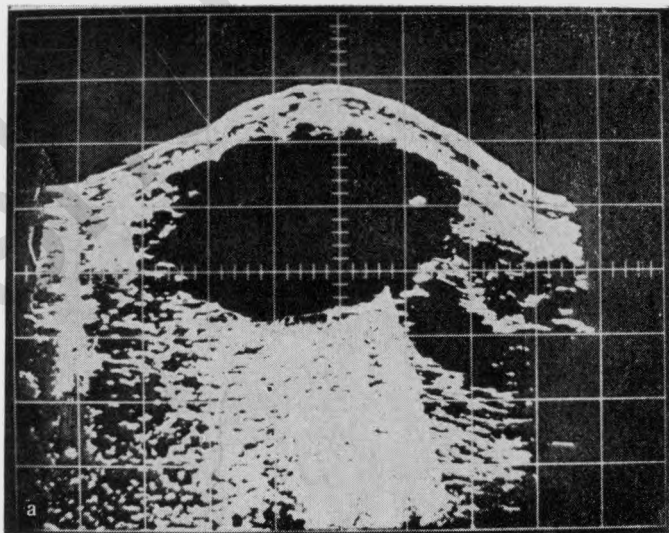
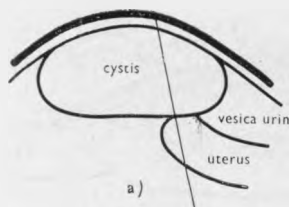
159. Киста яичника.

Изображение кисты расположено перед маткой, которая отеснена кзади. L 2 dx; 1:3; 2 МГц.



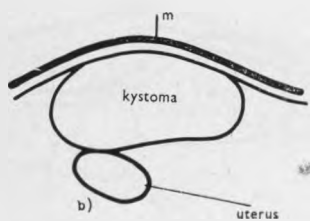
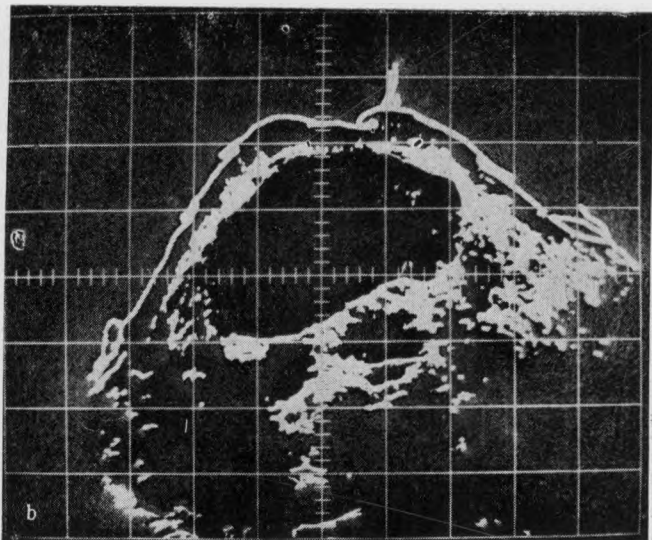
160. Киста яичника.

Отчетливо определяется изображение задней стенки однокамерной кисты. L 2 dx; 1:3; 2 МГц.

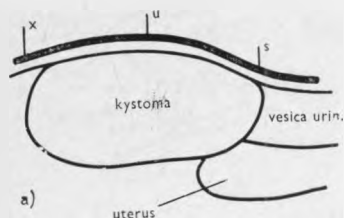
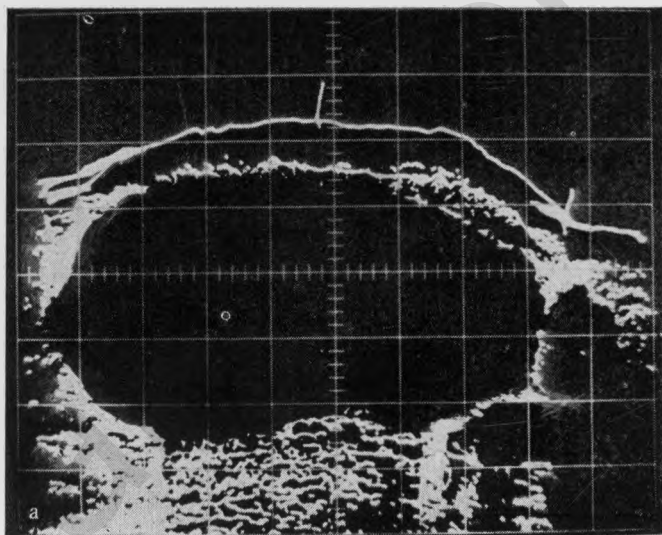


161. Киста яичника.

а — эхотомограмма в продольной плоскости. Матка расположена кзади. Даже при использовании значительного усиления не появились отражения от содержимого кисты. L 2 dx; 1:3; 2 МГц;

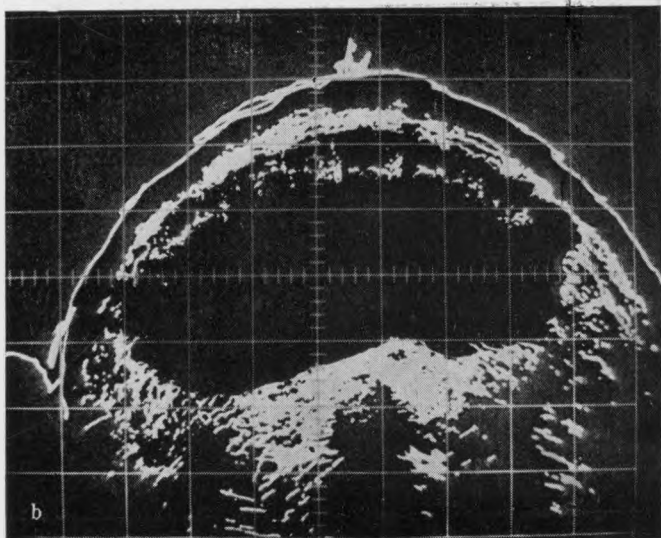
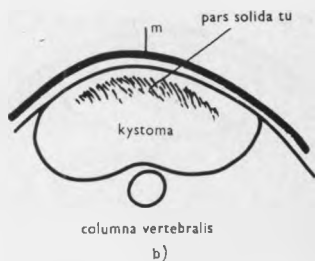


б — то же наблюдение. Эхотомограмма в поперечной плоскости. Образование расположено больше вправо. Матка смещена кзади. Плоскость наклона датчика обозначена на схеме к рис. 161. а. Т u/2; 1:3; 2 МГц.

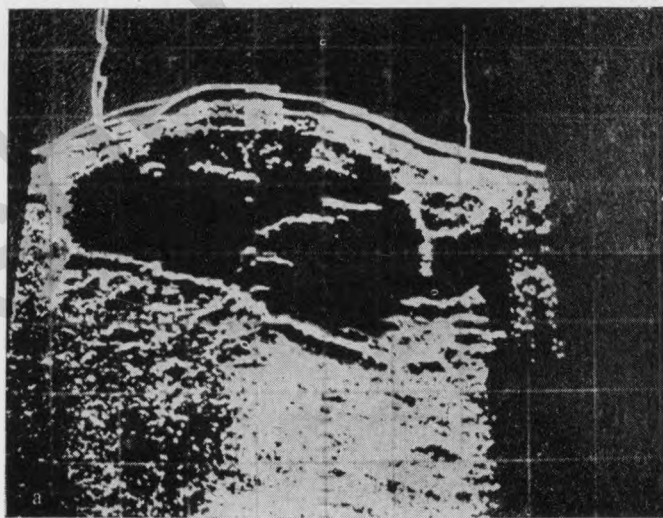
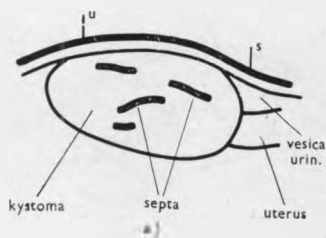


162. Большая киста яичника.

а — киста частично расположена под реберной дугой. Матка небольших размеров, значительно смещена кзади. Lm; 1:3; 2 МГц;

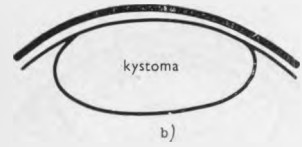
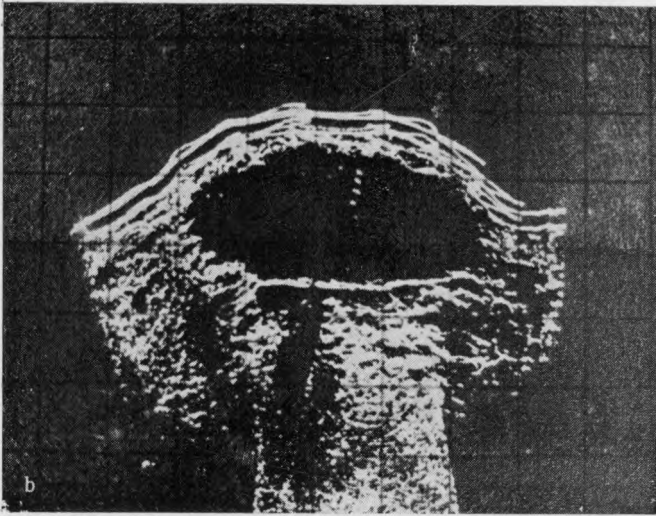


б — то же наблюдение. Эхотомограмма в поперечной плоскости. При большем усилении появились вентрально расположенные нерегулярные отражения. Гистологический диагноз: цистаденома. Ту; 1:3; 2 МГц.

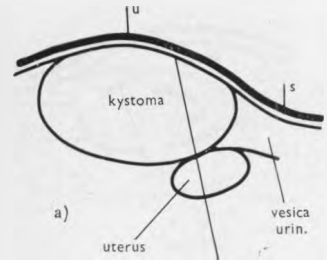
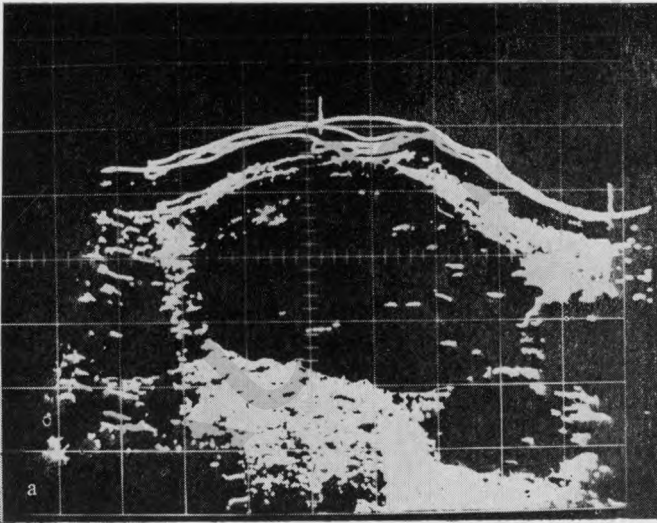


163. Многокамерная киста яичника.

а — при большем усилении определяются отражения от отдельных перегородок. Задняя стенка кисты выявляется отчетливо. Lm; 1:3; 2 МГц;



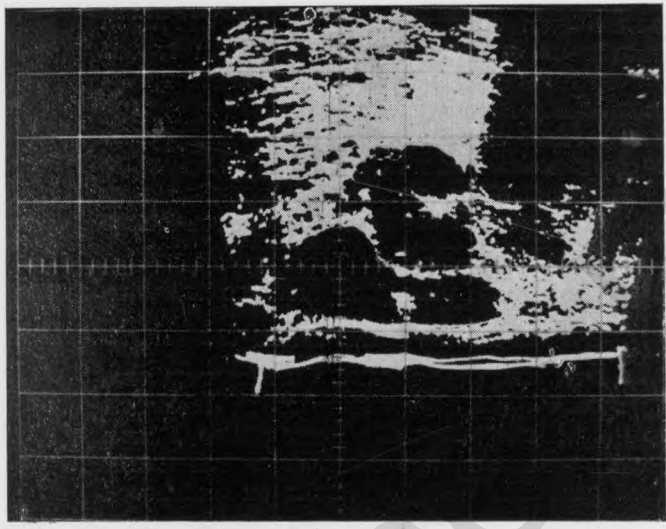
б — то же наблюдение. Эхотомограмма в поперечной плоскости в зоне, где нет перегородок. Т $u/4$; 1:3; 2 МГц.



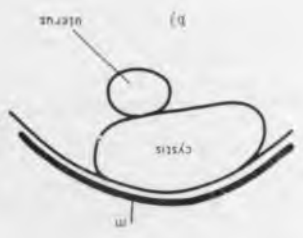
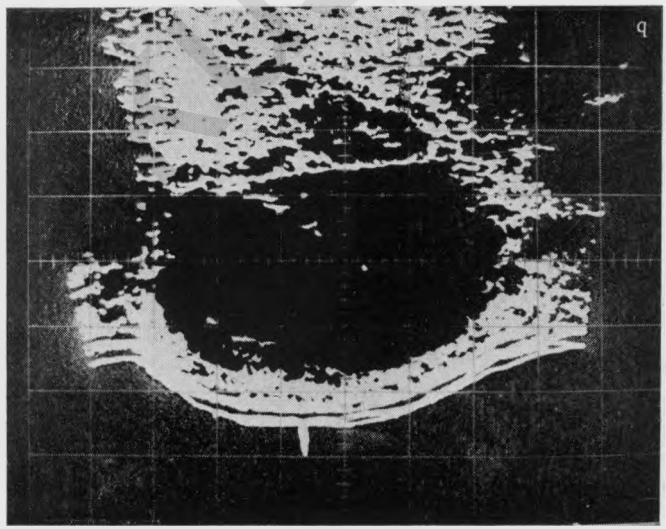
164. Киста яичника.

а — киста оттесняет матку взад. От ее содержимого получены мелкие нерегулярные отражения. L 3 dx; 1:3; 2 МГц;

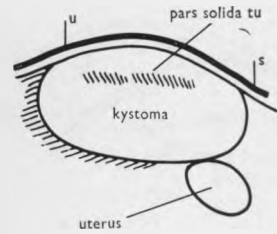
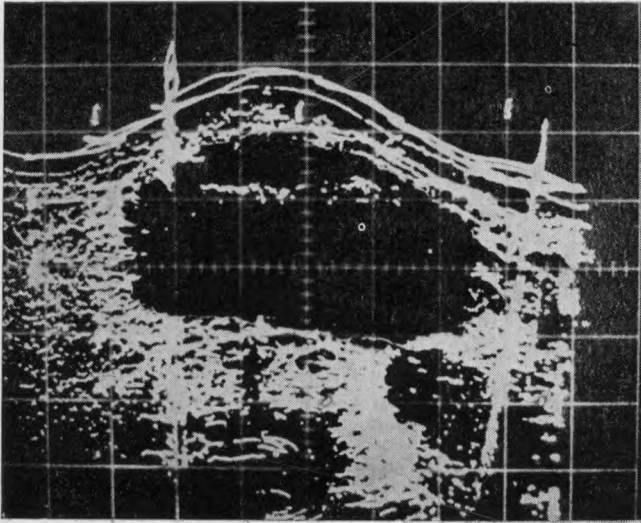
102. Опухоль левого яичника. От сдержанного опухлого подучены довольно четкие множественные отражения. Гистологический диагноз: дермоид. Т 4 см; 1:3; 2 МП.



103. Матка расположена кзади и отодвинута вперед. Отсут-
ливо видна граница между кистой и маткой. Гистологиче-
ский диагноз: псевдомуцинозная киста. Т 11/5; 1:3; 2 МП.



104. Матка расположена кзади и отодвинута вперед. Отсут-
ливо видна граница между кистой и маткой. Гистологиче-
ский диагноз: псевдомуцинозная киста. Т 11/5; 1:3; 2 МП.



166. Киста яичника.

Матка в ретрофлексии. В области патологического образования отражения образуют прямую линию. Очертания задней и краинальной границ опухоли неровные, с полосой нерегулярных отражений. Гистологический диагноз: цистаденокарцинома яичника. Lm; 1:3; 2 МГц.

установке на приборе более высокого усиления сигналов. При исследовании поликистозного образования на эхотомограмме видны перегородки между отдельными кистами. Для получения более четкого изображения перегородок необходимо проводить исследование в нескольких плоскостях. Goldberg и соавт. (1972) считают, что можно получить изображение кистозных образований диаметром 2,5 см и более, а у детей — от 1,5 см.

22.2.2. Опухоли со смешанной внутренней структурой

Их диагностика представляет большие трудности, так как они имеют акустически неоднородное содержимое. Чем больше жидкости содержится в опухоли, тем лучше получается изображение ее внутренней структуры, так как более четко определяется изображение солидных элементов. К таким опухолям прежде всего относятся дермоидные кисты (Sundén, 1964). В них определяются беспорядочно расположенные отражения от плотных включений, содержащихся в кисте. От солидных структур кисты получают выраженные отражения, количество которых прямо пропорционально соотношению между плотным и жидким содержимым опухоли.

22.2.3. Сольидные опухоли

Интерпретация изображения солидных опухолей затруднена из-за неоднородности их внутренней структуры. Важным условием для постановки правильного диагноза является получение изображения матки и определение границы между ней и опухолью. Ткани матки и опухоли отличаются акустическим импедансом, поэтому при одновременном их изображении на эхотомограмме при разном усилении сигналов создается сложная эхологическая картина (рис. 154—166).

23. Опухоли малого таза и их дифференциальная диагностика

23.1. ОСНОВНЫЕ РАЗЛИЧИЯ МЕЖДУ МИОМОЙ И КИСТОЗНЫМ ОБРАЗОВАНИЕМ

Поглощение ультразвука	Миома	Киста
Поглощение ультразвука	Высокое	Низкое
Распространение ультразвуковых волн	Затруднено	Хорошее
Изображение при частоте: низкой высокой	Хорошее Неполное	» »
Изображение при усилении сигналов: малом большом	Неполное Хорошее с внутренними отражениями	» Хорошее, без внутренних отражений
Внешние очертания	Беспорядочные, многочисленные отражения	Регулярные линейные отражения

23.2. ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНАЯ ДИАГНОСТИКА ОПУХОЛЕЙ ГЕНИТАЛИЙ

23.2.1. Воспалительные заболевания придатков матки

Воспалительные заболевания придатков матки часто вызывают сложные нарушения анатомических соотношений в малом тазу. Поэтому при указанных заболеваниях изображение, полученное ультразвуком, интерпретировать сложно. При острой форме воспаления не установлено характерных признаков, которые могут быть получены на ультразвуковых томограммах. Чаще всего при этих заболеваниях нет необходимых акустических условий для получения изображения. По мере развития воспалительного процесса часто образуется относительно однородная среда. Чем больше имеется инфильтративных и пролиферативных изменений, тем сложнее эхологическая картина и ее интерпретация. Для ультразвукового исследования более благоприятная ситуация складывается при экссудативных формах воспаления. Поэтому изображение лучше при

тубоовариальном абсцессе и абсцессе, расположенном в дугласовом пространстве. От области, занятой экссудатом, регистрируется небольшое число густо расположенных отражений. Однако граница этой области нерезка (Thompson, 1967).

При воспалительных заболеваниях целесообразно проводить исследование в поперечных плоскостях, в которых выявляются контуры матки. Ее изображение представлено так называемой звукопрозрачной зоной на фоне многочисленных отражений от воспалительно измененных окружающих тканей.

23.2.2. Эндометриоидная киста

При эндометриоидной кисте картина во многом напоминает изображение, получаемое при экссудативной форме воспаления. При увеличении усиления сигналов контуры изображения кисты становятся неправильными вследствие появления густорасположенных отражений (Thompson et al., 1967). При более высоком усилении сигналов появляется большее число отражений от кистозного образования. Дифференциальная диагностика между эндометриоидной кистой и экссудативным воспалением представляет значительные трудности.

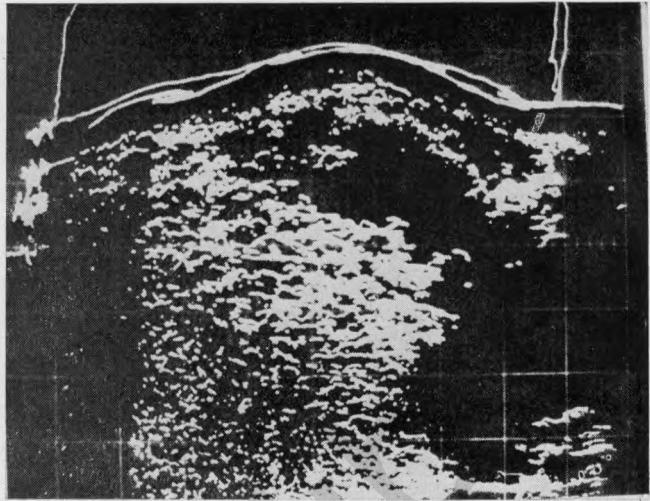
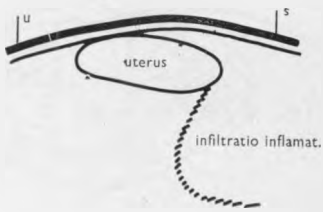
Соблюдение определенных принципов ультразвукового исследования при дифференциальной диагностике опухолей гениталий позволяет получить хорошие результаты. Так, по данным Levi (1971), в 76,8% наблюдений был поставлен правильный диагноз, в 10,1% — частично правильный и в 13% — неправильный. В то же время при клиническом исследовании правильный диагноз был поставлен лишь в 42% наблюдений, частично правильный — в 26,1% и неправильный — в 31,8%. Kratochwil (1970) по данным эхологического исследования поставил точный диагноз в 77,5% наблюдений и лишь в 7,7% диагноз был неправильный.

23.3. ОПУХОЛИ ПРИ БЕРЕМЕННОСТИ

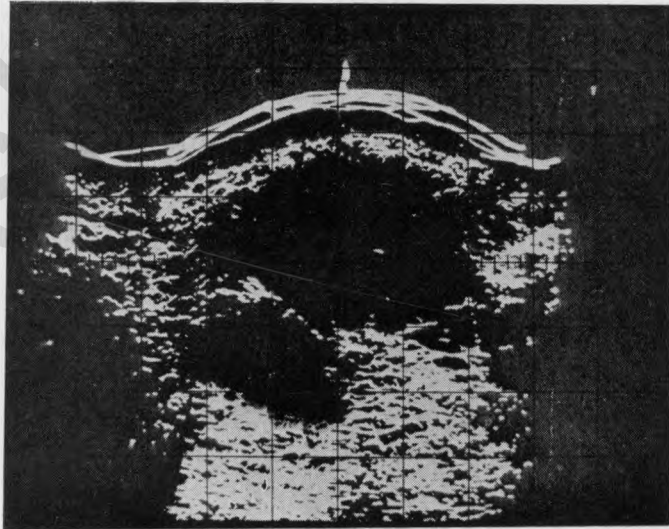
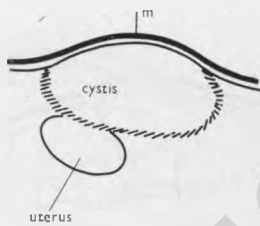
Опухоли гениталий часто препятствуют возникновению беременности. В тех случаях, когда беременность все же наступила, могут возникнуть сложные диагностические ситуации. В начальном периоде беременность иногда трудно отличить от опухоли органов малого таза. На более поздней стадии увеличенная матка затрудняет пальпацию, определение величины и точной локализации опухоли.

23.3.1. Беременность в миоматозной матке

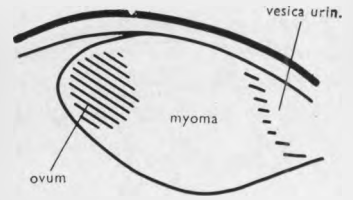
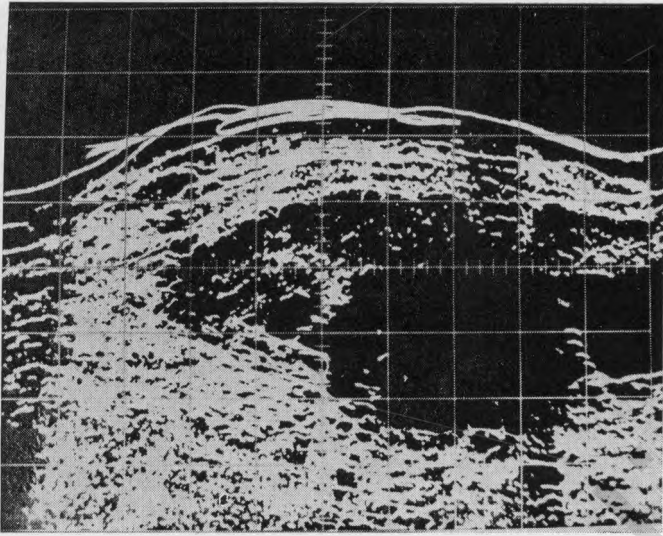
При беременности, развивающейся в миоматозно измененной матке иногда возникают сложные ситуации. Миомы хорошо снабжаются кровью и, увеличиваясь, смещают полость матки, что приводит к нетипичному расположению плодного яйца. В этих случаях ультразвуковое исследование необходимо проводить последовательно. Его начинают с эхотомографии в продольных плоскостях, затем проводят в поперечных плоскостях при полном мочевом пузыре. От плодного яйца получают многочисленные отражения, в то время как в области миомы нет отражений (Sundén, 1964). Это различие особенно заметно при более низком усилении сигнала. При более высоком уровне усиления сигнала, особенно в случае вторичных изменений в миоматозном узле, трудно поставить диагноз из-за многочисленных отражений.



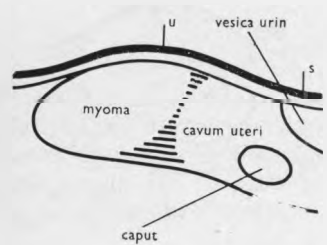
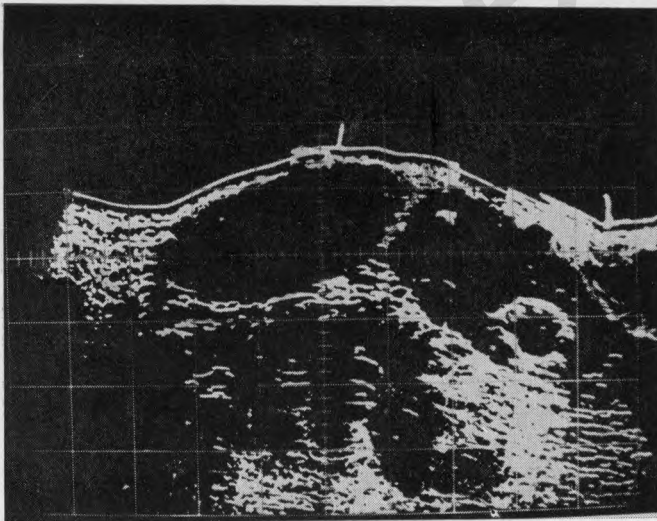
167. Абсцессе в области дугласова пространства.
 Позади приподнятой и отсесненной вперед матки — нечетко очерченное пространство без отражений. Lm; 1:2; 2 МГц.



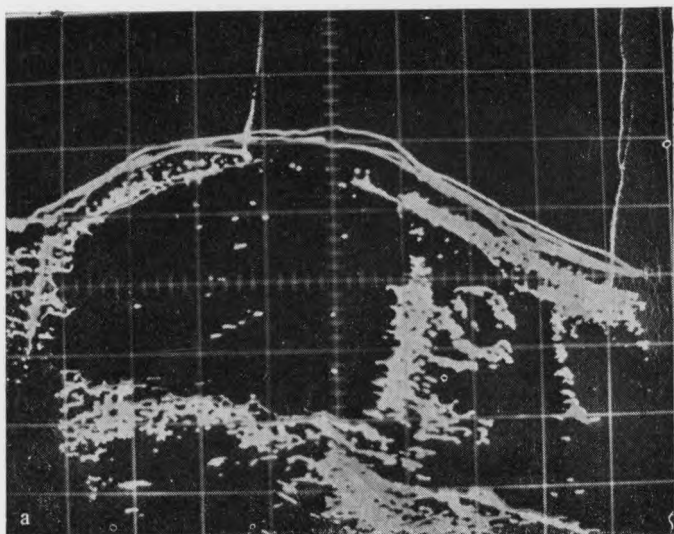
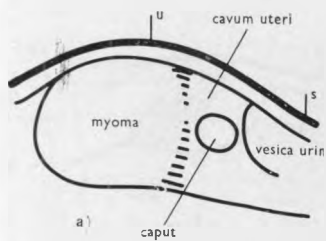
168. Эндометриоз.
 Матка отсеснена вправо и кзади. Кистозное образование по сравнению с соседними областями резко ограничено. При операции обнаружена самсонова киста. Гистологический диагноз: эндометриоз. T 2/s; 1:3; 2 МГц.



169. Беременность 10 нед. Миоматозная матка.
Плодное яйцо расположено на дне матки, миома заполняет
истмическую область матки. L 2 sin; 1:3; 2 МГц.

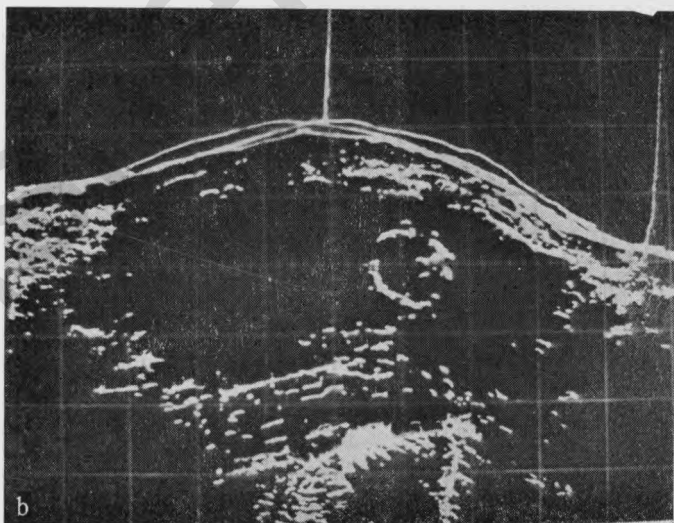
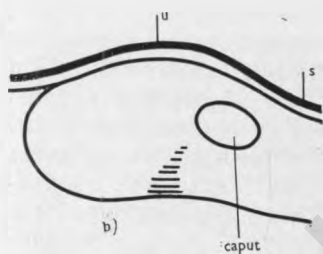


170. Беременность III мес. Миоматозная матка.
Граница между миомой и маткой четко обозначена. Lm;
1:3; 2 МГц.

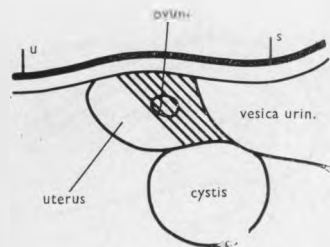
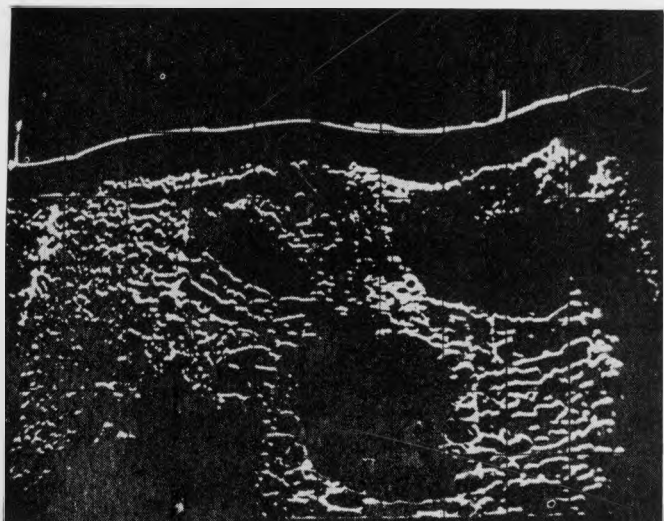


171. Беременность III мес. Миома матки.

а — миома занимает большую часть полости матки. Плод расположен ближе к шейке матки. Отчетливо определяется граница между миомой и полостью матки. L 2 dx; 1:3; 2 МГц;



б — то же наблюдение. Эхотомограмма произведена через 14 дней — граница между миомой и маткой не определяется, отчетливо выявляется головка плода. L 2 dx; 1:3; 2 МГц.



172. Беременность 9 нед. Киста яичника.

Матка оттеснена назад кистозным образованием, расположенным позади нее. Не удалось получить полного изображения сечения матки. L 3 sin; 1:2; 2 МГц.

В начале второго триместра беременности, развивающейся в миома-тозной матке, следует получить изображение ее полости и в ней — головки плода. Для регистрации границы миомы и полости матки необходимо на приборе установить соответствующий уровень усиления сигналов. При низких величинах усиления сигналов область миомы, от которой нет отражений, сливается с изображением полости матки. При высоких величинах получают многочисленные отражения, перекрывающие границы указанных структур, и в результате невозможно определить даже очертания плода. При более позднем сроке беременности миома может быть причиной патологического расположения плода, которое можно определить с помощью ультразвукового исследования.

23.3.2. Опухоли яичников при беременности

В начале беременности опухоли яичников могут быть причиной диагностических трудностей. С увеличением срока беременности происходит смещение матки и опухоли. Диагноз можно поставить лишь при получении двух отдельных изображений — беременной матки и опухоли яичника. В ранние сроки беременности исследование необходимо проводить при полном мочевом пузыре. При этом происходит оттеснение матки, и граница между ней и опухолью чаще всего четко определяется. Начинать исследование лучше при низком уровне усиления сигналов, при котором получается только изображение плодного яйца и еще нет отражений от кисты. При постепенном повышении уровня усиления сигналов изображение плодного яйца начинает сливаться с остальными отражениями, а область кисты все еще остается без отражений.

В конце беременности опухоль яичника может быть выявлена при пальпации, однако при этом трудно установить ее размеры. Ультразвуковое исследование помогает преодолеть эти трудности (рис. 167—172).

24. Злокачественные опухоли

С помощью современной ультразвуковой техники невозможно надежно диагностировать злокачественную опухоль. Особенно трудно это сделать в начальных стадиях заболевания, в которых дифференциально-диагностические возможности этого метода незначительны. В настоящее время проводятся широкие исследования с целью выявления характерных акустических признаков опухолей. Однако до сих пор не опубликовано каких-либо материалов, свидетельствующих о положительных результатах в этом направлении.

Donald (1965) сообщает о возможности отличить злокачественную опухоль яичников солидной структуры от кисты; Thompson и соавт. (1967) и Kratochwil (1970) по данным эхологического исследования диагностируют злокачественную опухоль в тех случаях, когда определяются многочисленные беспорядочно расположенные отражения, расходящиеся от стенок брюшной полости к соседним органам или от них в направлении к брюшной стенке. Выявление свободной жидкости одновременно, с бессистемно расположенными отражениями также может указывать на злокачественную опухоль.

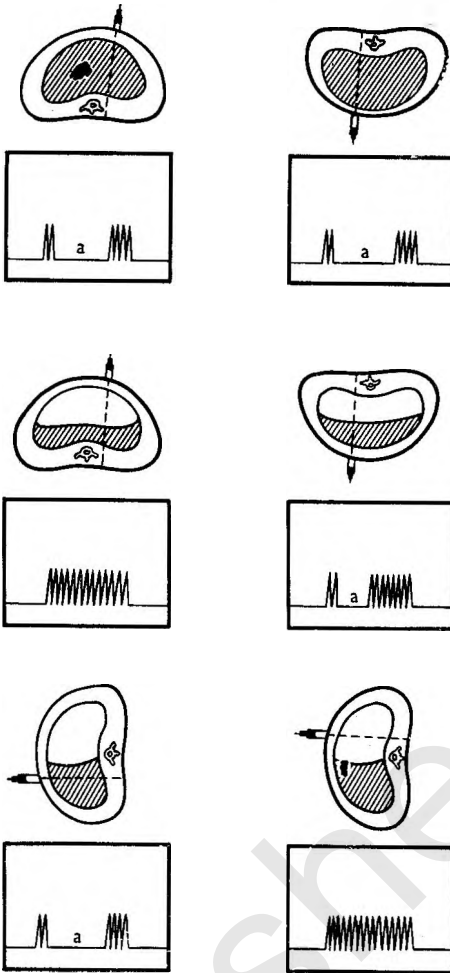
Такие данные можно получить при ультразвуковом исследовании лишь на более поздней стадии заболевания. Чаще всего они обусловлены структурой новообразования и его соотношением с окружающими органами. Если же принять во внимание, что при переходе кистомы в цистаденокарциному непрерывно происходят изменения морфологических структур, то можно понять, почему современная ультразвуковая диагностика не может играть важную роль в более раннем выявлении этих изменений. Все же, несмотря на это, ультразвуковой метод находит применение в диагностике онкологических заболеваний.

Определение точной локализации и объема злокачественной опухоли стало в ряде клиник основой для планирования соответствующей терапии. Уточнение топографии опухоли относительно скелета, органов малого таза, более крупных мышечных групп и определение расстояния от нее до поверхности тела являются исходными данными для выбора программы облучения (Reisner et al., 1970; Neminen, Jaäskelainen, 1970; Weyrauch, Schoknecht, 1970; Kärcher, 1971; Cohen Haas, 1971).

Для лучшей наглядности выявленных изменений Heckenthaler (1973) пантографом переносит контуры с эхотомограммы на бумагу и увеличивает их изображение в 3—4,4 раза.

Наблюдение с помощью ультразвука за изменениями размера опухоли в процессе лечения позволяет объективно оценивать действенность противоопухолевой терапии. С этой целью используют также влагалищный способ ультразвукового исследования (Zacutti, Brugnali, 1970; Kratochwil, 1970). Von Micski (1965), Mizuno и соавт. (1965) применили для исследования области шейки матки чреспузырную методику.

Обнаружение метастазов



173. Схематическое изображение положений обследуемой для диагностики асцита с помощью одномерного изображения.
а — область асцита.

жидкость представлена на эхотомограммах в виде зоны без отражений в брюшной полости. При этом расположенные в ней органы и структуры оттеснены к периферии. В одних случаях выявляется инфильтрация передней брюшной стенки или малого таза, в других — опухолевые инфильтраты могут быть расположены в задних отделах брюшной полости. При этом изображение опухолевых инфильтратов имеет неправильный контур. Диагностически более трудной является ситуация, когда опухоль инфильтрирует сальник и фиксирует кишечник к париетальному листку брюшины. Наличие газа в кишечнике вызывает многочисленные отражения и затрудняет интерпретацию изображения. Свободная жидкость определяется в виде зоны без отражений, вокруг которой имеются многочисленные беспорядочно расположенные отражения (Goldberg et al., 1970; Hünig, Kinser, 1973).

— Метастазы в мозг. При эхоэнцефалографическом исследовании могут быть обнаружены метастазы в мозг по косвенным признакам (изменение положения центрального отражения) или по прямым признакам (Schiefer, Kazner, 1967; White, 1970).

— Метастазы в легкие. При ультразвуковом исследовании можно обнаружить лишь метастазы, расположенные непосредственно под плеврой, так как содержащийся в легочной ткани воздух препятствует исследованию других зон легкого. При эхологическом исследовании также хорошо видны метастазы, расположенные на поверхности легких при гидротораксе.

— Метастазы в печень. При увеличении печени особенно отчетливо видны скопления неправильного расположения отражений в обычно однородном изображении паренхимы печени.

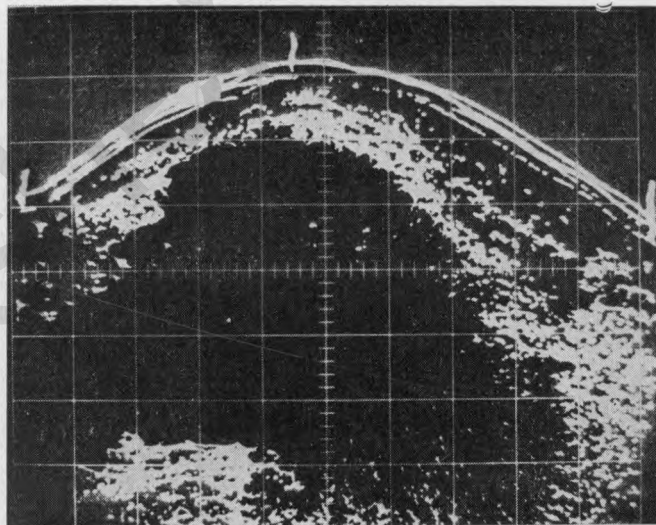
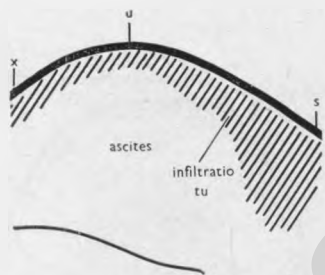
Асцит.

Наличие свободной жидкости в брюшной полости часто связывают со злокачественной опухолью яичников. Однако, как известно, асцит может быть вызван и заболеванием печени или декомпенсацией сердечной деятельности.

Эхологическая картина при асците зависит от количества жидкости, а также от инфильтративных изменений в брюшной полости. Асцитическая

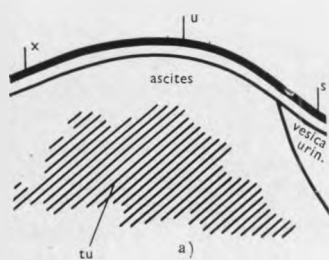
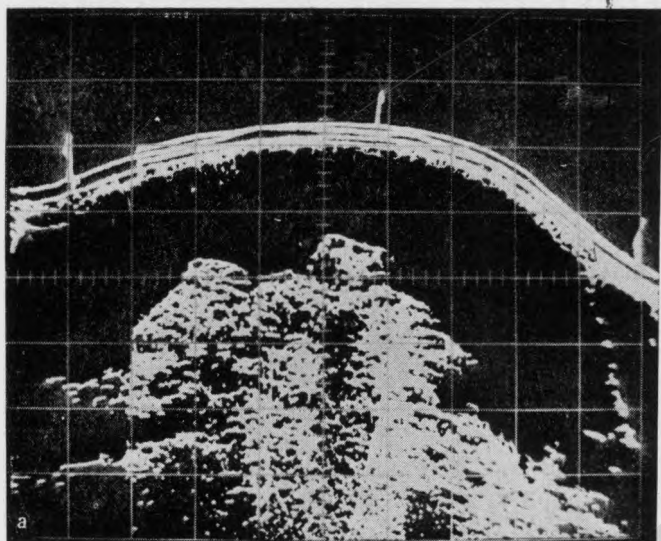
Определение локализации асцитической жидкости имеет значение при выборе места для проведения пункции брюшной полости. По данным ультразвукового исследования уточняют, где к брюшной стенке прилегают опухолевые инфильтраты или фиксирована петля кишки, чтобы при пункции не повредить их. После пункции можно также установить количество жидкости, оставшейся в брюшной полости, по одномерному (А) изображению. При этом исследование проводят в положениях пациентки лежа на спине и лежа на боку, а также в коленно-локтевом положении. Если вся брюшная полость занята жидкостью, регистрируются отражения лишь от передней и задней ее стенки. В тех случаях, когда в асцитической жидкости располагаются петли кишки или опухолевые узлы, от них регистрируются многочисленные отражения. Исследование, проведенное при разных положениях пациентки, дает возможность уточнить предполагаемый диагноз (рис. 173). В отличие от кистозных образований при асците не определяются четкие ровные границы. При значительном количестве жидкости диагностика затруднена. В этом случае лишь определение характера солидных структур может способствовать постановке правильного диагноза.

При распознавании свободной жидкости в брюшной полости по данным эхологического исследования не всегда можно определить причину ее возникновения. Между тем выявление асцита этим методом важно, так как он нередко остается не распознанным при клиническом исследовании (рис. 174—179).

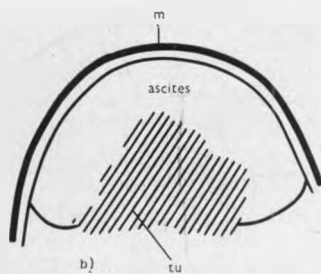
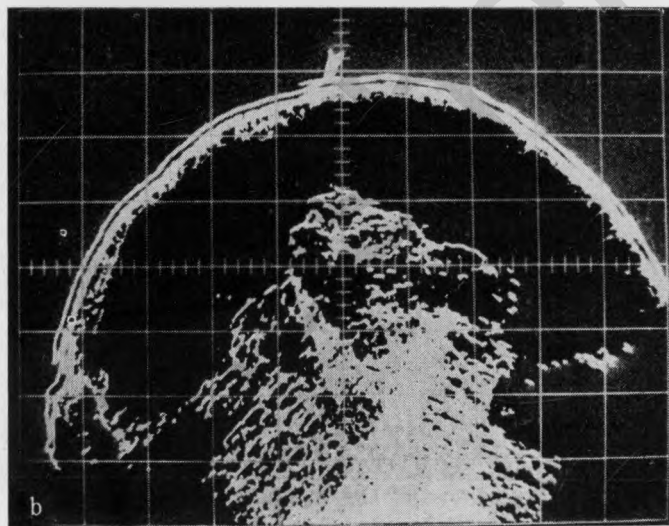


174. Опухоль, расположенная в малом тазу, диссеминация ее по брюшине.

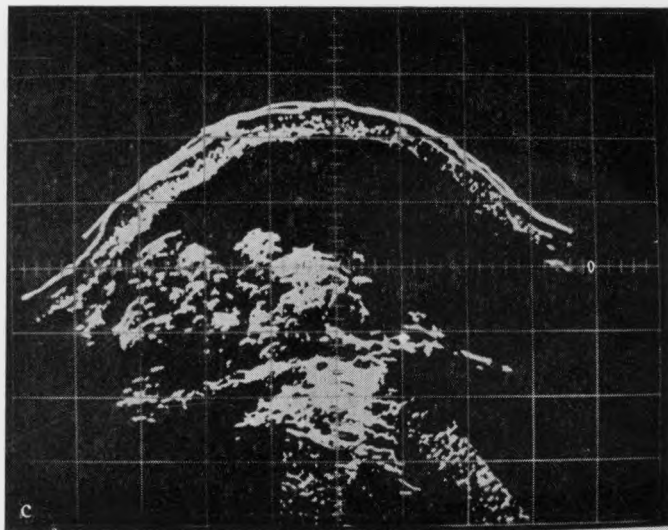
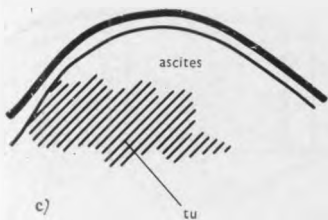
Выраженная инфильтрация париетальной брюшины передней стенки. Брюшная полость расширена и заполнена асцитической жидкостью. Lm; 1:3; 2 МГц.



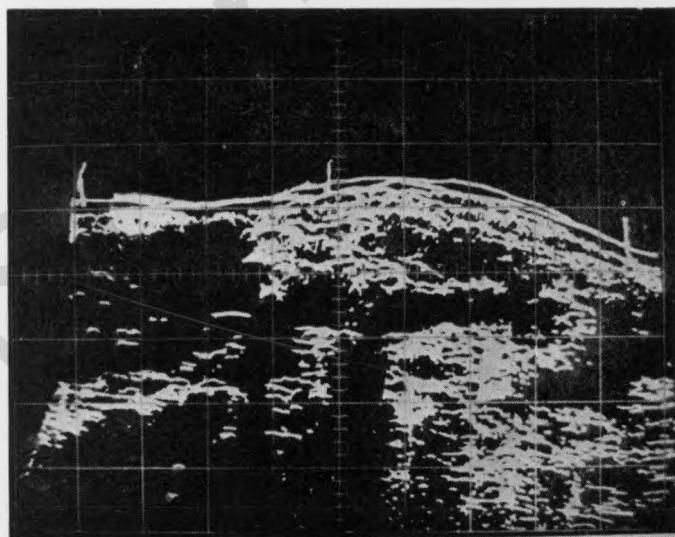
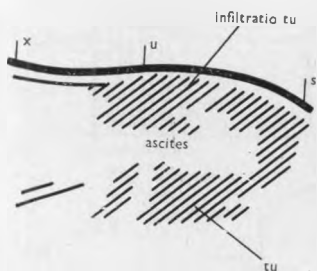
175. Цистаденокарцинома правого яичника, асцит.
 а — эхотомограмма в продольной плоскости. Определяются беспорядочные отражения от опухолевых образований, расположенных дорсально. Опухолевые образования прорастают в кишечные петли. Отмечается граница между опухолью и асцитом. Lm; 1:3; 2 МГц;



б — то же наблюдение. Эхотомограмма в поперечной плоскости. Изображение, аналогичное предыдущему. Определить локализацию опухоли в боковых отделах брюшной полости не удается. T 1/u; 1:3; 2 МГц;

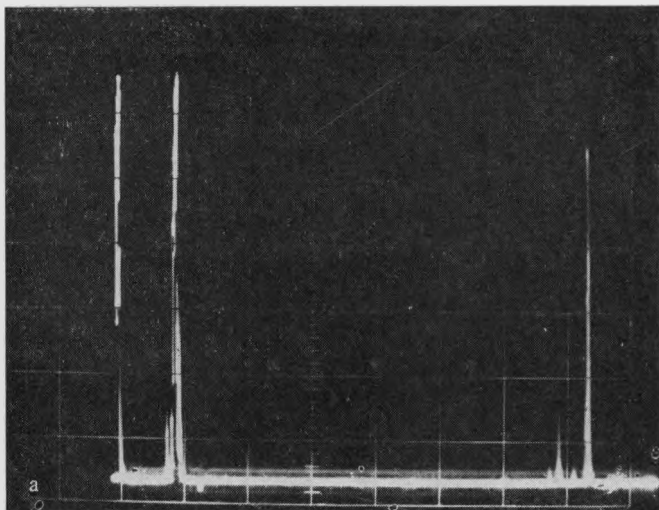


с — эхотомограмма в поперечной плоскости. Над симфизом выявляются нерегулярные отражения от опухоли, расположенной в правой половине брюшной полости. Т 3/с; 1:3; 2 МГц.



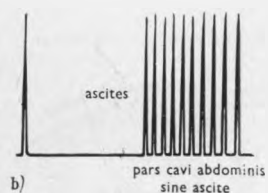
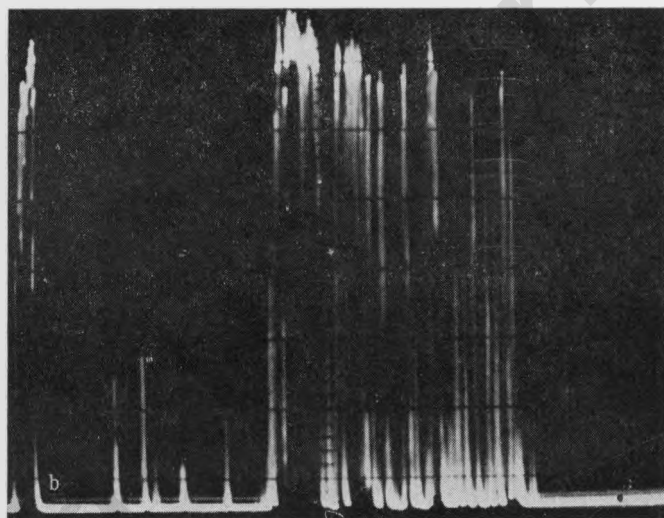
176. Карциноматозная диссеминация по брюшине и салнику.

Определяется инфильтрация париетальной брюшины, захватывающая и область, расположенную над пупком. Асцит выявляется лишь в свободном от опухоли пространстве. Лп; 1:3; 2 МГц.

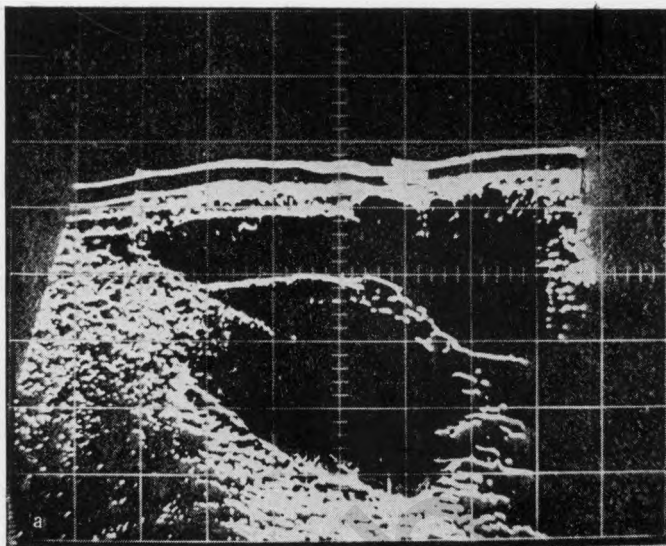
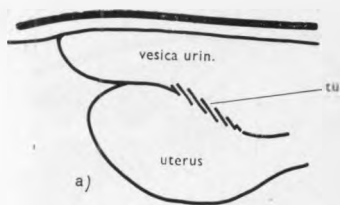


177. Определяется свободная жидкость в брюшной полости. Диагноз поставлен по данным одномерного исследования (А-изображение).

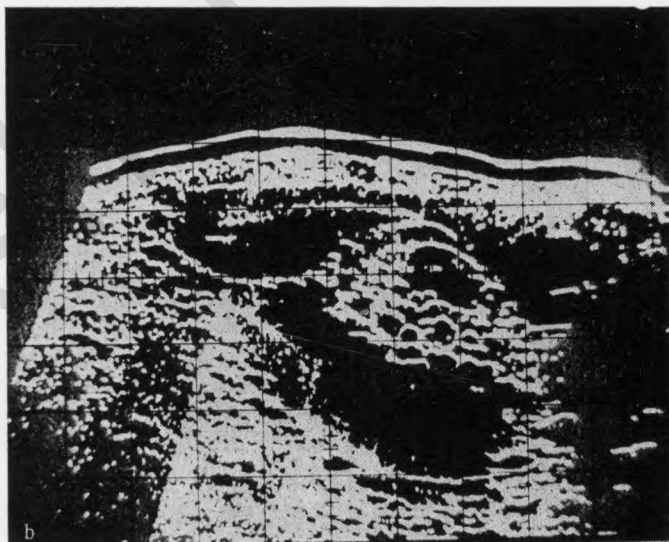
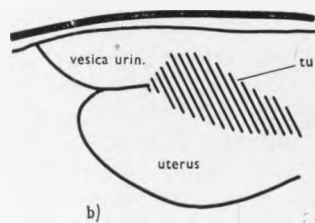
а — эхологическая картина до пункции — отражения получены лишь от передней и задней стенок брюшной полости. 1:3; 2 МГц;



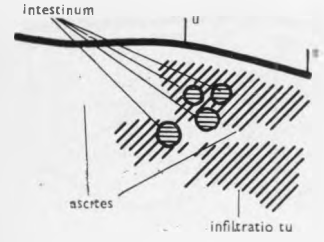
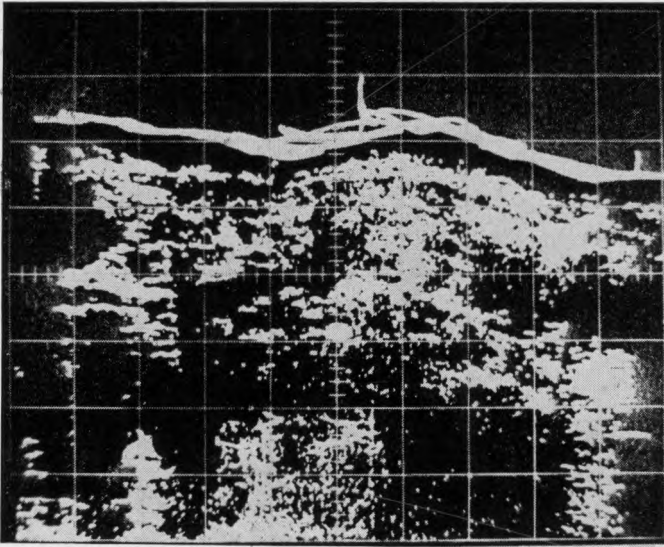
б — эхограмма после удаления части жидкости. Больная в коленно-локтевом положении. Расстояние между начальным и остальными отражениями и высокая их амплитуда указывают на оставшуюся жидкость в брюшной полости. Многочисленные отражения получены от структур, расположенных в участках, из которых жидкость была удалена. Отражения от передней границы асцита определяются нечетко. 1:3; 2 МГц.



178. Рак шейки матки.
 а — нерегулярные, немногочисленные отражения определяются на границе между мочевым пузырем и маткой. L 3 sin; 1:2; 2 МГц;



б — то же наблюдение через 3 мес. Отмечается значительное увеличение опухоли. L 3 sin; 1:2; 2 МГц.



179. Диффузная инфильтрация брюшной полости. Определяются многочисленные нерегулярные отражения от опухолевых образований и инфильтрированного опухоли кишечника. Выявляются типичные округлые скопления отражений от кишечной стенки. Lm; 1:3; 2 МГц.

25. Определение внутриматочных средств

Применение внутриматочных противозачаточных средств (ВПС) стало за последнее десятилетие одним из наиболее распространенных методов предупреждения беременности. В практике используют много разновидностей ВПС, отличающихся друг от друга по форме и материалу, из которых они изготовлены. Одним из условий получения противозачаточного эффекта является правильное расположение ВПС в полости матки. Это важно по следующим соображениям:

— ВПС может выпасть из полости матки и об этом женщина может не знать.

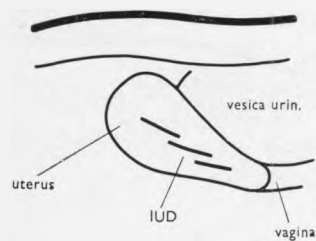
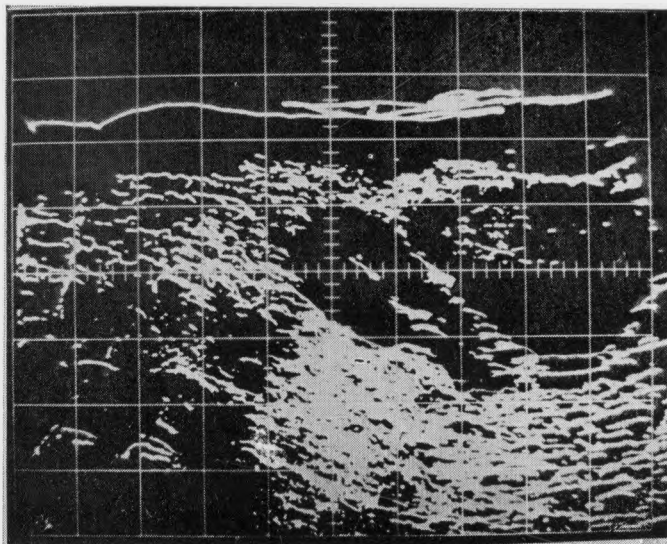
— У некоторых женщин, несмотря на использование ВПС, развивается беременность и необходимо это подтвердить, а также установить находится ли ВПС в полости матки.

— ВПС может находиться частично или полностью вне полости матки, что наблюдается, например, при перфорации либо при воспалении.

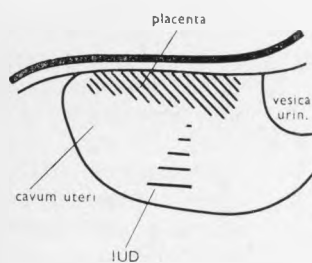
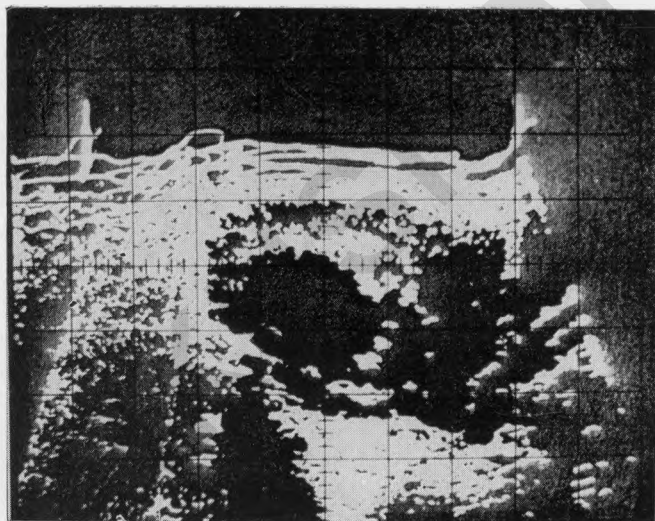
О расположении ВПС в полости матки можно судить по силовой нити, конец которой у некоторых приспособлений, вводимых в матку, выступает из ее шейки и служит также для их удаления. Известен ряд методов определения расположения ВПС в полости матки. Наиболее простой из них — введение маточного зонда или экстракционного крючка. Однако использование этого способа противопоказано при предполагаемой беременности.

— До сих пор широко пользуются рентгенографией для уточнения локализации ВПС, однако при этом можно лишь обнаружить ВПС и ориентировочно определить его расположение. Отношение ВПС к стенке матки точнее выявляется при гистеросальпингографии. Рентгенографическое исследование все же не следует применять у женщин в детородном периоде, а при беременности оно противопоказано. Для уточнения локализации ВПС использовались специальные приборы, например звукочастотный беолокатор, работающий на электромагнитном принципе. Однако получаемые этим аппаратом сигналы от ВПС могут быть такими же, как сигналы, регистрируемые в начальном периоде беременности, и, кроме того, они не определяют точной топографии ВПС (Janniruberto, Mastroberardino, 1972).

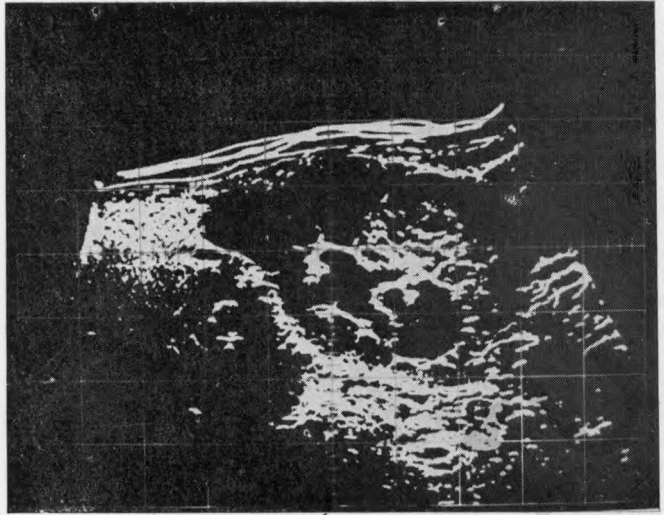
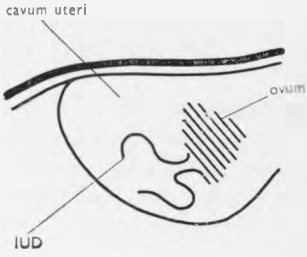
Использование ультразвукового исследования для определения расположения ВПС впервые описал Winters (1966). Им получены хорошие результаты при применении одномерного А-метода. При чрезвлагалищном эхологическом исследовании он определял наличие ВПС у 45 из 47 обследованных женщин. Однако этот способ не нашел широкого применения, так как с его помощью невозможно уточнить локализацию ВПС и оценка его результатов трудна. Местоположение ВПС можно точнее определить двумерным В-методом. Принципы двумерного ультразвукового исследования для уточнения локализации ВПС разработали Nemes и Kerpényi (1971), а более подробно Diirainen (1972).



180. ВПС в полости матки. Матка — в anteversio.
L 2 dx; 1:2; 2 МГц.

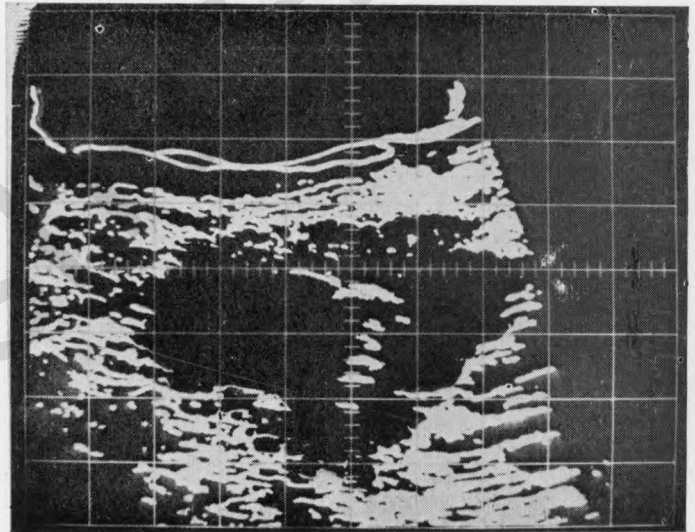
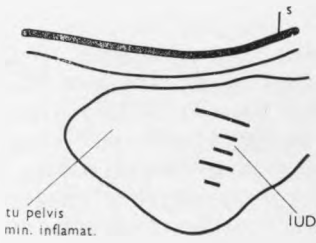


181. ВПС в полости беременной матки (беременность 11 нед).
Плацента расположена на передней стенке матки. L 1 dx;
1:2; 2 МГц.



182. ВПС в беременной матке.

ВПС находится в широкой полости матки, расположено в сагиттальной плоскости, и поэтому его изображение очень четкое. L 2 dx; 1:2; 2 МГц.



183. ВПС в полости матки при воспалительном процессе в малом тазу.

Из-за воспалительного процесса в матке и малом тазу граница между маткой и воспалительным процессом нечеткая. Lm; 1:2; 2 МГц.

Несмотря на небольшие размеры ВПС можно выявить при исследовании с помощью ультразвука. Разность акустического импеданса между стенкой матки и ВПС довольно значительна.

Несмотря на то что ВПС имеют небольшие размеры, от них хорошо отражаются ультразвуковые волны и на эхотомограмме получаются отчетливые мелкие отражения. Их форма зависит не только от конфигурации ВПС, но также и от плоскости, в которой проведено исследование. Отражения имеют форму точек или черточек, которые расположены равномерно и благодаря значительной интенсивности отчетливо видны на фоне изображения матки, представленного зоной без отражений. Чем большая часть ВПС выявлена, тем легче установить его расположение. Поэтому целесообразнее проводить исследование так, чтобы получить изображение ВПС по продольной оси.

Ультразвуковое исследование проводится при полном мочевом пузыре, в основном в продольных плоскостях. Наиболее вероятно, что именно в них будет получено изображение ВПС по его длинной оси. Кроме того, по изображению в этих плоскостях легче ориентироваться в топографических соотношениях ВПС и матки. Эхотомограммы, полученные в поперечных плоскостях, являются дополнительными.

Если ВПС расположено перпендикулярно к плоскости сканирования датчика, изображение ВПС получается в виде точек. По мере того как плоскость сканирования датчика проходит параллельно длинной оси ВПС, его изображение приобретает вид черточек. Особенности изображения ВПС определяются прежде всего величиной сгибания и поворота матки — чем они больше, тем отчетливее получаемые данные.

Важные данные ультразвукового исследования можно получить при подозрении на беременность; от расположения ВПС часто зависит ее исход. Для диагностики беременности одновременно с изображением ВПС должно быть получено изображение плодного яйца. Так как полость матки при беременности расширена, ВПС часто располагается в ней таким образом, что его изображение легко выявляется. Перфорация матки и проникновение ВПС в окружающие ткани может быть диагностировано при одновременном получении изображения матки и расположенного вне ее ВПС (Janniruberto, Mastroberardino, 1972).

При воспалении в малом тазу матка часто в разной степени вовлекается в воспалительный инфильтрат и может быть по-разному смещена. В этих случаях изображение ВПС расположено в широкой зоне без отражений, так как при образовании воспалительного инфильтрата вокруг матки граница между ней и инфильтратом не определяется (рис. 180—183).

26. Исследование молочных желез

Необходимость в методах исследования молочных желез обусловлена тем, что в них наиболее часто наблюдаются злокачественные новообразования у женщин. Результаты лечения рака молочных желез находятся в прямой зависимости от ранней диагностики.

Методом пальпации не всегда можно рано выявить опухоль молочной железы. Трудности диагностики обусловлены тем, что жировая, железистая и соединительная ткани в молочных железах образуют сложные переплетения. Кроме того, структура молочных желез изменяется в зависимости от фазы менструально-овариального цикла и возраста женщины. Оценка этих изменений и диагностика патологических образований в молочных железах сложны, какими бы методами исследования мы ни пользовались — классическими или современными.

В последние годы находит широкое применение метод рентгенологического исследования — маммография, диагностическая надежность которой составляет около 80—95% (Бразников, Линденбратен, 1965; Berger et al., 1963; Braznikov, Lindenbraten, 1965; Arandes, Prats, 1969, и др.). Однако прошло не одно десятилетие, прежде чем была отработана техника и методика исследования (Gragl, 1970; Rosen et al., 1970; Huber, 1970; Forrest, 1970, и др.).

На обзорной маммограмме суммируется изображение всех структурных элементов молочной железы и патологического очага. В связи с этим для определения топографии патологического образования необходимо делать снимки в двух проекциях. Контрастирование молочных желез обогащает динамические возможности этого метода (Heather et al., 1972), однако из-за сложности техники исследования его редко используют в практике.

Ксерография — это также рентгенологический метод исследования, при котором снимки получают на пластинах, покрытых селеном. Хотя при ксерографии более отчетливо выявляется структурный рисунок молочных желез, чем при маммографии (Boag et al., 1972; Gregi, 1970), этот метод пока используется лишь в специализированных институтах.

В последние годы для исследования молочных желез используется термография (Notter, Melander, 1968; Forrest, 1970). Этот метод дает хорошие результаты при диагностике заболеваний молочных желез. Однако термография лишь косвенный способ выявления патологических изменений в молочных железах.

Молочная железа была одним из первых органов, исследованных с помощью ультразвука как одномерным (А), так и двумерным (Б) методом (Wild, Reid, 1952; Howry et al., 1954; Kikuchi et al., 1957; Hayashi et al., 1961). В дальнейшем в диагностику заболеваний молочных желез с помощью ультразвука внесли определенный вклад прежде всего японские исследователи, которые выявили различные эхологические признаки при доброкачественных и злокачественных опухолях (Tokada et al., 1965;

Katoka et al., 1966; Tsumoto, 1966; Mori et al., 1966; Takahasi et al., 1966; Wagai et al., 1967; Mitsuno et al., 1967; Fujmuri et al., 1968). Этими работами были показаны диагностические возможности, прежде всего двумерного (Б) метода, при котором получается изображение молочных желез в сечении.

Накопленный опыт показал, что с помощью ультразвукового метода можно выявить патологический очаг и точно определить его топографию, размер и структуру. Однако интерпретация эхотомографической картины затруднена потому, что анатомические структуры молочной железы сложно переплетены. Вначале с помощью ультразвука диагностировали лишь новообразования, которые пальпировались, и определяли их локализацию и размер. Поэтому волна восторженных высказываний в пользу исследования молочных желез ультразвуковым методом на какое-то время спала, как и при появлении метода маммографии. Лишь в последние годы вновь появились сообщения об ультразвуковом исследовании молочных желез. Постепенно нами были накоплены знания о том, как отображаются различные ткани молочной железы и патологические образования в ней. Этому способствовало сравнение результатов ультразвукового исследования и данных, полученных при операции, а также анатомо-эхологические сопоставления. Метод ультразвукового исследования молочной железы постепенно внедряется в практику (Wells, Evans, 1969; Deland, 1969; Jellins et al., 1971).

Исследование молочных желез в продольных и поперечных плоскостях проводится в положении лежа на спине. При перемещении датчика непосредственно по поверхности молочной железы она сдавливается и деформируется. Структуры, расположенные вблизи кожи, плохо выявляются, так как они мало удалены от поверхности датчика. Поэтому для исследования молочных желез чаще всего используют методы косвенные, с помощью которых можно устранить указанные недостатки. Австралийские ученые при исследовании молочных желез используют воду. К молочным железам прикладывают полиэтиленовую ванночку, наполненную жидкостью с примесью веществ, снижающих поверхностное натяжение. На дне ванночки имеются два отверстия, закрытые эластическими мембранами, через которые молочные железы погружаются в ванночки. При исследовании датчик движется в воде. Японские исследователи чаще всего применяют приборы, в которых датчик перемещается в воде в полиэтиленовом мешочке, который прикладывается к молочным железам.

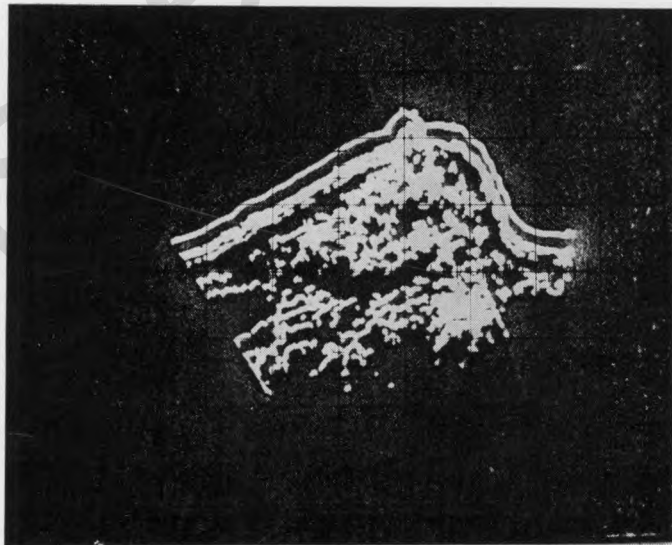
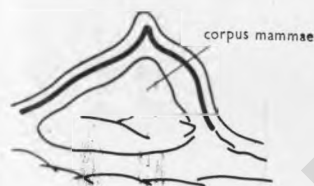
Для исследования молочных желез сначала использовали ультразвук более высокой частоты (10—15 МГц), в настоящее время чаще применяют датчики с частотой в 2—5 МГц.

При эхологическом исследовании отражения от кожи молочной железы четкие. При этом можно определить толщину подкожного жирового слоя или патологическое утолщение кожи. Подкожный жировой слой отображается как область, почти лишенная отражений, тогда как железистая ткань представлена многочисленными беспорядочно расположенными отражениями: ретромаммарный слой жировой ткани отображается в виде зоны почти без отражений. На эхотомограмме отчетливо определяются также участки грудной стенки. Ткани, расположенные за ребрами, представлены в виде типичных зон без отражений, а межреберные ткани — многочисленными отражениями. Сложная структура молочной железы затрудняет расшифровку эхологической картины, особенно при больших размерах патологических очагов.

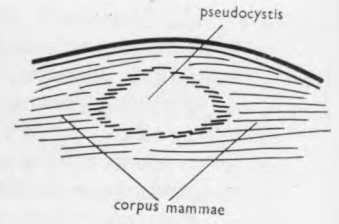
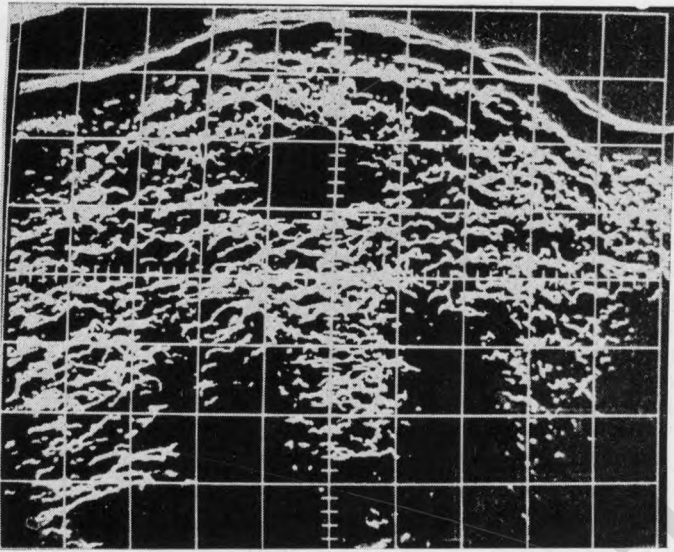
Изображение железистой ткани при кистозной форме мастопатии имеет больше округлых участков без отражений, чем изображение здоровой молочной железы.

Фиброаденомы также представлены в виде ограниченных участков без отражений. Контуры этих участков в отличие от очертаний при кисте не столь четкие и не закруглены. Меняя величину усиления сигналов, можно обнаружить отдельные отражения от опухоли молочных желез.

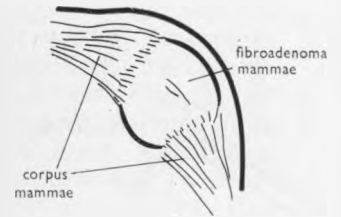
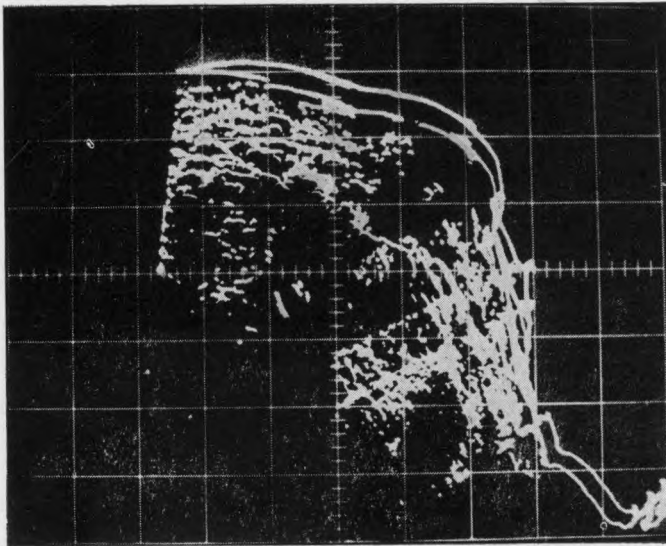
Рак молочной железы также представлен на эхотомограмме зоной без отражений, однако при подборе разного усиления сигналов можно получить беспорядочно расположенные отражения от внутренних структур новообразования. Контуры опухоли четко очерчены, но неравномерны. Многочисленные отражения от поверхности опухоли свидетельствуют, очевидно, о перезком отграничении ее от окружающей ткани, усиленном кровообращении и реакции соединительной ткани вокруг злокачественной опухоли (рис. 184—188).



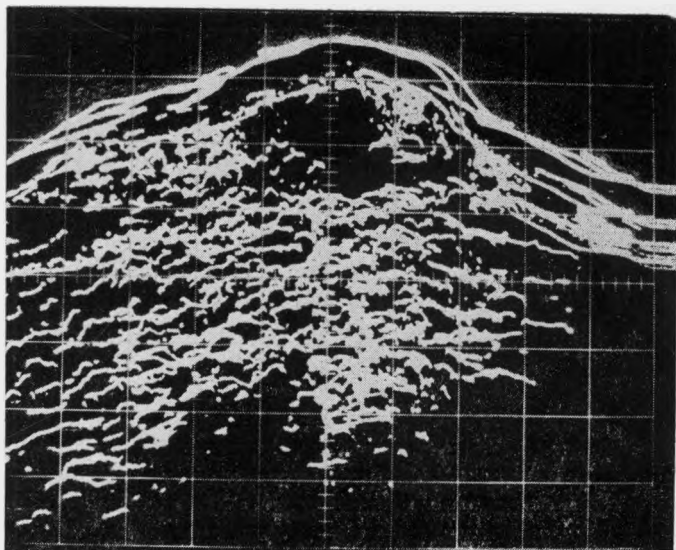
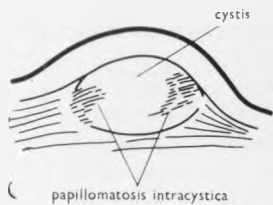
184. Эхотомограмма молочной железы в норме. Определяется граница между железистой тканью, подкожной жировой клетчаткой и ретромаммарным пространством. L; 1:3; 2 МГц.



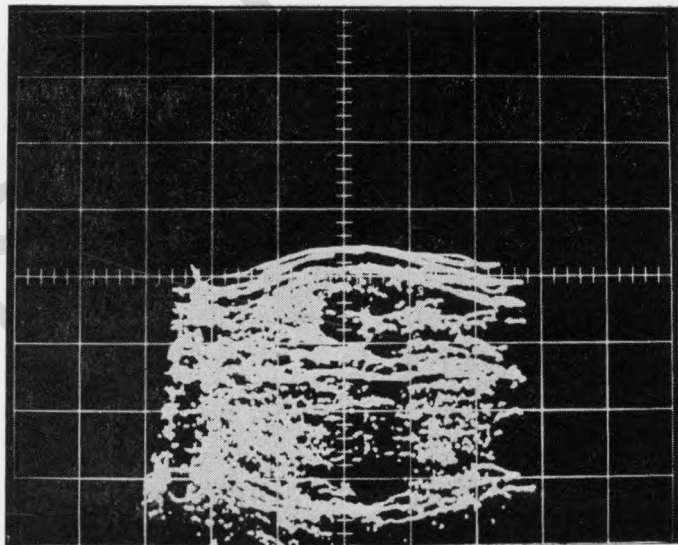
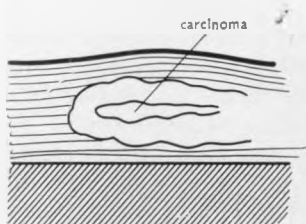
185. Воспалительная псевдокиста левой молочной железы. Киста нечетко отграничена от окружающих тканей. L; 1:1; 2 МГц.



186. Фиброаденома правой молочной железы. Образование отграничено от окружающих тканей. T; 1:2; 2 МГц.



187. Киста правой молочной железы 1 dx.
В полости кисты определяются аденоматозные разрастания.
L; 1:1; 2 МГц.



188. Макропрепарат молочной железы, удаленной по поводу
рака.
Определяются отражения от опухоли широкого тяжа соединительной ткани. Препарат лежит на пробковой подставке.
1:3; 5 МГц.

27. Ультразвуковое исследование почек

Несмотря на то что болезни почек относятся к области внутренней медицины и урологии, гинеколог с ними довольно часто встречается в акушерской практике.

Для получения изображения почек используется ряд диагностических методов и прежде всего рентгенологические: выделительная урография, ретроградная пиелография, пневморетроперитонеум, периренальная пневмография, нефротомография и ангиография. В клинической практике применяют также изотопную нефрографию, так как при этом можно получить не только функциональные данные, но и изображение почек.

Однако при беременности рентгенологическое исследование проводить довольно сложно, а если учесть, что рентгенография проводится неоднократно, то метод следует признать противопоказанным. Некоторые диагностические трудности могут быть преодолены при ультразвуковом исследовании. На эту возможность указал Holmes (1965), который проводил исследования паренхиматозных органов (Holmes et al., 1963).

Одномерный А-метод исследования в диагностике заболевания почек разработали Goldberg и соавт. (1968). Они сосредоточили свое внимание прежде всего на дифференциальной диагностике между солидными и кистозными образованиями в паренхиме почек. При эхологическом исследовании правильные результаты были получены в 95% наблюдений. Однако для определения локализации опухоли авторам потребовались также данные выделительной урографии. Тем не менее разработка одномерного А-метода явилась несомненным вкладом в диагностику кистозных и солидных образований почек.

В настоящее время для распознавания патологических изменений почек прежде всего применяется двумерный В-метод, который расширил диагностические возможности ультразвукового исследования. При этом имеется возможность определить топографию изменений. Почка имеет характерную правильную конфигурацию и относительно гомогенную структуру. Ее граница с окружающей жировой и соединительной тканью, в которой она расположена, четкая. Этому соответствует и картина, получаемая при ультразвуковом исследовании.

От тканей, окружающих почку, получают многочисленные отражения, а паренхима почек представлена зоной почти без отражений. Лишь в области ворот почки имеется значительное число отражений от почечных чашечек, лоханки и крупных сосудов. Исследование почки проводят датчиком с частотой 2 и 5 МГц, причем применение более высокой частоты дает лучшие результаты. В отличие от положения, в котором проводится исследование брюшной полости, при эхотомографии почек женщина должна находиться в положении пронации, а в случае большого срока беременности — в положении лежа на боку.

27.1. ОПРЕДЕЛЕНИЕ РАСПОЛОЖЕНИЯ И РАЗМЕРА ПОЧЕК

При исследовании почек эхотомографию проводят в поперечных, продольных и косонаправленных плоскостях. Поперечные плоскости являются исходными при послойном исследовании в положении пронации. Сканирование начинают в области нижних ребер и находят изображение верхнего полюса почек. На эхотомограмме в масштабе 1:3 можно одновременно получить изображение сечения обеих почек и определить уровень их расположения.

В горизонтальном положении правая почка расположена несколько ниже левой. На эхотомограммах, полученных с интервалом в 1 см, измеряют переднезадние и поперечные размеры обеих почек. По мере приближения к области ворот почек количество отражений увеличивается, и, наоборот, в плоскостях, расположенных ближе к каудальному полюсу почек, их число постепенно уменьшается.

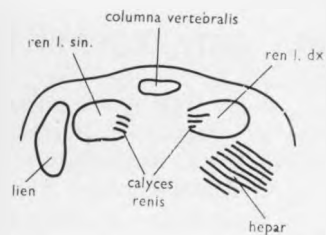
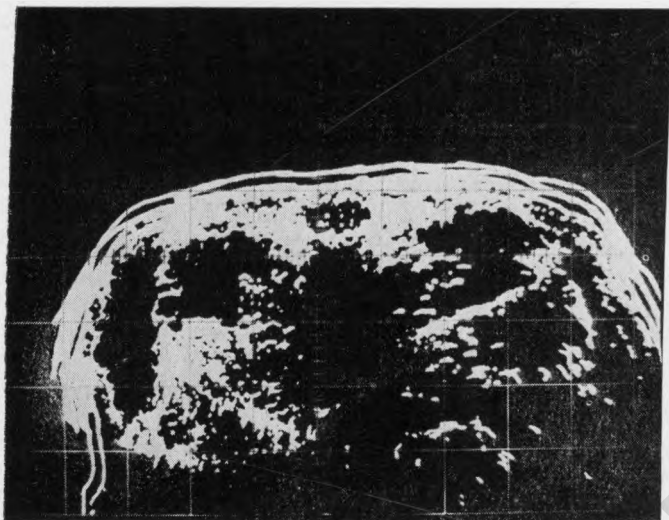
На эхотомограмме изображение почки по длинной оси получают при сканировании датчика в продольной плоскости, расположенной под некоторым углом к средней линии соответственно положению, так как краниальный полюс почки удален от средней линии на 4—5 см, а каудальный — на 6—9 см. Поэтому исследование, проведенное в продольной плоскости, параллельно средней линии, не дает точных сведений о размерах почки. Для более быстрого определения направления сканирования вначале обозначают на поверхности тела краниальный и каудальный полюсы почки, обнаруженные при эхотомографии в поперечной плоскости. При эхологическом исследовании пациентки в положении на боку, естественно, получают изображение только одной почки. При диагностике так называемой блуждающей почки проводят контрольное исследование в вертикальном положении пациентки и сравнивают его результаты с данными, полученными при эхотомографии в горизонтальном положении.

27.2. ДИАГНОСТИКА ПАТОЛОГИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ ПОЧЕК

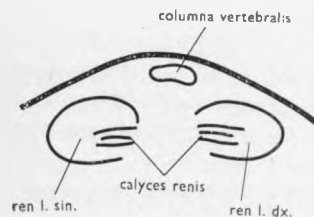
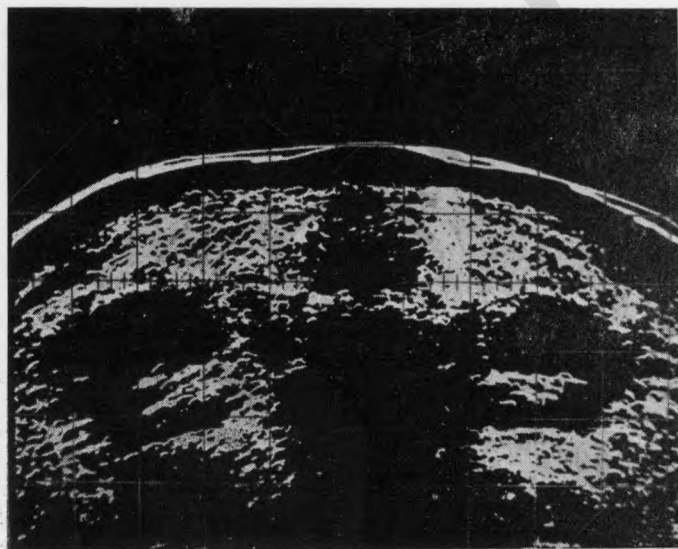
Измерение почек и сравнение их размера позволяет получить важные для диагностики данные. Так, при гидронефрозе обращает на себя внимание одностороннее или двустороннее увеличение эхологического изображения почек. Кроме того, при этом можно обнаружить изменения в области ворот почек. При эхотомографии можно также установить соотношение размера паренхиматозной части почки к ее размеру в области ворот и лоханок.

При исследовании в поперечных плоскостях можно получить четкое изображение почки, оставшейся после односторонней нефрэктомии или при аплазии одной почки. Часто на эхотомограммах обнаруживают изображение увеличенной оставшейся почки вследствие ее функциональной гипертрофии. С помощью ультразвука получают четкое изображение нефункционирующей почки, которую трудно диагностировать при изотопной нефрографии и рентгенологическом исследовании. По данным эхотомографии можно дифференцировать солидные и кистозные образования в почках и в брюшной полости. Для этого либо используют датчики, имеющие разную частоту, либо исследование проводят при разном усилении сигналов. Ультразвуковым методом можно выявить камни в почках независимо от их химического состава.

Ультразвуковая эхотомография не может заменить другие методы исследования, при которых получают изображение почек. С его помощью

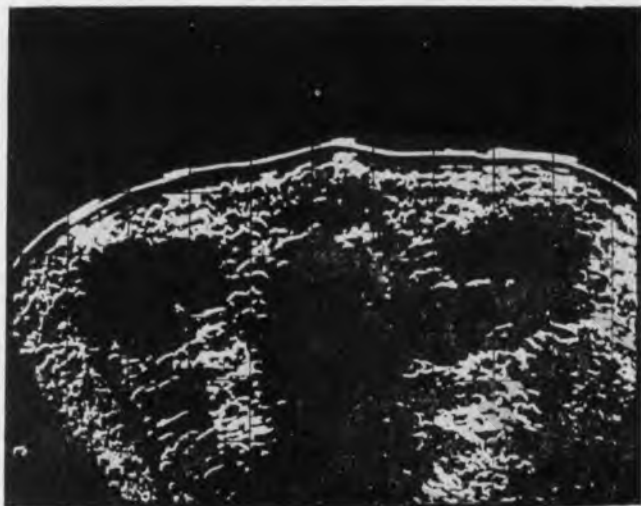
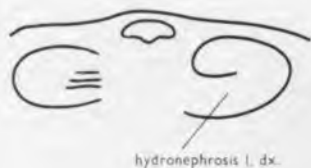


189. Топография почек на экзотомограмме при исследовании в поперечной плоскости. Пациентка в положении пронации. Отчетливо определяются отражения от селезенки, менее четко — отражения от печени. Т; 1:3; 2 МГц.

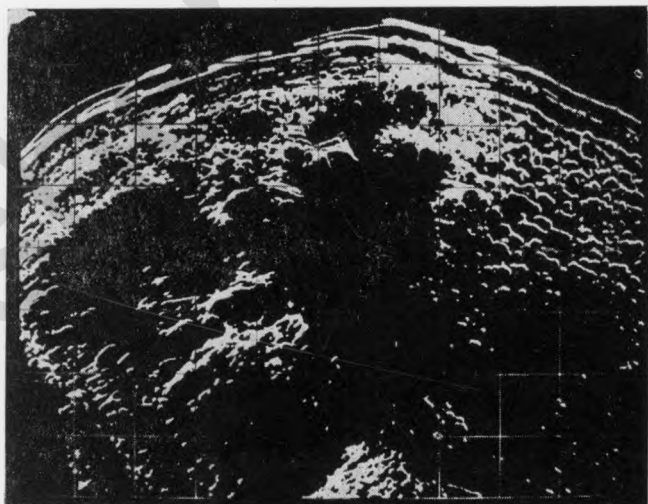


190. Экзотомограмма почек в норме. Различие в размерах почек обусловлено их расположением на разной высоте справа и слева. Т; 1:2; 2 МГц.

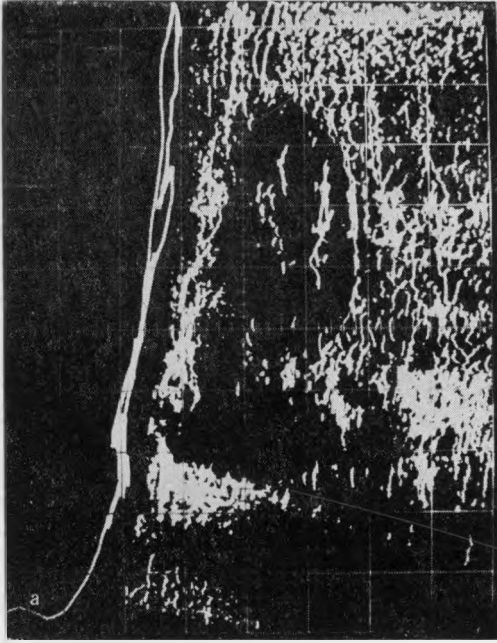
невозможно выявить детали патологических изменений, которые с большой точностью определяются на рентгеновском снимке. Несмотря на это, эхологическое исследование имеет определенное преимущество, особенно при необходимости уточнить состояние почек у беременной (рис. 189—195).



191. Правосторонний гидронефроз. 1 dx.
На эхотомограмме отмечается расширение лоханки справа. Т; 1:2; 2 МГц.

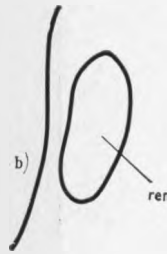
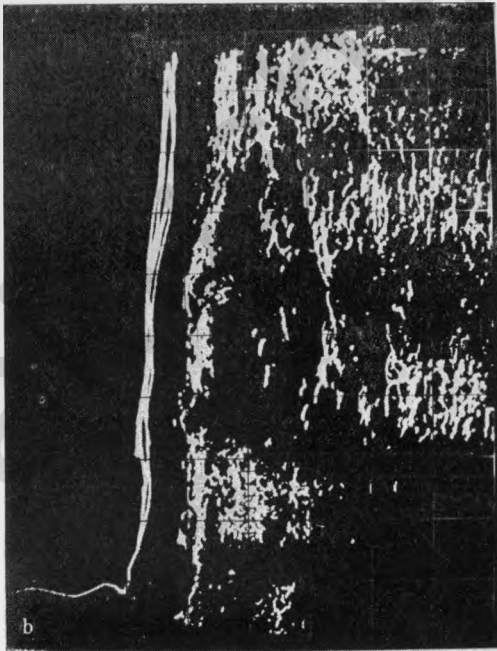


192. Эхотомограмма после правосторонней нефрэктомии.
Определяется викарная гипертрофия оставшейся левой почки. Т; 1:2; 2 МГц.

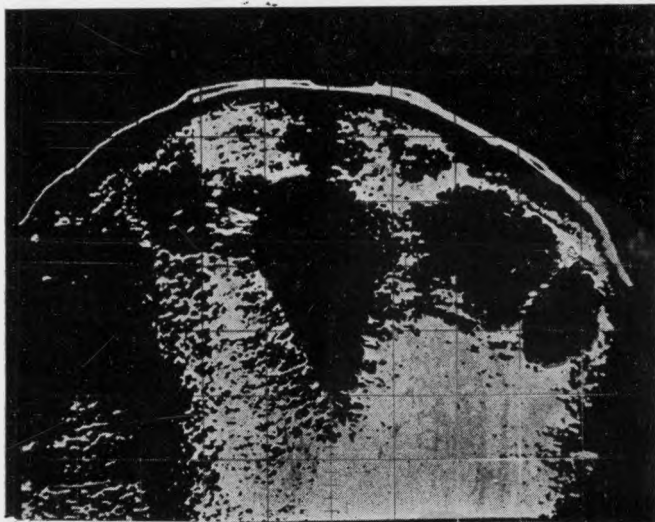
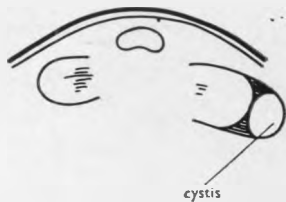


193. Киста правой почки.

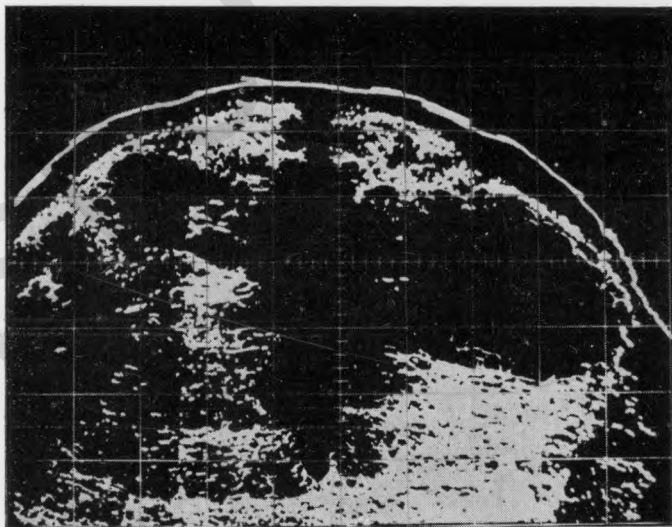
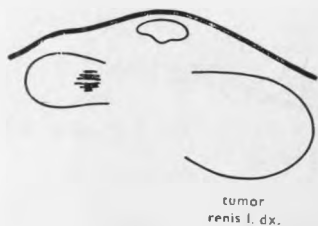
а — отражения от кисты определяются в области нижнего полюса правой почки. L dx; 1:2; 2 МГц;



б — изображение левой почки. L sin; 1:2; 2 МГц.

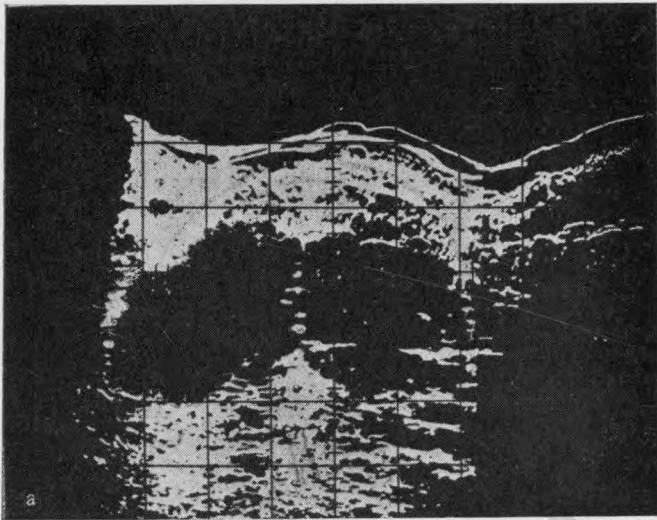


194. Киста правой почки. 1 dx.
Изображение кисты определяется в области латерального контура. Отчетливо видны очертания паренхимы увеличенной почки. Т; 1;2; 5 МГц.

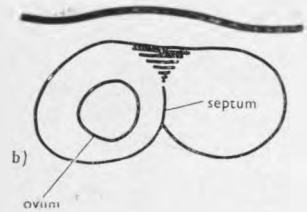
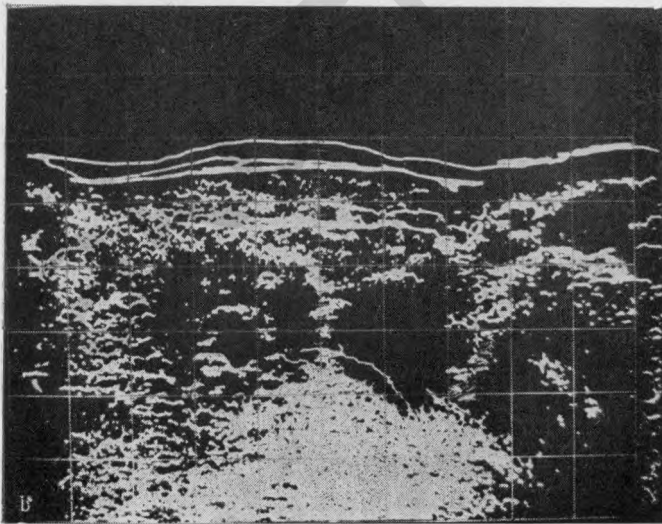


195. Опухоль правой почки (опухоль Гравитца).
Диагноз опухоли почки установлен до эхотомографии другими методами и подтвержден при операции. Т; 1;3; 2 МГц.

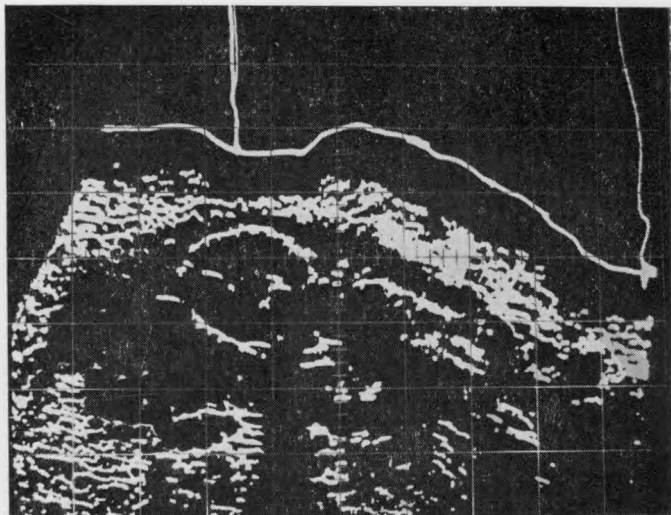
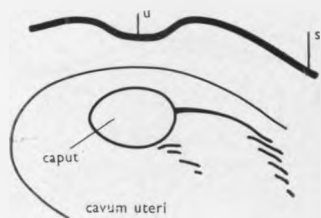
28. Разное



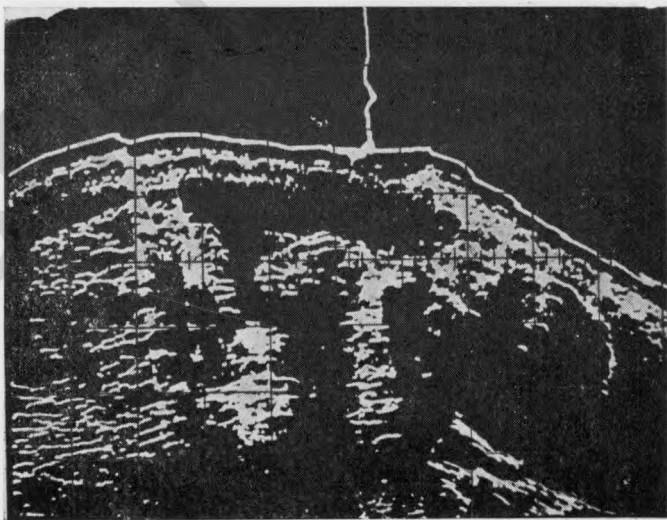
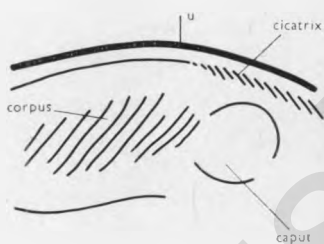
196. Двурогая матка; беременность 7 нед.
а — двурогая матка до беременности. Отчетливо определяются перегородка и паружный контур матки, свидетельствующий об ее удвоении. Т 1/с; 1:2; 2 МГц;



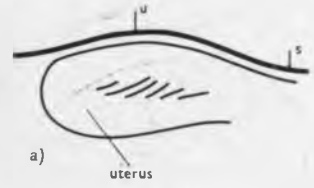
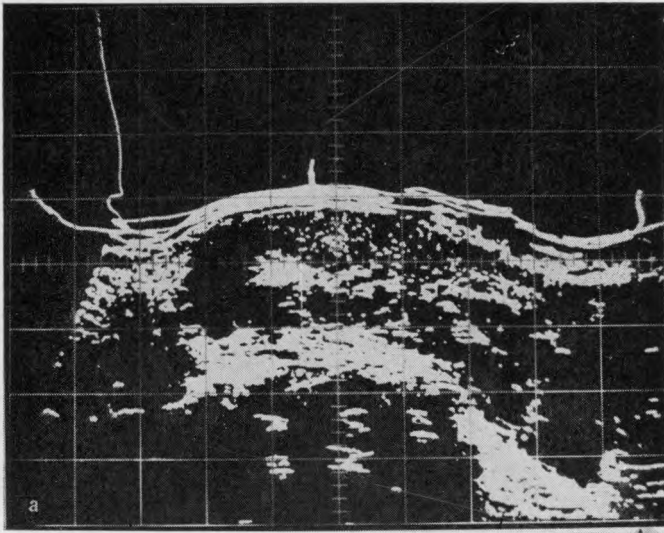
б — беременность в правом роге матки. Т 2/с; 1:2; 2 МГц.



197. Беременность VII мес у очень тучной женщины. Беременность не была установлена при неоднократном пальпаторном и аускультативном обследовании. Масса тела женщины 135 кг. Определяется значительный слой жировой клетчатки в области передней брюшной стенки. Продольное положение плода, тазовое предлежание. L 1 dx; 1;3; 2 МГц.

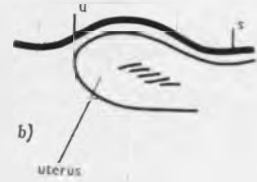
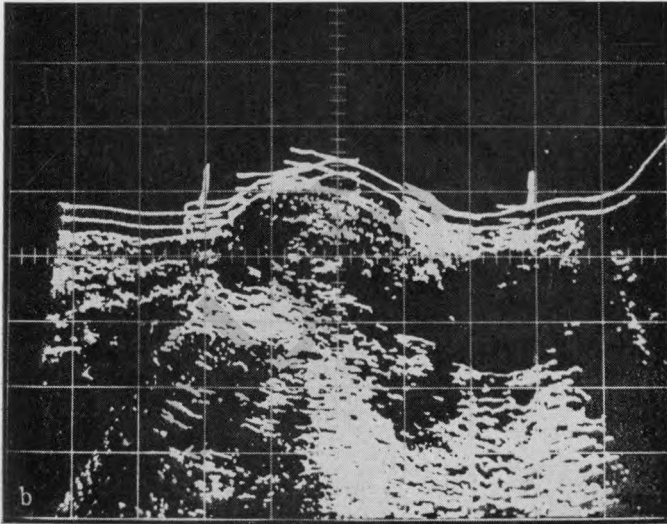


198. Беременность 32 нед. Рубец после операции кесарева сечения. Определяются отражения от рубца на передней брюшной стенке после кесарева сечения, которым закончилась предыдущая беременность. Lm; 1;3; 2 МГц.

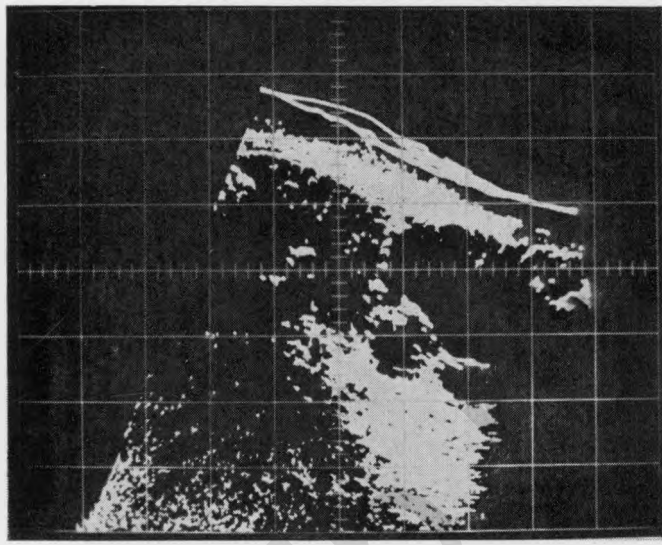
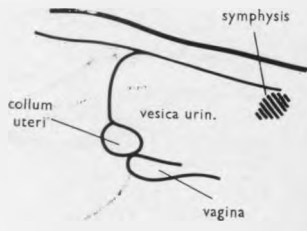


199. Послеродовое сокращение матки.

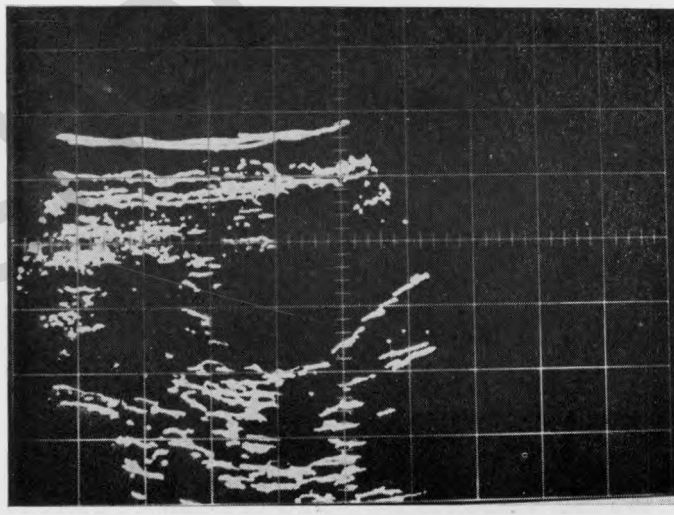
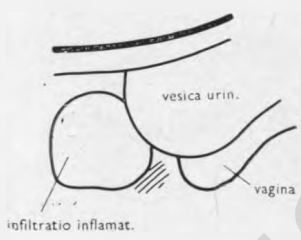
а — сокращение матки через 2 дня после родов. L 2 dx; 1:3; 2 МГц;



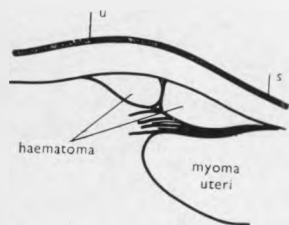
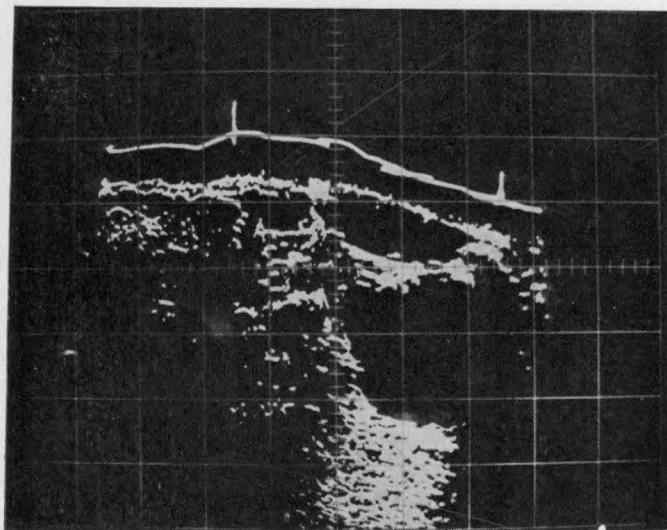
б — то же наблюдение спустя 24 ч после введения препарата, усиливающего тонус матки. L 2 dx; 1:3; 2 МГц.



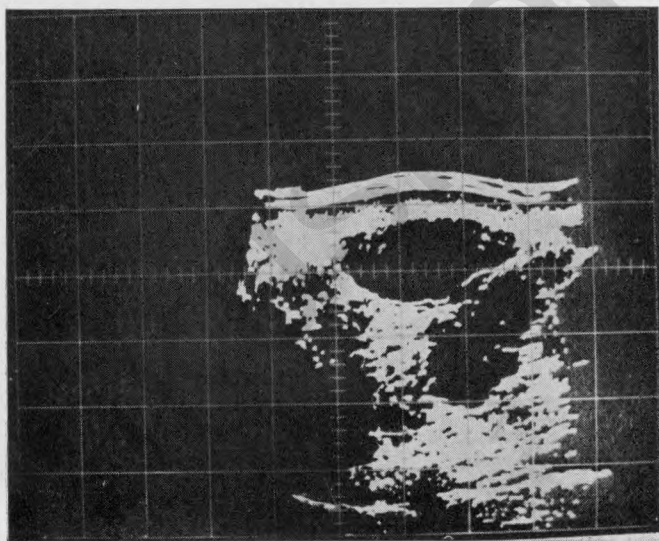
200. Эхотомография. Произведена по поводу предполагаемой беременности IV мес у женщины с олигофренией и неясным анамнезом. Отчетливо определяется культя шейки матки. Lm; 1:3; 2 МГц.



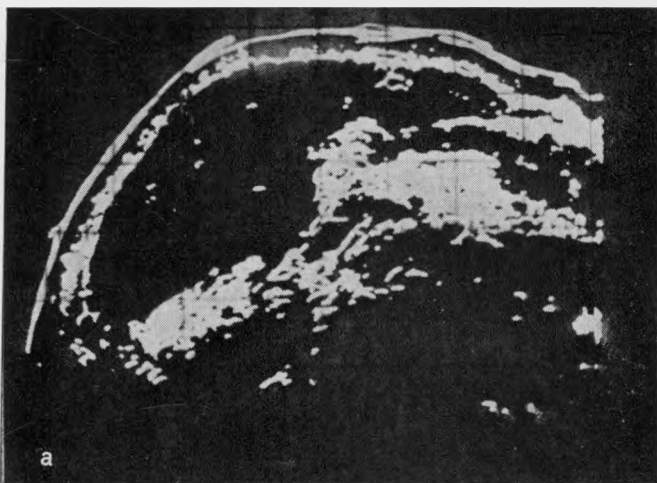
201. Воспалительная инфильтрация после гистерэктомии, произведенной абдоминальным доступом. Над культей влагалища, в области пузырно-маточной складки, определяются отражения от воспалительного инфильтрата, границы которого неровные по сравнению с окружающей областью. Lm; 1:2; 2 МГц.



202. Гематома передней стенки брюшной полости. Кровоизлияние началось при гинекологическом обследовании по поводу новообразования в области малого таза. При исследовании в других плоскостях обнаружена миома матки. L 2 dx; 1:3; 2 МГц.

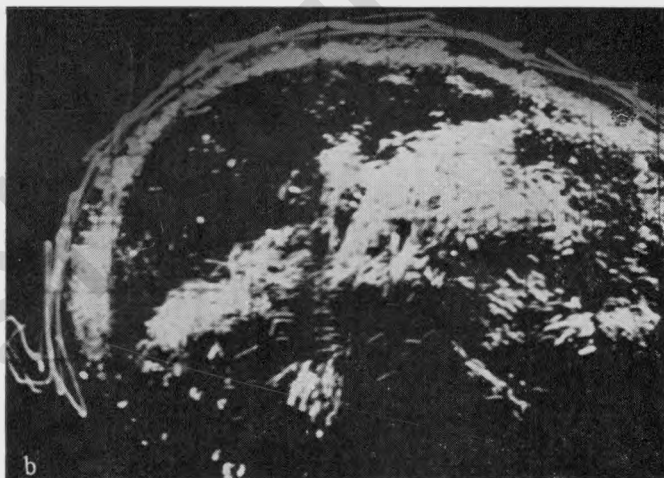
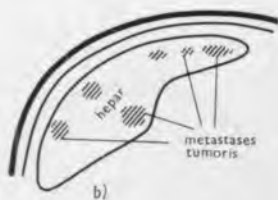


203. Фиксированный загиб матки, задержка мочи. Заболевание развилось у 70-летней женщины. Матка атрофичная. Lm; 1:3; 2 МГц.

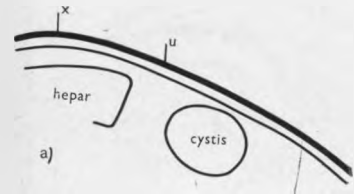
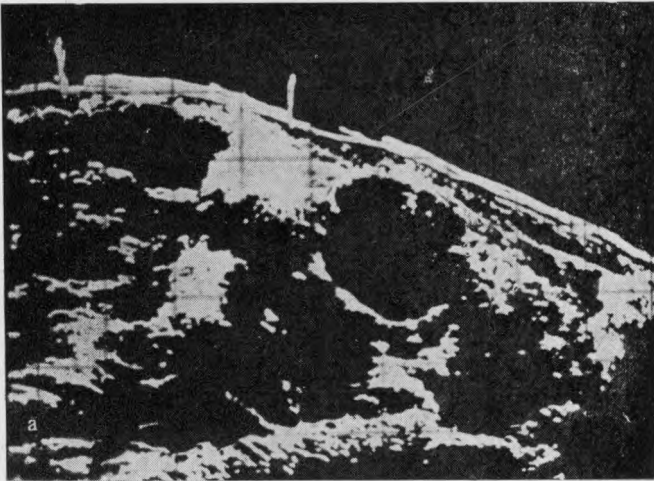


204. Метастазы рака в печень.

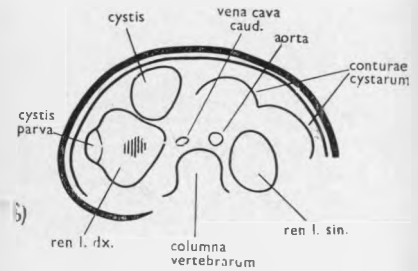
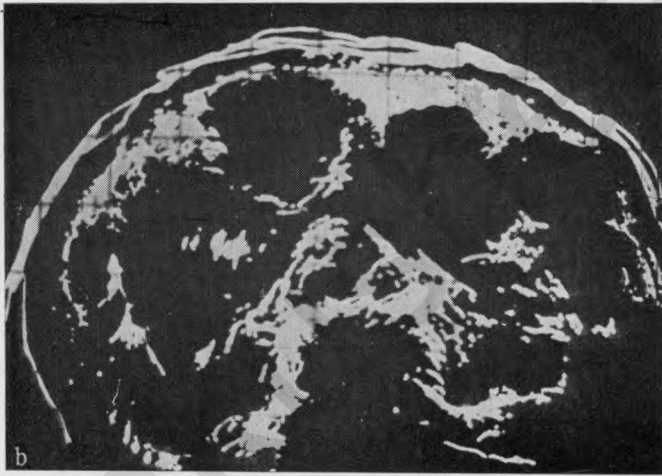
а — при анализе изображения паренхимы печени, полученном на осциллоскопе, невозможно было поставить правильный диагноз. Т х/3; 1:3; 2 МГц;



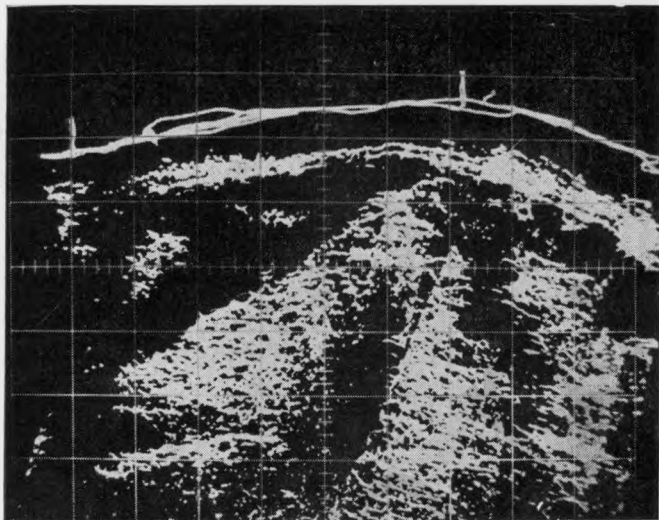
б — при перенесении изображения паренхимы печени с осциллоскопа на пленку определяются отражения, характерные для метастазов. Диагноз не был поставлен при сцинтиграфии и лапароскопии. Диагноз подтвержден на вскрытии. Т х/3; 1:3; 2 МГц.



205. Киста правой почки и увеличенная печень.
 а — ниже области пука определяется расположенное
 спереди кистозное образование. При пальпации невозмож-
 но было исключить опухоль гениталий. Отмечается уве-
 личение печени. L 5 dx; 1:3; 2 МГц;

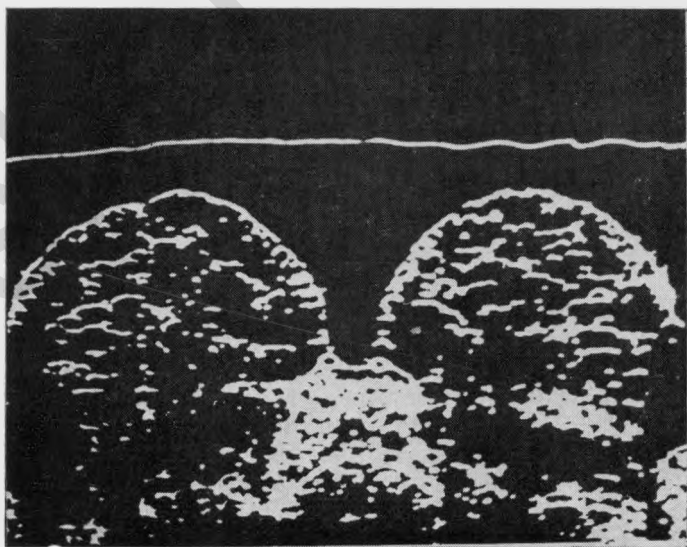
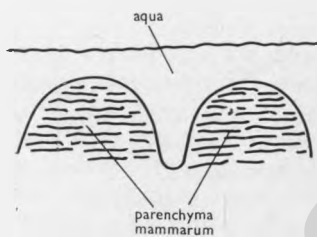


б — подтвержден поликистоз почек. Исключено прои-
 схождение уплотнений из гениталий. T P/6; 1:3; 2 МГц.



206. Спленомегалия.

Обнаруженное при пальпации уплотнение слева от пупка принято за опухоль гениталий. Установлено увеличение селезенки — ее нижний полюс располагается на уровне пупка. L 8 sin; 1:2; 2 МГц.



207. Паренхима здоровых молочных желез.

Эхотомограмма получена при иммерсионной технике исследования через водяную ванну. T; 1:3; 5 МГц.

29. Заключение

Технический прогресс приносит большую пользу и медицине. В акушерстве и гинекологии он способствует расширению как терапевтических, так и диагностических возможностей. Одним из инструментальных способов диагностики, быстро внедряемых в практику в последнее время, является ультразвуковой метод.

Эхологическое исследование основано на использовании физических свойств ультразвука. Ими определяются специфические диагностические возможности метода, отличающие его от других способов получения изображения (рентгенологического, изотопного, термографического). Регистрация отражений от границ различных тканей дает возможность получить изображение анатомических структур и органов. В период беременности в брюшной полости создаются оптимальные физикальные условия для ультразвукового исследования. Такие же условия имеются и для диагностики гинекологических заболеваний, особенно если исследования проводятся при полном мочевом пузыре.

В ультраакустической диагностике используют в основном два разных вида ультразвукового излучения:

— Гармонический (непрерывный) ультразвук, применяемый в системах, работающих на эффекте Доплера, чаще всего для ранней акустической регистрации сердечной деятельности плода.

— Импульсный (прерывистый) ультразвук, применяемый для регистрации тремя способами: одномерным, чаще всего для контрольных измерений головки плода и ориентировочной регистрации сердечной деятельности плода; двумерным методом с наиболее широкими диагностическими возможностями, обеспечивающими определение топографических соотношений органов и тканей, и ТМ-методом, который служит для динамической регистрации сердечной деятельности плода.

При всех этих методиках чаще всего используются ультразвуковые датчики с частотой в пределах 1—6 МГц.

В ранние сроки беременности эхологический метод способствует уточнению основного диагноза. С его помощью также определяется, жив и растет ли плод. В случае расхождения между данными пальпации и длительностью аменореи ультразвуковой метод дает возможность установить причину этой разницы. Начиная с 6-й недели аменореи при эхологическом исследовании можно получить изображение плодного яйца, с 8-й недели — зарегистрировать сердцебиение плода, а с 9-й недели — движение плода. При дифференциальной диагностике по данным эхофотографии можно отличить неполный аборт, абортивное яйцо и задержавшийся аборт.

Надежна также диагностика с помощью ультразвука пузырного заноса. Несколько труднее интерпретировать эхологические данные при внематочной беременности. В более поздние сроки беременности ультразвук способствует определению локализации плаценты — при кровотечении во

время беременности, перед амниоцентезом или при резус-несовместимости.

С помощью ультразвукового метода можно получить изображения плода и определить его положение, позицию и предлежание. Важно также своевременно диагностировать многоплодную беременность.

Биометрия плода — еще одна диагностическая возможность ультразвукового метода. Определяя бипариетальный размер, можно установить срок беременности (с точностью ± 10 дней), а по данным измерения, проводимого в динамике, можно дать также характеристику развития плода. С помощью этого измерения нельзя точно определить массу плода, однако можно получить данные, важные при прогнозировании его развития. Для этого размеры грудной клетки сопоставляют с результатами измерения головки плода. При измерении таза с помощью ультразвука устанавливают важнейший для родового периода показатель — числовое значение *conjugata vera*. Его сравнение с величиной бипариетального размера является основой для определения отношения между размерами головки плода и тазом беременной.

Диагноз мертвого плода ставят на основании эхотомографического изображения деформированной головки, которая более четко определяется при повторном исследовании. Отсутствие эхологических признаков сердечной деятельности плода — также важный диагностический признак смерти плода.

Дородовая диагностика пороков развития плода направлена прежде всего на выявление аномалии развития черепа, особенно диагностика анэнцефалии и гидроцефалии. С помощью ультразвукового метода можно обнаружить и многоводие.

В гинекологической практике ультразвуковые исследования применяют главным образом для определения внутрибрюшных опухолей, выяснения их связи с тем или иным органом, консистенции и размеров. Важной также является диагностика опухолей матки и яичников во время беременности. Критерии для определения злокачественности опухоли по данным ультразвукового исследования до сих пор однозначно не сформулированы, однако при этом важными являются данные о наличии свободной жидкости в брюшной полости. Получение изображения внутриматочного противозачаточного приспособления — еще одна диагностическая возможность ультразвукового метода.

Большие перспективы, бесспорно, имеет ультразвуковая диагностика заболеваний молочных желез. Решение ряда технических проблем позволит повысить эффективность этого метода.

Использование ультразвука в акушерстве и гинекологии показывает, какие широкие диагностические возможности предоставляет метод в этой области. Ультразвуковая диагностика резко ограничила рентгенологические исследования в акушерстве. Результаты эхологического метода исследования дают возможность ускорить проведение необходимых лечебных мероприятий (неполный аборт, пузырный занос, мертвый плод, пороки развития и др.) и таким образом значительно сократить время лечения. Важным является вклад ультразвуковой диагностики и в профилактику осложнений беременности (например, при многоплодной беременности, беременности, находящейся под угрозой, и др.).

Быстрое развитие ультразвукового приборостроения в ближайшее время повысит точность диагностики в акушерстве. Полученные результаты и опыт применения ультразвукового исследования свидетельствуют, что уже сейчас этот метод используется в практике, поэтому желательно,

чтобы эхологический метод шире применялся в практике в ЧССР. На первом этапе для этого необходимо:

— В ближайшее время открыть диагностические центры, по крайней мере в областных городах, и оборудовать их приборами для получения одномомерного и двумерного (А и Б) изображения. Эти центры будут обслуживать все лечебные учреждения, находящиеся на территории данной области.

— Оборудовать приборами, работающими на эффекте Доплера, все гинекологические и акушерские больницы и поликлиники.

Об ультразвуковых волнах часто говорят как о «волнах будущего». Однако ультразвуковой метод уже завоевал признание в акушерстве и гинекологии. Использовать диагностические возможности ультразвукового метода — это значит усовершенствовать и поднять на более высокий уровень качество охраны материнства и младенчества.

- Abdulla U., Campbell S., Dewhurst C. J., Talbert D. Effect of Diagnostic Ultrasound on Maternal and Fetal Chromosomes. — "Lancet", 1971, 11, 829.
- Abdulla U., Talbert D., Lucas M., Mullarkey M. Effect of Ultrasound on Chromosomes of Lymphocyte Cultures. — "Brit. med. J.", 1972, 3, 797.
- Abramovich D. R. Physiologic and Endocrinologic Study of the Anencephalic Syndrome. — "Obstet. Gynec.", 1971, 38, 869.
- Abramowski P. K., Kopecky P. Ultraschall-Schnittbildbeobachtungen während und nach intrauterin-intraperitonealen Transfusionen. — "Geburtsh. u. Frauenheilk.", 1971, 31, 817.
- Abramowski P. K., Sturm R. W., Jung H., Austermann R. Der Einfluss der Ultraschall-Langzeitapplikation auf fetale Gehirn. — "Z. Geburtsh. Perinat.", 1972, 176, 286.
- Acedo H. F., Vela B. A., Campbell E. G., Gilmore J., Strickler H. S., Merkow L. P., Hayeslip D. W., Maydak J. J., Ferraro R. J. Urinary Steroid Prophile in Patients with Hydatidiform Mole. — "Obstet. Gynec.", 1970, 35, 857.
- Agüero O., Zigelboim I. Fetography and Molegraphy. — "Surg. Gynec. Obstet.", 1970, 130, 649.
- Aires M. Placental Localization by the Use of ^{131}I Human Serum Albumen and by Ultrasonic Scanning. A Comparative Study. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlth.", 1969, 76, 220.
- Anderson G. V., Niswonger J. W. Cephalometry with Ultrasound. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1965, 91, 563.
- Andrew D. S. Ultrasonography in Pregnancy — an Enquiry into its Safety. — "Brit. J. Radiol.", 1964, 37, 185.
- Arandes R. A., Prats M. Mamographia. — "Med. Clin.", 1969, 52, 404.
- Armstrong J. T., Wills S. H., Moore J., Launden A. E. Ectopic Pregnancy. A Review of 481 cases. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1959, 77, 364.
- Asch T. Mammography. — "Amer. J. Roentgenol.", 1963, 90, 366.
- Awini A., Schwab J. Zur Früherkennung der Navelschnurumschlingung mittels Ultraschall. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1972, 32, 232.
- Babenerd J., Mosler K. H. Fetale Lebensäusserungen in der Schwangerschaft und unter der Geburt. Nachweis und Registrierung mit Ultraschall. — "Münch. med. Wschr.", 1968, 110, 2146.
- Babuna C., Yemen E., Erözden O., Uchner A. Enzymatic Method for Diagnosis of Hydatidiform Mole. — "Obstet. Gynec.", 1970, 35, 852.
- Ballantine H. T., Bolt R. H., Hütter T. F., Ludwig C. D. On the Detection of intracranial Pathology by Ultrasound. — "Science", 1950, 112, 525.
- Ballantine H. T., Hütter T. F., Bolt R. H. On the Use of Ultrasound for Tumor Detection. — "J. acoust. Soc. Amer.", 1954, 26, 581.
- Bang J., Holm H. H. Ultrasonics in the Demonstration of Fetal Heart Movements. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1968, 102, 956.
- Bang J. Effect of Continuous Ultrasound on Pregnant Mice and Measurement of Intrauterine Energy Levels. I. Weltkongress über Ultraschalldiagnostik in der Medizin. Wien, 1969, Verlag der Wiener medizinischer Akademie. Wien, 1971, 495.
- Bang J., Northeved A. A New Ultrasonic Method for Transabdominal Amniocentesis. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1972, 114, 599.
- Barr M. L., Carr D. H. In J. P. Greenhill: Obstetrics. Ed. Saunders. Philadelphia, 1965, 1065.
- Barter R. H., Hsu J., Ekkenbeck R. V., Pugsby L. Q. The Prevention of Prematurity in Multiple Pregnancy. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1965, 91, 787.
- Barton J. J. Evaluation of the Doppler Shift Principle as a Diagnostic Aid in Obstetrics. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1968, 102, 563.
- Baum G., Greenwood I. The Application of Ultrasonic Locating Techniques to Ophthalmology. — "Amer. J. Ophthal.", 1958, 46, 319.
- Baxter J. C., Viele B. D. Pelvimetry — a New Look at an Old Procedure. — "Brit. J. Radiol.", 1972, 45, 197.
- Bayer H., Issel E. P., Schulte R. Neue Messgrößen bei der Erkennung einer intrauterinen Retardierung der Frucht mittels Ultraschalldiagnostik. — "Zbl. Gynäk.", 1972, 94, 1169.
- Beacham W. D., Webster H. D., Beacham D. W. Ectopic Pregnancy at New Orleans Charity Hospitals. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1956, 72, 830.
- Beck W. N. Ultrasonic Recording of the Bones in a Human Arm. — "J. acoust. Soc. Amer.", 1957, 29, 865.

- Beischer N. A., Fortune D. W. Significance of Chromatin Patterns in Cases of Hydatidiform Mole with Associated Fetus.—"Amer. J. Obstet. Gynec.", 1968, 100.
- Berger S. M., Gershon-Cohen J., Behrend A. The Earlier Diagnosis of Breast Carcinoma.—"Arch. Surg.", 1963, 86, 303.
- Bergmann L. Der Ultraschall und seine Anwendung in Wissenschaft und Technik. Hiezel Verlag. Zürich, 1954.
- Bernstine R. L., Callagan D. A. Ultrasonic Doppler Inspection of the Fetal Heart.—"Amer. J. Obstet. Gynec.", 1966, 95, 1001.
- Bernstine L. R. Safety Studies with Ultrasonic Doppler Technic.—"Obstet. and Gynec.", 1969, 34, 707.
- Birnbaum S. J., Kliot D. A. Thermoplacentography: Placental Localisation by Infrared Sensing Technics.—"Obstet. Gynec.", 1965, 25, 545.
- Bishop E. H. The Doppler Ultrasonic Motion Sensor.—"Obstet. Gynec.", 1966, 28, 712.
- Bishop E. H. Obstetric Uses of the Ultrasonic Motion Sensor.—"Amer. J. Obstet. Gynec.", 1966, 96, 863.
- Bishop E. H. Ultrasonic Fetal Monitoring.—"Clin. Obstet. Gynec.", 1968, 11, 1154.
- Bleaney B. I., Blackburn P., Kirkley J. Resistance of CHLF Hamster Cells to Ultrasonic Radiation of 1.5 MHz Frequency.—"Brit. J. Radiol.", 1972, 45, 354.
- Boag J. W., Stacey A. S., Davis R. Xerographic Recording of Mammograms.—"Brit. J. Radiol.", 1972, 45, 633.
- Bobrow M., Blackwell N., Unrau A. E., Bleaney B. Absence of any Observed Effect of Ultrasonic Irradiation on Human Chromosomes.—"J. Obstet. Gynec. Brit. Cwlth.", 1971, 78, 730.
- Bolte A. Die elektrokardiographische Diagnose der Zwillingsschwangerschaft.—"Geburtsh. Frauenheilk.", 1964, 24, 850.
- Boog G., Irrmann M., De Mot E., Gandar E. Céphalométric foetale par ultrasons. I. Technique, principe et précision de la méthode.—"Rev. franç. Gynec.", 1969, 64, 303.
- Boog G., Irrmann M., Vogt J. J., Muller G., Gandar R. Céphalométric foetale par ultrasons. II. Son intérêt dans la conduite obstétricale.—"Rev. franç. Gynec.", 1969, 64, 311.
- Boog G., Irrmann M., Muller G., Gandar R. Céphalométric foetale par ultrasons. III. Dépistage de la souffrance foetale chronique.—"Rev. franç. Gynec.", 1969, 64, 315.
- Boog G., Muller G., Mayer D., De Mot E., Gandar R. Le diagnostic de la mole hydatidiforme par la technique d'échographie ultrasonique.—"Bull. Féd. Soc. Gynec.", 1970, 22, 255.
- Boog G., Muller G., De Mot E., Gandar R. Les ultrasons dans le diagnostic de la mole hydatiforme.—"Rev. Franç. Gynec.", 1970, 65, 395.
- Bonilla-Musoles F., Gil M. P., Abad L. Diagnostico mediante ultrasonidos (ecografía bidimensional) de la mole vesicular.—"Rev. Esp. Obstet. Gynec.", 1971, 30, 354.
- Borell U., Fernström I. Hydatidiform Mole Diagnosed by Pelvic Angiography.—"Acta Radiol." (Stockholm), 1961, 56, 113.
- Boyd E., Abdulla U., Donald I., Fleming J. E. E., Hall A. J., Ferguson-Smith M. A. Chromosome Breakage and Ultrasound.—"Brit. med. J.", 1971, 2.
- Bráza J., Červenka J., Suk V. Výsledky chromosomálních vyšetření lymfocytárních kultur pupečnickové krve novorozenců z těhotenství sledovaných ultrazvukem.—"Cs. Gynec.", 1973, 38, 727.
- Бражников Н. Н., Линденбрaten Л. Д. Рентгеновская и радиоизотопная диагностика заболеваний молочных желез. М., «Медицина», 1965.
- Bregulla K., Rettenmaier G., Rummel W. D., Krönert E. Der Wert der Ultraschalluntersuchung bei der Differentialdiagnose zwischen einer Gravidität bei einem Uterus myomatosus und einer Blasenmole.—"Geburtsh. Frauenheilk.", 1970, 30, 1116.
- Brettschneider H. Studien zur biologischen Wirkung des Ultraschalls auf die lebende Zelle.—"Strahlentherapie", 1950, 83, 517.
- Brewis E. A. L., Bagshawe R. D. Pelvic Arteriography in Invasive Trophoblastic Neoplasia.—"Brit. J. Radiol.", 1968, 41, 481.
- Block D. S. H., Sutcliffe R. G. Alpha-fetoprotein in the Antenatal Diagnosis of Anencephaly and Spina bifida.—"Lancet", 1972, 11, 197.
- Brody S., Carlström G. Human Chorionic Gonadotropin in Abnormal Pregnancy.—"Acta obstet. gynec. scand.", 1965, 44, 32.
- Brown A. D. G., Robertson J. G. The Ultrasonic Doppler Cardioscope in Obstetrics.—"J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlth.", 1968, 75, 92.

- Brown E. J., Dixon H. G. Twin Pregnancy. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlth.", 1963, 70, 251.
- Brown R. E. Ultrasonic Localization of the Placenta. — "Radiology", 1967, 89, 828.
- Brown R. E. Detection of Intrauterine Death. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1968, 102.
- Brown R. E. Doppler Ultrasound in Obstetrics. — "J. Amer. med. Ass.", 1971, 218, 1395.
- Brüschke G. Tierexperimentelle Untersuchungen zur Frage der Schädigung von Testis, Ovar und gravidem Uterus durch Ultraschall. — "Z. ges. inn. Med.", 1955, 10, 895.
- Buckton K. E., Baker N. V. An Investigation into Possible Chromosome Damaging Effects of Ultrasound on Human Blood Cells. — "Brit. J. Radiol.", 1972, 45, 533.
- Bulfin U. J., Lawler P. E. Problems Associated with Toxemia in Twin Pregnancies. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1957, 73, 37.
- Burdine J. A., Werch A. ^{113m}In Gelatin Complex for Placental Localization. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1969, 104, 748.
- Callagan D. A., Rowland T. C. Jr., Goldman D. E. Ultrasonic Doppler Observation of the Fetal Heart. — "Obstet. Gynec.", 1964, 23, 637.
- Campbell S. An Improved Method of Fetal Cephalometry by Ultrasound. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlth.", 1968, 75, 568.
- Campbell S. The Prediction of Fetal Maturity by Ultrasonic Measurement of the Biparietal Diameter. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlth.", 1969, 76, 603.
- Campbell S., Dewhurst C. J. Quintuplet Pregnancy Diagnosed and Assessed by Ultrasonic Compound Scanning. — "Lancet", 1970, I, 101.
- Campbell S. Ultrasonic Fetal Cephalometry During the Second Trimester of Pregnancy. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlth.", 1970, 77, 1057.
- Campbell S., Dewhurst C. J. Diagnosis of the Small-for-dates Fetus by Serial Ultrasonic Cephalometry. — "Lancet", 1971, II, 1002.
- Campbell S., Kurjak A. Comparison between Urinary Oestrogen Assay and Serial Ultrasonic Cephalometry in Assessment of Fetal Growth Retardation. — "Brit. med. J.", 1972, 4, 336.
- Campbell S., Johnstone F. D., Holt E. M., May P. Anencephaly: Early Ultrasonic Diagnosis and Active Management. — "Lancet", 1972, II, 1226.
- Carr D. H. Chromosome Studies in Abortused and Stillborn Infants. — "Lancet", 1969, II, 603.
- Carter C. O., Roberts J. A. F. The Risk of Recurrences after two Children with Centralnervous System Malformations. — "Lancet", 1967, I, 306.
- Coakley W. T., Hughes D. E., Slade J. S., Laurence K. M. Chromosome Aberrations after Exposure to Ultrasound. — "Brit. med. J.", 1971, 1, 109.
- Coakley W. T., Slade J. S., Braeman J. M. Examination of Lymphocytes for Chromosome Aberrations after Ultrasonic Irradiation. — "Brit. J. Radiol.", 1972, 45.
- Cohen W. N., Hass A. C. The Application B-Scan Ultrasound in the Planning of Radiation Therapy Treatment ports. — "Amer. J. Roentgenol.", 1971, 114, 184.
- Cohen W. N. The Prenatal Determination of Fetal Maturity by B-Scan Ultrasound. Comparison with a Radiographic Method. — "Radiology", 1972, 103, 171.
- Coufal J., Kovařík J., Suk V. Spolehlivost dopplerfonie v prvomím trimestru gravidity. — "Cs. Gynek.", 1974, 39, 109.
- Curie J., Curie P. Développement par pression de l'électricité polaire dans les cristaux hémihédres à faces inclinées. — "C. R. Acad. Sci. (Paris)", 1880, 93, 811.
- Curie J., Curie P. Contractions et dilatations produits par des tensions électriques dans les cristaux hémihédres à faces inclinées. — "C. R. Acad. Sci. (Paris)", 1881, 93, 1137.
- Čech E., Papež L., Skřivan J., Stříbrný J. Hodnoty estrogenů v moči žen s hrozícím potratem. — "Cs. Gynek.", 1964, 29, 276.
- Čech E., Zak F., Srp B., Papež L., Malý Z. Diagnostické možnosti při zobrazení hlavičky proudu ultrazvukem. — "Cs. Gynek.", 1972, 37, 90.
- Čech E., Zak F., Papež L., Srp B., Malý Z. Diagnostické možnosti ultrazvuku u rizikových těhotenství. — "Cs. Gynek.", 1972, 37, 293.
- Čech E., Zak F., Papež L., Srp R., Malý Z. Ultrasound in Obstetrical Diagnosis. Sborník přednášek X. mezinárodní konference. Praha, 1972, 497.
- Čech E., Zak F., Papež L., Karásková I., Malý Z. Viable Fetus and Differential Diagnostic Situations in Ultrasound Display. Sborník přednášek X. mezinárodní akustické konference. Praha, 1972, 507.
- Čech E., Zak F., Papež L., Srp B., Karásková I., Malý Z. Využití Dopplerova efektu ultrazvuku v porodnictví. Sborník přednášek X. mezinárodní akustické konference. Praha, 1972, 510.
- Čech E., Zak F., Papež L., Srp B., Malý Z. Ultrazvuková laminografie v diagnostice těhotenského krvácení. — "Cs. Gynek.", 1973, 38, 317.

- Cech E., Honěk L., Kitztrich M. Přínos ultrazvukové diagnostiky pro porodnické vyšetření. — "Cs. Gynek.", 1973, 38, 731.
- Cech E., Kitztrich M., Honěk L. Antenatální diagnostika malformaci plodu ultrazvukem. — "Cs. Gynek.", 1973, 38, 744.
- Cech E., Papež L., Srp B. Ultrazvuková nefrografie. — "Cs. Gynek.", 1973, 38, 759.
- Cech E., Srp B., Papež L., Malý Z., Zak F. Der Beitrag des Ultraschalls zur Differentialdiagnostik in der Gynäkologie und Geburtshilfe. Wissenschaftliche Zeitschrift der Humboldt-Universität zu Berlin, 1973, 22, 464.
- Cech E., Honěk L., Kitztrich M. Differenciální diagnostika gynekologických abnormálních tumorů ultrazvukem. — "Cs. Gynek.", 1974, 39, 11.
- Cech E., Chmelík V., Papež L., Bakalář Z. Adjustment of Ultrasonic Contact Scanner for Water-Immersion Technique. Scripta medica — v tisku.
- Черепанов В. Н. О соотношении наружных и внутренних размеров женского таза. — «Акуш. и гин.», 1971, 47, 45.
- Červenka J., Ježek J., Suk V. Novorozenecká hormonální reakce děvčátek z těhotenství sledovaných ultrazvukem. Studie k ověření bezpečnosti opakovaných ultrasonických vyšetření. — "Cs. Gynek.", 1973, 38, 725.
- Davis A. 2665 Cases of Abortion. — "Brit. med. J.", 1960, 1, 123.
- De La Fuente P. Interés de la ecografía en la exploración de la gestante isoimmunizada. — "Toko-Ginec. Pract.", 1971, 30, 229.
- Deland F. H. A modified Technique of Ultrasonography for the Detection and Differential Diagnosis of Breast Lesion. — "Amer. J. Roentgenol.", 1969, 105, 446.
- Deml I. Klinische Verhalten bei Blasenmole. — "Zbl. Gynäk.", 1970, 92, 559.
- Denier A. Les ultrasons; leurs applications au diagnostic: Ultrasonoscopie et à la thérapeutique — Ultrasonotherapie. — "J. Radiol. Electrol.", 1946, 27, 481.
- De Uralde L. M. F. Errores diagnosticos en grandes tumores de ovarios. — "Toko-Ginec. Pract.", 1971, 30, 507.
- De Uralde M. F. L., Navarro S. S. Diagnostico de mola hidatidiforme por la histografía transabdominal. — "Toko-Ginec. Pract.", 1971, 30, 939.
- De Uralde M. F. L., Navarro S. S. Diagnóstico radiográfico de la mola. — "Toko-Ginec. Pract.", 1972, 31, 997.
- De Uralde M. F. L., Murillo L., Navarro S. S. Microcaesareas en embaragos molares. — "Toko-Ginec. Pract.", 1972, 31, 1005.
- Dicfalusy E., Lauritzen Ch. Oestrogene beim Menschen. Springer Verlag. Berlin, 1963.
- Didio L. J. A. Variations of the Promontory in Human Pelvis. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1965, 93, 924.
- Djojopranto M., Lie S. L. Biologic Pregnancy Test in Diagnosis and Therapy of Hydatidiform Mole and Choriocarcinoma. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1963, 85, 850.
- Donald I., Mac Vicar J., Brown T. G. Investigation of Abdominal Masses by Pulsed Ultrasound. — "Lancet", 1958, 1, 1188.
- Donald I., Brown T. G. Demonstration of Tissue Interfaces Within the Body by Ultrasonic Echo Sounding. — "Brit. J. Radiol.", 1961, 34, 539.
- Donald I. The Use of Ultrasonics in the Diagnosis of Abdominal Swellings. — "Brit. med. J.", 1963, 2, 1154.
- Donald I. Ultrasonic Echo-Sounding in Obstetrical and Gynaecological Diagnosis. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1965, 93, 935.
- Donald I. Diagnostic Uses of Sonar in Obstetrics and Gynaecology. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwllth.", 1965, 72, 907.
- Donald I., Abdulla U. Ultrasonics in Obstetrics and Gynecology. — "Brit. J. Radiol.", 1967, 40, 604.
- Donald I., Abdulla U. Placentography by Sonar. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwllth.", 1968, 75, 993.
- Donald I. Ultrasonics in Obstetrics. — "Brit. med. Bull.", 1968, 24, 71.
- Donald I. Sonar as a Method of Studying Prenatal Development. — "J. Pediat.", 1969, 75, 326.
- Donald I., Morley P., Barnett E. The Diagnosis of Blighted Ovum by Sonar. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwllth.", 1972, 79, 304.
- Donat H., Heinz W. Beitrag zur röntgenologischen Diagnose des intrauterinen Fruchttodes. — "Zbl. Gynäk.", 1972, 94, 402.
- Dördelmann P. Differentialdiagnose Chorionepitheliom. Frühgravidität durch Ultraschall. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1969, 29, 55.
- Draa C. C., Baum H. C. Posterior Colpotomy: an Aid in the Diagnosis and Treatment of Ectopic Pregnancy. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1951, 61, 300.
- Dráč P. Prevence abortivního vejce. — "Cs. Gynek.", 1960, 25, 596.

- Drescher H., Mohr H. Über den Ultraschall in der Gynäkologie. — "Strahlentherapie", 1950, 81, 659.
- Durkan J. P., Russo G. L. Ultrasonic Fetal Cephalometry: Accuracy, Limitations and Applications. — "Obstet. Gynec.", 1966, 27, 399.
- Dussik K. T. Über die Möglichkeit hochfrequente mechanische Schwingungen als diagnostisches Hilfsmittel zu verwerten. — Z. ges. Neurol. Psychiat., 1942, 174, 153.
- Dussik K. T. Ultraschall-Diagnostik, insbesondere bei Gehirnerkrankungen, mittels Hyperphonographie. — "Z. ges. phys. Ther.", 1948, 1, 140.
- Dušek H. Využití ultrazvuku v gynecologii a porodnictví. — "Prakt. Lék.", 1968, 48.
- Eckert N., Spenke W. Zwillingsschwangerschaft und perinatale Mortalität. — "Zbl. Gynäk.", 1972, 94, 426.
- Edler I., Hertz C. H. The Use of Ultrasonic Reflectoscope for the Continous Recording of Movements of Heart Walls. — "Kungl. Fysiogr. sällsk. Lund förhandl.", 1954, 24, 5.
- Edler I. Ultrasoundcardiography. — "Acta med. scand.", 1961, Suppl., 370.
- Egan R. L. Mammography. Surgery, 1963, 53, 291.
- Eitel L., Geyer H. Wirkung diagnostischer Ultraschall-Dosen auf biochemische Parameter. — "Z. Geburtsh. Gynäk.", 1970, 173, 116.
- Эльпинер И. Е. Ультразвук. Физико-химическое и биологическое действие. М., 1963.
- Эльпинер И. Е. Ультразвук в молекулярной биофизике. — «Успехи совр. биологии», 1964, 57, 211.
- Evans G. C., Stauffer-Lehmann J., Brady L. W., Smyth M. G., Hart C. J. Ultrasonic Scanning of Abdominal and Pelvic Organs Using the B-Scan Display. Diagnostic Ultrasound. — "Proc. I. Int. Conf., Pittsburgh, 1965. Plenum Press, New York, 1966, 369.
- Falckráb E., Kopecký J. Prenatálna ultrazvuková cefalometria a pôrodná váha plodu. — "Čs. Gynec.", 1971, 36, 592.
- Falckráb E., Sloboda M. Hodnotenie gestačného veku a dysmaturity pomocou ultrazvukovej fetálnej cefalometrie. — "Čs. Gynec.", 1973, 38, 736.
- Ferreri A. Valore prognostico della determinazione dell HGG urinario nella minaccia d'aborto. — "Minerva ginec.", 1969, 21, 270.
- Filipczyński L., Etienne J., Lypacewicz G., Salkowski J. Visualising Internal Structures of the Eye by Means of Ultrasonics. — "Proc. Vibr. Probl.", 1967, 4, 357.
- Fink A. Über Mehrlingsgeburten. — "Zbl. Gynäk.", 1955, 46, 1835.
- Fischer P., Golob E., Kratochwil A., Kunze-Mühl E. Chromosomenuntersuchungen nach Ultraschalleinwirkung. — "Wien. klin. Wschr.", 1967, 79, 436.
- Fochem K., Grünberger V., Narik G. Die röntgenologische Darstellung der Plazenta mittels Weichteiltechnik. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1953, 14, 603.
- Forrest A. P. M. Cancer of the Breast. Early Diagnosis. — "Brit. med. J.", 1970, 23.
- Fox F. J., Tow W. S. H. Immunologically Determined Chorionic Gonadotrophin Levels in Singapore Woman with Hydatidiform Mole. — "Obstet. Gynec.", 1966, 28, 73.
- Franklin D. L., Ellis R. M., Rushmer R. F. Aortic Bloodflow in Days during Treadmill Exercise. — "S. Appl. Physiol.", 1959, 14, 809.
- Friedli P. Ultraschall und Ovar. — "Gynaecologia (Basel)", 1951, 131, 97.
- Fritz-Niggli H. Ultraschallschädigungen und Röntgeneffekte bei Drosophila melanogaster. Strahlentherapie, 1951, 85, 233.
- Fujimori M., Sakauchi G., Izuo M., Fuji T., Saito S., Uehara C. Ultrasonic Diagnosis of Breast Diseases. — "Jap. med. Ultrasonics", 1968, 6, 42.
- Galambos R. The Avoidance of Obstacles by Flying Bats: Spallanzani's Ideas (1794) and Later Theories. — "ISIS", 1942, 34, 132.
- Galambos R. Cochlear Potentials Elicited from Bats by Supersonic Sound. — "J. acoust. Soc. Amer.", 1942, 14, 41.
- Garrett W. J., Crowe P. Ho., Robinson D. E. The Interpretation of Ultrasonic Echograms in Abdominal Pregnancy. — "Aust. N. Z. J. Obstet. Gynaec.", 1969, 9, 26.
- Garrett W. J., Grünwald G., Robinson D. E. Prenatal Diagnosis of Fetal Polycystic Kidney by Ultrasound. — "Aust. N. Z. J. Obstet. Gynaec.", 1970, 10, 7.
- Garrett W. J., Robinson D. E. Ultrasound in Clinical Obstetrics. Ed. Springfield, Illinois, 1970.
- Garrett W. J., Robinson D. E. Assessment of Fetal Size and Growth Rate by Ultrasonic Echocopy. — "Obstet. Gynaec.", 1971, 38, 525.
- Gillet J. Y., Heriot G., Weill F., Colette C. Diagnostic échoscopique et échographique B de la vie, de la mort et des malformations foetales. Rev. franç. — "Gynec.", 1970, 65, 689.
- Gohr H., Wedekind Th. Der Ultraschall in der Medizin. — "Klin. Wschr.", 1940, 19.

- Goldberg B. B., Isard H. J., Gershon-Cohen J., Ostrum B. J. Ultrasonic Fetal Cephalometry. — "Radiology", 1966, 87, 328.
- Goldberg B. B., Ostrum B. J., Isard H. J. Nephrosonography: Ultrasound Differentiation of Renal Masses. — "Radiology", 1968, 90, 1113.
- Goldberg B. B., Goodman G. A., Clearfield H. R. Evaluation of Ascites by Ultrasound. — "Radiology", 1970, 96, 45.
- Goldberg B. B., Capitano M. A., Kirkpatrick J. A. Ultrasonic Evaluation of Masses in Pediatric Patients. — "Amer. J. Roentgenol.", 1972, 116, 677.
- Gordon D. Echo-Encephalography. — "Brit. med. J.", 1959, 5136, 1500.
- Gottesfeld K. R. The Practical Application of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology. Diagnostic Ultrasound. Proc. I. Int. Conf., Pittsburgh, 1965. Plenum Press. New York, 1966, 428.
- Gottesfeld K. R., Thompson H. E., Holmes S. H., Taylor E. S. Ultrasonic Placentography — a New Method for Placental Localization. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1966, 96, 538.
- Gottesfeld K. R., Taylor E. S., Thompson H. E., Holmes J. H. Diagnosis of Hydatidiform Mole by Ultrasound. — "Obstet. Gynec.", 1967, 30, 163.
- Gottesfeld K. R. The Ultrasonic Diagnosis of Intrauterine Fetal Death. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1970, 108, 623.
- Gráf M., Urbánek J. Zoborazení placenty scintilační gamakamerou po aplikaci ^{99m}Tc HSA a ^{113m}In . — "Cs. Gynec.", 1970, 35, 480.
- Graul E. H., Müller H. Ultraschalldiagnostik in der Geburtshilfe. — "Münch. med. Wschr.", 1972, 114, 323.
- Gregl A. Der informative Wert der Mammographie. Dtsch. Ärzteblatt, 48, 1970, 3583.
- Griffin D. R. How Bats Guide Their Flight by Supersonic Echoes. — "Amer. J. Phys.", 1944, 12, 342.
- Güttner W., Fiedler G., Pätzold J. Über Ultraschallabbildungen am menschlichen Schädel. — "Acustica", 1952, 2, 148.
- Hall R. E., Todd W. D. The Suspected Ectopic Pregnancy. A Review of 500 Cases. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1961, 81, 1220.
- Hammacher K. Elektronische Geburtsüberwachung. — "Med. Klin.", 1846, 64, 1969.
- Hansmann M., Bäker H., Fabula S., Müller-Scholtes H., Nellen H. J., Vojgt U. Biometrische Daten des Feten. Ergebnisse einer modifizierten Methodik der Ultraschall-Diagnostik. In: E. Saling, J. W. Dudenhausen: Perinatale Medizin Bd. III, 4. Deutscher Kongress für perinatale Medizin, Berlin, 1971. Thieme Verlag, Stuttgart, 1972, 136.
- Hansmann M., Lang N. Intrauterine Transfusion unter Ultraschallkontrolle. — "Klin. Wschr.", 1972, 49, 930.
- Harper W. F., Mac Vicar J. Hydatidiform Mole and Pregnancy Diagnosed by Sonar. — "Brit. med. J.", 1963, 2, 1178.
- Harrison R. F., Henry G. R. The assessment of Fetal Maturity in Utero by Amniocentesis. — "Irish. J. med. Sc.", 1972, 1, 41.
- Hayashi S., Wagai T., Miyazawa R., Ito K., Ishikawa S., Uematsu K., Kikuchi Y., Uchida R. Ultraschalldiagnostik von Brusttumoren und Gallensteinen. — "Acta med.-techn.", 1961, 9.
- Heather B., Nunnerley M. B., Field S. Mammary duct Injection in Patients with Nipple Discharge. — "Brit. J. Radiol.", 1972, 45, 717.
- Heckenthaler W. Zur Tumorkalisation und Bestrahlungsplanung mittels Ultraschall-Echoluminographie. — "Strahlentherapie", 1973, 146, 60.
- Hellman L. M., Kobayashi M., Lavenhar M., Cromb E. Sources of Error in Sonographic Fetal Mensuration and Estimation of Growth. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1967, 99, 662.
- Hellman L. M., Kobayashi M., Fillisti L., Lavenhar M., Cromb E. Growth and Development of the Human Fetus Prior to the Twentieth Week of Gestation. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1969, 103, 789.
- Hellman L. M., Kobayashi M., Tolles W. E., Cromb E. Ultrasonic Studies on the Volumetric Growth of the Human Placenta. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1970, 108, 740.
- Hellman L. M., Duffus G. M., Donald I., Sundén B. Safety of Diagnostic Ultrasound in Obstetrics. — "Lancet", 1970, 1, 1133.
- Hellman L. M., Kobayashi M., Cromb E. Ultrasonic Diagnosis of Embryonic Malformations. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1973, 115, 615.
- Hendrick Ch. K., Schreibe M. H. Intravenous Placentography. A Critical Analysis of 85 Cases. — "Amer. J. Roentgenol.", 1965, 93, 948.
- Hepp H. Die Chorionhormonausscheidung beim Abortus imminens und incompletus. — "Arch. Gynäk.", 1967, 204, 120.

- Herschlein H. J. Ultraachall-Diagnostik bei vorzeitiger Lösung der richtig sitzenden Plazenta. — "Ärztl. Forsch.", 1970, 24, 210.
- Hibbard L. T., Anderson G. V. Clinical Applications of Ultrasonic Fetal Cephalometry. — "Obstet. Gynec.", 1967, 29, 842.
- Hickl E. J. Die Überwachung des Kindes in der Schwangerschaft und unter Geburt. — "Therapiewoche", 1969, 19, 2343.
- Hickl E. J., Delucca A., Haubold U. Vergleichende Untersuchungen über Plazentalokalisation mit Ultraschall und radioaktiven Isotopen. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1970, 30, 316.
- Hill C. R., Joshi G. P., Revall S. H. A Search for Chromosome Damage Following Exposure of Chinese Hamster Cells to High Pulsed Ultrasound. — "Brit. J. Radiol.", 1972, 45, 1972, 533.
- Hinselmann M. Ultraschalldiagnostik in der Geburtshilfe. — "Praxis", 1969, 58, 1462.
- Hirsch M., Ben-Aderet N. Angiography in Diagnosis of Benign Hydatidiform Mole. — "Obstet. Gynec.", 1967, 30, 498.
- Hittmair A., Tscharf H. Beitrag zur roentgenologischen Fruchtlängenmessung. — "Zbl. Gynäk.", 1972, 94, 113.
- Hobson B. M. The Excretion of Chorionic Gonadotrophin in Normal Pregnancy and in Women with Hydatidiform Mole. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Emp.", 1955, 62, 354.
- Hobson B. M. Further Observations on the Excretion of Chorionic Gonadotrophin by Women with Hydatidiform Mole. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Emp.", 1958, 65, 253.
- Hoffbauer H. Die Bedeutung der Ultraschalldiagnostik in der Frühschwangerschaft. — "Elektromedica", 1970, 3, 227.
- Hoffmann D., Mast H., Holländer H. J. Die Bedeutung der Plazentalokalisation mittels Ultraschall für die Amniozentese. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1967, 27, 1199.
- Hofmann D., Mast H. Indikation und Technik der Therapie bei schwerem Morbus haemolyticus fetalis. — "Z. Geburtsh. Gynäk.", 1967, 167, 285.
- Hofmann D., Holländer H. J., Weiser P. Über die geburtshilfliche Bedeutung der Ultraschalldiagnostik. — "Gynaecologia" (Basel), 1967, 24.
- Hofmann D., Holländer H. J. Die intrauterine Diagnostik des Hydrops fetus universalis mittels Ultraschall. — "Zbl. Gynaec.", 1968, 90, 667.
- Hofmann D., Holländer H. J. Über den Nachweis fetalen Lebends und die Messung des kindlichen Schädels mittels des zweidimensionalen Ultraschallecho-Verfahrens. — "Gynaecologia (Basel)", 1968, 165, 60.
- Hofmeister F. J., O Leary J. A. Hydatidiform Mole. Year Book of Obst. and Gynec. Ed. Year Book Medical Publisher, Chicago, 1969, 117.
- Holländer H. J., Mast H. Intrauterine Dickenmessungen der Plazenta mittels Ultraschalls bei normalen Schwangerschaften und bei Rh-Inkompatibilität. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1968, 28, 662.
- Holländer H. J. Nachweis und Differential-diagnostik intraabdominal Tumoren mittels Ultraschall. — "Med. Klin.", 1968, 63, 1175.
- Holländer H. J. Die Ultraschalldiagnostik in der Schwangerschaft. Urban-Schwarzenberg Verlag, München, 1972.
- Holmes J. H., Howry D. H. Ultrasonic Diagnosis of Abdominal Disease. — "Amer. J. dig. Dis.", 1963, 8, 12.
- Holmes J. H., Wright W., Meyer E. P., Posakony G. J., Howry D. H. Ultrasonic Contact Scanner for Diagnostic Applications. — "Amer. J. med. Electron.", 1965, 4, 147.
- Holmes J. H. Ultrasonic Diagnosis of Liver Disease Diagnostic Ultrasound. Proc. I. Int. Conf. Pittsburgh 1965. Plenum Press, New York, 1966, 249.
- Holmes J. H. Ultrasonic Studies of the Bladder and Kidney Diagnostic Ultrasound. Proc. I. Int. Conf. Pittsburgh, 1965. Plenum Press, New York, 1966, 465.
- Hon E. H., Hess O. W. The Clinical Value of Foetal Electrocardiography. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1960, 79, 1012.
- Hon E. H. The Classification of Fetal Heart Rate I. A. Working Classification. — "Obstet. Gynec.", 1963, 22, 137.
- Honěk L., Dvořáček, Čech E. Mrtvý plod v ultrazvukove diagnostice. — "Čs. Gynec.", 1973, 38, 742.
- Hort V., Čech E., Karásková I., Zák F. Vliv akustické ultrazvukové registrace srdeční akce plodu na psychiku ženy s ohroženým těhotenstvím. — "Čs. Gynec.", — v tisku.
- Howry D. H., Bliss W. R. Ultrasonic Visualization of Soft Tissue Structures of the Body. — "J. Lab. clin. Med.", 1952, 40, 579.
- Howry D. H., Scott D. A., Bliss W. R. Ultrasonic Visualization of Carcinoma of Breast and Other Soft Tissue Structures. — "Cancer" (N. Y.), 1954, 7, 354.

- Hradecký L., Cech E., Dvořáček C. Mola hydatidosa v ultrazvukovém obraze.— "Čs. Gynek.", 1973, 38, 474.
- Hradecký L. Fetální ultrasonogram a váha plodu. — "Čs. Gynek.", 1973, 38, 735.
- Hrazdára I., Skotáková M. K otázce působení ultrazvuku na osmotickou resistenci červených krvinek. — "Scripta medica", 1963, 36, 27.
- Hrazdára I. Změny elektrické vodivosti krve v ultrazvukovém poli. Scripta medica, 1963, 36, 32.
- Hrazdára I., Zelniček E. Fyzikálně chemické účinky ultrazvuku. — "Scripta med.", 1964, 37, 1.
- Hrazdára I., Staniček J., Weber I., Jelínek J. Některé diagnostické možnosti ultrazvuku v gynekologii. Sborník konference: Elektronika a radioisotopy v porodnictví a gynekologii. Brno, 1969, 45.
- Huber H., Hörmann G. Zur Klinik der Blasenmole. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1954, 14, 691.
- Huber P. Das Mammakarzinom. — "Wien. klin. Wschr.", 1970, 82, 468.
- Hunt K. M. Placental Localization Using the Doptone Fetal Pulse Recorder. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlth.", 1969, 76, 144.
- Hunter P. R., Robinson D. E. Detection of the Foetal Pulse Using the Ultrasonic Doppler Technique. — "Med. J. Aust.", 1970, 1, 651.
- Hüinig R., Rinser J. The Diagnosis of Ascites by Ultrasonic Tomography (B-Scan). — "Brit. J. Radiol.", 1973, 46, 325.
- Hütter T. F., Bolt R. H. An Ultrasonic Method for Outlining the Cerebral Ventricles. — "J. acoust. Soc. Amer.", 1951, 23, 160.
- Chan W. F., Ang A. H., Soo Y. S. The Value of Lower Limb Ossification Centres in the Radiological Estimation of Fetal Maturity. — "Aust. N. Z. J. Obstet. Gynaec.", 1972, 12, 55.
- Хентов Р. А. Диагностическое применение ультразвука в акушерской практике. — «Акуш. и гин.», 1966, 42, 54.
- Chmelík V., Cech E., Papež L., Bakalář Z., Vachoušek M. Vyšetřování prsů ultrazvukem. — "Čs. Gynek.", — v tisku.
- Chmelík V., Papež L., Cech E., Bakalář Z., Vachoušek M. Imersní metoda vyšetřování prsů ultrazvukem. — "Čs. Gynek.", — v tisku.
- Ianniruberto A. La diagnosis ultrasonica di mola vesicolare. — "Arch. Ostet. Ginec.", 1974, 76, 163.
- Ianniruberto A., Mastroberardino A. Ultrasonic Localization of the Lipps Loop. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1972, 114, 78.
- Ianniruberto A., Gibbons J. M. Predicting Fetal Weight by Ultrasonic B-Scan Cephalometry. An improved Technic with Disappointing Results. — "Obstet. Gynaec.", 1971, 37, 689.
- Iizuka J. The Physical Properties of Ultrasound. Proceedings in Echo-Encephalography. Springer Verlag, Berlin, 1968, 7.
- Inslor V., Bernstein D., Rikover M., Segal T. Estimation of Fetal Weight in Utero by Simple External Palpation. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1967, 98, 292.
- Jalůvka V., Aust G. Diagnostický význam ultrazvuku v porodnictví. — "Čs. Gynek.", 1970, 35, 9.
- Javert C. T. Spontaneous and Habitual Abortion. Mc. Grow-Hill Book Comp. New York, 1957.
- Jellins J., Rossoff G., Budef F. W., Reeve T. S. Ultrasonic Visualization of the Breast. — "Med. J. Aust.", 1971, 1, 305.
- Jeppsson S. Echo-Encephalography III. Further Studies on the Sources of the Midline Echo and a Clinical Evaluation. — "Acta chir. scand.", 1960, 119, 445.
- Jeppsson S. Echo-Encephalography IV. The Midline Echo, an Evaluation of its Usefulness for Diagnosing Intracranial Expansivities and Investigation into its Sources. — "Acta chir. scand.", 1961, Suppl. 272, 1.
- Johnson P. M., Bragg D. G., Sciarra J. J. Placental Localization: a Comparison of Radiopharmaceutic and Thermographic Methods. — "Amer. J. Roentgenol.", 1966, 96, 681.
- Johnson W. J., Stegall H. F., Lein J. N., Rushmer R. F. Detection of Fetal Life in Early Pregnancy with an Ultrasonic Doppler Flowmeter. — "Obstet. Gynec.", 1965, 26, 307.
- Jouppila P. Fetal Head Growth Measured by Ultrasound in the Last Few Weeks of Pregnancy in Normal, Toxaemic and Diabetic Women. — "Acta obstet. gynec. scand.", 1970, 49, 367.
- Jouppila P. Ultrasound in the Diagnosis of Early Pregnancy and its Complications. — "Acta obstet. gynec. scand.", 1971, Suppl. 15.

- Jouppila P., Kolu U. Hydatidiform Mole with a co-existent Fetus Diagnosed in Advance by Ultrasound. — "Ann. Chir. Gynaec. Fenn.", 1974, 60, 89.
- Kalmus H. P. Elektronic Flowmeter System. — "Rev. Sci. Instr.", 1954, 25, 201.
- Kamocsay D., Tarnoczy T. Beeinflussung der Ovarium-Funktion durch Ultraschall. — "Ultraschall in Med.", 1955, 8, 109.
- Kamocsay D., Gy D. O. Ultrasound in Gynecology. — "Amer. J. phys. Med.", 1958, 37, 196.
- Kataoka S., Ishimaru H., Fusaoka R. On the Problems of Ultrasonic Diagnosis of the Breast Cancer. — "Med. Ultrasonics", 1966, 4, 78.
- Kärcher K. H. Die Anwendung des Ultraschalls in der Strahlentherapie. — "Strahlentherapie", 1974, 141, 666.
- Keidl W. D. Über eine neue Methode zur Registrierung der Volumänderungen des Herzens am Menschen. — "Z. Kreisf.-Forsch.", 1950, 39, 257.
- Rikuchi Y., Uchida R., Tanaka R., Wagai T. Early Cancer Diagnosis through Ultrasonics. — "J. acoust. Soc. Amer.", 1957, 29, 824.
- King D. L. Placental Migration Demonstrated by Ultrasonography. — "Radiology", 1973, 109, 167.
- Kirsten E. B., Zinsser H. H., Reid J. M. Effect of IMR Ultrasound on the Genetics of Mice. IEEE-Transactions of Ultrasonics Engineering, Vol. UE-10. 1963. 112.
- Rittrich M. Určování velikosti plodu ultrazvukem. — "Cs. Gynek.", 1971, 36, 588.
- Rittrich M. Určování zralosti plodu z plodové vody a ultrazvukem. — "Cs. Gynek.", 1972, 37, 294.
- Rittrich M. Měření biparietálního průměru hlavičky plodu a jeho diagnostické možnosti. — "Cs. Gynek.", 1973, 38, 739.
- Klaus K. Porodnictví. SZdN, Praha. 1961.
- Kobayashi M., Hellman L. M., Fillisti L. Ultrasound. An Aid in the Diagnosis of Ectopic Pregnancy. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1969, 103, 1131.
- Kobayashi M., Hellman L. M., Fillisti L. Placental Localization by Ultrasound. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1970, 106, 279.
- Kobayashi M., Hellman L. M., Cromb E. Atlas of Ultrasonography in Obstetrics and Gynecology. Ed. Butterworths, London, 1972.
- Kohorn E. I. An Evaluation of Ultrasonic Fetal Cephalometry. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1967, 97, 553.
- Kohorn E. I., Pritchard J. W., Hobbins J. C. The Safety of Clinical Ultrasonic Examination Electroencephalographic Examination of the Neonate Subject to Pulsed Ultrasound. — "Obstet. Gynec.", 1967, 21, 272.
- Kohorn E. I., Blackwell R. J. The Diagnosis of Hydatidiform Mole by Ultrasonic B Scanning. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlt.", 1968, 75, 1014.
- Kohorn E. I., Suter P. E. N., Rees J. M., Blackwell R. J. Ultrasonic Compound B-Scanning as a Diagnostic Tool in Obstetrics and Gynaecology. — "Brit. med. J.", 1968, 1, 112.
- Kohorn E. I., Secker R. H., Morrison J., Campbell S. Placental Localization. A Comparison between Ultrasonic Compound B-Scanning and Radioisotope Scanning. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1969, 103, 868.
- Rokkonen J. Benign Gynaecological Tumours and Radioisotope Rentgenography. — "Acta obstet. gynec. scand.", 1971, 50, 275.
- Romaromy B., Lampe L. Die Bedeutung und die Möglichkeiten der frühzeitigen Erkennung einer Zwillingsschwangerschaft. — "Zbl. Gynäk.", 1969, 91, 1378.
- Koranyi G., Falus M., Sobel M., Pesti E., Van Bao T. Follow up Examination of Children Exposed to Ultrasound in Utero. Acta paediat. — "Acad. Sci. hung.", 1972, 13, 231.
- Kossoff G., Robinson D. E., Carrett W. J. Two dimensional ultrasonography in obstetrics. Diagnostic Ultrasound. Proc. I. Int. Conf. Pittsburgh 1965. Plenum Press, New York, 1966, 333.
- Kossoff G., Garrett W. J. Ultrasonic Film Echography in Gynecology and Obstetrics. — "Obstet. Gynec.", 1972, 40, 299.
- Kossoff G., Garrett W. J. Ultrasonic Film Echocopy for Placental Localization. — "Aust. N. Z. J. Obstet. Gynaec.", 1972, 12, 117.
- Kossoff G., Garrett W. J. Intracranial Detail in Fetal Echograms. Invest. — "Radiol.", 1972, 7, 159.
- Kratochwil A. Möglichkeiten der Ultraschalldiagnostik in der Geburtshilfe und Gynäkologie. — "Wien. klin. Wschr.", 1966, 78, 190.
- Kratochwil A. Die diagnostische Anwendung des Ultraschalles in der Geburtshilfe und Gynäkologie. — "Zbl. Gynäk.", 1966, 88, 1032.
- Kratochwil A., Eisenhut L. Der früheste Nachweis der fetalen Herzaktion durch Ultraschall. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1967, 27, 176.

- Kratochwil A. Ultraschalldiagnostik in Geburtshilfe und Gynäkologie. Lehrbuch und Atlas. Thieme Verlag, Stuttgart, 1968.
- Kratochwil A. Ein neues Registrierverfahren des fetalen Ultraschall-Kardiogramms. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1968, 28, 949.
- Kratochwil A. Die Ultraschalldiagnostik in der Geburtshilfe. — "Med. Klin.", 1968, 64, 1573.
- Kratochwil A. Schädigungsmöglichkeiten durch Ultraschalldiagnostik? — "Gynäk. Rdsch.", 1970, 9, 240.
- Kratochwil A. Ultrasonic Diagnosis in Pelvic Malignancy. — "Clin. Obstet. Gynec.", 1970, 13, 898.
- Kratochwil A., Schaller A. Zur geburtshilflichen Ultraschalluntersuchung des Hydrozephalus. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1971, 31, 171.
- Kratochwil A., Schaller A. Geburtshilfliche Ultraschalldiagnostik des Anencephalus. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1971, 31, 565.
- Kratochwil A., Zeibekis N. Die Ultraschalldiagnostik der Blasenmole. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1972, 32, 895.
- Kratochwil A., Zeibekis N., Wiltschke H., Schön R. Echographische Diagnose eines fetalen Abdominaltumors. Maximal gefüllte Harnblase als Folge einer posterioren Urethralklappe. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1972, 32, 506.
- Kratochwil A., Zeibekis N. Ultrasonic Pelvimetry. — "Acta obstet. gynec.", 1972, 51, 357.
- Krause W., Soldner R. Ultraschallbildverfahren (B-Scan) mit hoher Bildfrequenz für Bildfrequenz für medizinische Diagnostik. — "Electromedica", 1967, 4, 8.
- Kresnická J. Použití aparátu Dopplerova principu v praxi maleho ústavu. — "Cs. gynek.", 1974, 39, 10.
- Křikál Z., Smoldas J. Použití impulsní reflektivní průnikové metody při určování biparietálního průměru a lokalizace placenty. Sborník konference: Elektronika a radioisotopy v porodnictví a gynekologii. Brno, 1969, 13.
- Křikál Z., Škacel R., Nevrtal M., Pučálka A. Užití grafického záznamu Dopplerova ultrazvukového efektu. — "Cs. Gynek.", 1971, 36, 590.
- Křikál Z., Hradecký L., Rittrich M. Placenta v ultrazvukovém obraze. — "Cs. Gynek.", 1973, 38, 748.
- Kuah K. B., Embrey M. P. Experience with an Ultrasonic Foetal Pulse Detector. — "Brit. med. J.", 1968, 438.
- Kubák R., Nevrtal M., Martinčík J., Pučálka A., Janků K. Směrový dopplerovský průtokoměr v diagnostice a sledování normálního a patologického těhotenství. — "Cs. Gynek.", 1974, 39, 7.
- Kunze-Mühl E., Golob E. Chromosomenanalysen nach Ultraschalleinwirkung. — "Humangenetik", 1972, 14, 237.
- Kvíčala M., Čech E. Dvojdímensionální echoencefalografie. — "Cs. Neurol.", — v tisku.
- Larks S. D. The Fetal Electrocardiogram in Multiple Pregnancy. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1959, 77, 1109.
- Leksell L. Echoencephalography I. Detection of Intracranial Complications Following Head Injury. — "Acta chir. scand.", 1955, 110, 301.
- Leksell L. Echoencephalography II. Midline Echo from pineal body as an Index of pineal Displacement. — "Acta chir. scand.", 1958, 115, 255.
- Lennon G. G. Intrauterine Foetal Visualisation. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlt.", 1967, 74, 227.
- Leopold G. B. Diagnostic Ultrasound in the Detection of Molar Pregnancy. — "Radiology", 1971, 98, 171.
- Levi S. La diagnostic par les ultra-son en gynecologie et en obstetrique. — "Bull. Soc. roy. belge. Gynec. Obstét.", 1968, 38, 7.
- Levi S., Flamme P. L'ultrasonopelvimetric note liminaire à propos de 25 cas. — "Bull. Soc. roy. belge. Gynec. Obstét.", 1969, 39, 355.
- Levi S. La diagnostic ultrasonique des tumeurs gynécologiques. Schweiz. — "Z. Gynäk. Geburtsh.", 1974, 2, 41.
- Levi S. Ultradiagnostic: les avortements et les menaces d'avortement. — "Gynec. Obstet." (Paris), 1971, 70, 245.
- Levi S., Erbsmann F. Croissance du sac ovulaire humain au cours des premières semaines de la gestation. — "J. Radiol.", 1972, 53, 687.
- Levi S., De Bock G. Le diagnostic precoce des grossesses multiples par les ultrasons. — "J. Radiol. Electrol.", 1972, 53, 690.
- Levi S., Martin L., Flamme P. Relations entre le diamètre biparietal du nouveau-né et un ensemble de pédicteurs d'origine maternelle et néonatale. — "J. Radiol. Electrol.", 1972, 53, 693.

- Levi S. Diagnostic par ultrasons en gynécologie et en obstétrique. Ed. Masson, Paris, 1972.
- Lippmann G. Principe de la conversation de l'électricité. — "Ann. phys. Chim.", 1881, 24, 145.
- Lithander B. Origin of the Echo-Encephalogram. — "J. Neurol. Psychiat.", 1961, 24.
- Lloyd T. S. Ir. Obstetrical Use of the Ultrasonic Doppler Instrument. — "J. Amer. med. Ass.", 1968, 204, 1195.
- Loch E. G., Strathmann J. Die Messgenauigkeit des Ultraschalls im Vergleich zu Röntgenaufnahmen des Beckens. — "Strahlentherapie", 1970, 139, 459.
- Loch E. G. Experimentelle Untersuchungen mit Ultraschall am Kaninchenovar. I. Weltkongress über Ultraschalldiagnostik in der Medizin, Wien, 1969. Verlag der Wiener medizinischen Akademie, Wien, 1971, 503.
- Loch E. G., Fischer A. B., Kuwert E. Effect of Diagnostic and Therapeutic Intensities of Ultrasonic on Normal and Malignant Cells in Vitro. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1971, 110, 457.
- Loch E. G. Ultrasonic Tomography in Obstetrics and Gynecology. Karger Verlag, Basel, 1973.
- Lowe A. C., Mellor K. V. Hydatidiform Mole with Negative Test for Chorionic Gonadotrophin. — "Canad. med. Ass. J.", 1971, 104, 64.
- Lubchenco L., Hansman C., Dressler M., Boud E. Intrauterine Growth as Estimated from Live Born Birth Weight Data at 24 to 42 Weeks of Gestation. — "Pediatrics", 1963, 32, 793.
- Lubchenco L., Hansman C., Boud E. Intrauterine Growth in Length and Head Circumference as Estimated from Live Births at Gestational Age from 26 to 42 Weeks. — "Pediatrics", 1966, 37, 403.
- Lucas M., Mullarkey M., Abdulla U. Study of Chromosomes in the Newborn after Ultrasonic Fetal Heart Monitoring in Labour. — "Brit. med. J.", 1972, 3, 795.
- Ludwig G. D. The Velocity of Sound Through Tissues and the Acoustic Impedance of Tissues. — "J. acoust. Soc. Amer.", 1950, 22, 862.
- Ludwig G. D., Struthers F. W. Detecting Gallstones with Ultrasonic Echoes. — "Electronics", 1950, 13, 172.
- Lüder R. Möglichkeiten der Erkennung fetaler Missbildungen durch Ultraschall. — "Zbl. Gynäk.", 1972, 94, 1173.
- Macintosh I. J. C., Davey D. A. Chromosome Aberrations Induced by an Ultrasonic Fetal Pulse Detector. Preliminary Communication. — "Brit. med. J.", 1970, 4, 92.
- Macintosh I. J. C., Davey D. A. Relationship Between Intensity of Ultrasound and Induction Chromosome Aberrations. — "Brit. J. Radiol.", 1972, 45, 533.
- MacMahon B., Hertig A., Ingalls Th. Association Between Maternal Age and Pathologic Diagnosis in Abortion. — "Obstet. Gynec.", 1964, 88, 302.
- MacVicar J. Illustrative Examples of Ultrasonic Echograms. — "Proc. roy Soc. Med.", 1962, 55, 638.
- MacVicar J., Donald I. Sonar in the Diagnosis of Early Pregnancy and its Complications. — "J. Obstet. Gynec. Brit. Cwlth.", 1963, 70, 387.
- Machleidt R., Doil R. Möglichkeiten und Ergebnisse der Ultraschall-Diagnostik in der Geburtshilfe. — "Zbl. Gynäk.", 1971, 93, 81.
- Mannor S. M., Zakut H., Serr D. M., Padeh B., Shaki R. The Effects of Ultrasonic Waves on the Fetus. — "Harefuah", 1970, 79, 63.
- Mannor S., Serr D. M., Tamari I., Meshorer A., Frei E. H. The Safety of Ultrasound in Fetal Monitoring. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1972, 113, 653.
- Margolis A. J., Voss R. G. A Method for Radiologic Detection of Fetal Maturity. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1968, 101, 383.
- Martin Ch. B., Murata Y., Rabin L. S. Diagnostic Ultrasound in Obstetrics and Gynecology: Experience on a Large Clinical Service. — "Obstet. Gynec.", 1973, 41.
- McClain R. M., Hoar R. M., Saltzman M. B. Teratologic Study of Rats Exposed to Ultrasound. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1972, 114, 39.
- Mermut S., Katayama K. P., Castillo Del P., Jones H. W. Jr. The Effect of Ultrasound on Human Chromosomes in Vitro. — "Obstet. Gynec.", 1973, 41, 4.
- Meyenberg H. Die Ultraschallechographie in der Abortdiagnostik. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1973, 33, 272.
- Micky von L. T. Ultrasonic Tomography in Obstetrics and Gynecology. Diagnostic Ultrasound Proc. I. Int. Conf. Pittsburgh, 1965. Plenum Press, New York, 1966, 348.
- Mitsuno T., Hiromoto Y., Takao R., Uchihashi H. Diagnosis of Breast Tumors by Both Ultrasonogram and Mammography. — "Med. Ultrasonics", 1967, 5, 34.
- Mizuno S., Takeuchi H., Nakano K. Diagnostic Application of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology. Diagnostic Ultrasound Proc. I. Int. Conf. Pittsburgh 1965. Plenum Press, New York, 1966, 452.

- Mohr H., Reiter A. Morphologische und funktionelle Untersuchungen über die Wirkung des Ultraschalls auf Meerschweinchenovarium. — "Strahlentherapie", 1952, 87, 624.
- Mori Y., Matsuda M., Moroki J., Morishita N., Ono H. Ultrasonic Diagnosis of Breast Disease. — "Med. Ultrasonics", 1966, 4, 12.
- Morrison J., Blackwell R. J. Ultrasonic Scanning in Obstetrics. 1. Principles and Applications. — "Aust. N. Z. J. Obstet. Gynaec.", 1969, 9, 201.
- Morrison J., Kohorn E. I., Ashford C., Tredgold C., Secker-Walter R. H., Blackwell R. J. Ultrasonic Scanning in Obstetrics. 2. The Diagnosis of Placenta Praevia. — "Aust. N. Z. J. Obstet. Gynaec.", 1969, 9, 206.
- Morrison J., Kohorn E. I., Blackwell R. S. Ultrasonic Scanning in Obstetrics. 3. The Diagnosis of Hydatidiform Mole. — "Aust. N. Z. J. Obstet. Gynaec.", 1970, 10, 1.
- Morrison J., Kohorn E. I., Blackwell R. S. Ultrasonic Scanning in Obstetrics. 4. The Diagnosis of Multiple Pregnancy. — "Aust. N. Z. J. Obstet. Gynaec.", 1970, 10, 4.
- Mosler K. H., Teihert P., Scheuer H., Mitschka F. Ultrashallüberwachung in der Präventivgeburtshilfe. — "Med. Klin.", 1970, 65, 1250.
- Mosler K. H. Kontinuierliche Überwachung der fetalen Herzaktionen mittels Ultraschall. — In: E. Saling, K. A. Hütter. Fortschritte der perinatalen Medizin. 2. Deutscher Kongress für perinatale Medizin, Berlin, 1969. Thieme Verlag, Stuttgart, 1971, 146.
- Mosler K. H. A New Ultrasonic Monitor for Use in Obstetrics. — "Int. J. Gynec. Obstet.", 1972, 10, 15.
- Mundt G. H., Hughes W. F. Ultrasonic in Ocular Diagnosis. — "Amer. J. Ophthalm.", 1956, 41, 488.
- Murata Y., Martin Ch. B. Growth of the Biparietal Diameter of the Fetal Head in Diabetic Pregnancy. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1963, 115, 252.
- Murooka H. Trial of Some Improved Crystals-Vibrators for Use in the Ultrasonic Methods of Gynaecological Diagnosis. — "Med. Elektron. Biol. Engin.", 1964, 2, 329.
- Müller K., Osler M. Early Detection of Foetal Life by "Dopplerophonia". — "Acta obstet. gynec. scand.", 1969, 48, Suppl. 3, 130.
- Müllereisert H. A. Über Wirkungen des Ultraschalles an Ratten. — "Med. Klin.", 1950, 45, 197.
- Nemes G., Kerényi T. D. Ultrasonic Localization of the IUCD: a New Technique. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1971, 109, 1219.
- Newell J. A. Ultrasonic Localization. — "Brit. J. Radiol.", 1961, 304, 546.
- Němec M., Křikál Z. Diagnostický význam ultrazvuku v rané graviditě. — "Čs. Gynec.", 1973, 38, 729.
- Nieminen V., Jääskeläinen J. Ultrasonic Laminography in the Planning of External Radiotherapy. — "Strahlentherapie", 1970, 140, 400.
- Nilsson L. Treatment of Threatened Abortion with Progesterone. — "Acta obstet. gynec. scand.", 1967, 42, 128.
- Notter G., Melander O. Klinische Diagnostik mit Thermovision. — "Röntgen Blätter", 1968, 21, 49.
- Nusch W., Nöcker G. Zum Problem der Ultraschalldiagnostik der Blasenmole. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1970, 30, 150.
- Ojala A., Ylöstalo P., Jouppila P., Järvinen P. A. Fetal Cephalometry by Ultrasound in Normal and Complicated Pregnancy. — "Ann. Chir. Gynaec. Fenn.", 1970, 59, 71.
- Oksala A., Lethinen A. Über die diagnostische Verwendung von Ultraschall in der Augenheilkunde. — "Acta Ophthal.", 1957, 134, 387.
- Ong H. C., Sen D. K. Clinical Estimation of Fetal Weight. Amer. — "J. Obstet. Gynec.", 1972, 112, 877.
- Papež L., Čech E., Červenka J. Diagnoza ohroženého těhotenství. — "Prakt. Lék.", 1965, 45, 486.
- Parker S. L., Parker R. T. Chronic Ectopic Tubal Pregnancy. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1957, 74, 1174.
- Piironen O. Uterine Size at Fertile Age Measured by Ultrasound. — "Suomen Lääkärilehti", 1972, 27, 3309.
- Piironen O. Ultrasonic Localization of Intrauterine Contraceptive Devices. — "Acta obstet. gynec. scand.", 1972, 51, 203.
- Pohlmann R., Richter R., Parow E. Über die Ausbreitung und Absorption des Ultraschalls im menschlichen Gewebe und seine therapeutische Wirkung an Ischias und Plexusneuralgie. — "Dtsch. med. Wschr.", 1939, 73, 373.
- Pohlmann R. Die Ultraschalltherapie. Huber Verlag, Bern 1951.

- Prenzlau P., Issel E. P. Die praktische Bedeutung der Messung der Schulter-Steisslänge (Trunkometrie) beim Fetus mittels Ultraschall. — "Zbl. Gynäk.", 1973, 95, 1421.
- Pystynen P., Ylöstalo P., Järvinen P. A. Pelvimetry by Ultrasound in Late Pregnancy. — "Ann. Chir. Gynaec., Fenn.", 1967, 56, 118.
- Pystynen P., Ylöstalo P., Järvinen P. A. Detection of Foetal Life in Early Pregnancy by Ultrasonic Doppler Inspection. — "Ann. Chir. Gyneac. Fenn.", 1967, 56, 379.
- Pystynen P., Ylöstalo P., Jouppila P. Diagnosis of Hydatid Mole with One-Dimensional Ultrasound Technique. — "Ann. Chir. Gynaec. Fenn.", 1968, 57, 150.
- Pystynen P., Ylöstalo P., Ojala A. Detection of Foetal Action by Ultrasound Transformed into Audible Signals. A Comparative Study with Visual Method. — "Ann. Chir. Gynaec. Fenn.", 1968, 57, 607.
- Pystynen P., Ojala A., Ylöstalo P., Lahti R., Järvinen P. A. Placental Localization by Different Methods. — "Acta obstet. gynec. scand.", 1969, 48, Suppl. 3.
- Rauscher H. Ein neuer Begriff: Die bedrohte Schwangerschaft. — "Wien. med. Wschr.", 1964, 114, 832.
- Reinold E. Beobachtungen fetaler Bewegungsabläufe mittels Ultraschall. *Electromedica*, 2, 1971.
- Reinold E. Fetale Bewegungen in der Frühgravidität. — "Z. Geburtsh. Gynäk.", 1971, 174, 220.
- Reisner K., Heckrodt J., Ay R. Die Verwendung des Ultraschall-B-Bildverfahren bei der Bestrahlungsplanung. — "Strahlentherapie", 1970, 140, 639.
- Renfer H. R. Früheffekte der Ultraschalltherapie. — "Praxis", 1950, 39, 152.
- Resch B., Herzog J. Klinische Erfahrungen mit dem Ultraschall "Bewegungsdetektor" Doptone. — "Zbl. Gynäk.", 1971, 93, 86.
- Reynolds W. A., Ayers M. A., Parker G. M. Thermoplaentography. — "Radiology", 1967, 89, 825.
- Robinson D. E., Garrett W. J., Kossoff G. The Diagnosis of Hydatidiform Mole by Ultrasound. — "Aust. N. Z. J. Obstet. Gynaec.", 1968, 8, 74.
- Robinson D. E., Garrett W. J. Ultrasonic Visualization of the Placenta. — "Med. J. Ausat", 1970, 2, 1062.
- Robinson H. P. Detection of Fetal Heart Movement in First Trimester of Pregnancy Using Pulsed Ultrasound. — "Brit. med. J.", 1972, 4, 466.
- Robinson H. P. Sonar in the Management of Abortion. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlth.", 1972, 79, 90.
- Robinson H. P., Sharp F., Donald I., Young H., Hall A. J. The Effect of Pulsed and Continuous Wave Ultrasound on the Enzyme Histochemistry of Placental Tissue in Vitro. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlth.", 1972, 79, 821.
- Rosen P., Snyder R. E., Foote F. W., Wallace T. Detection of Occult Carcinoma in the Apparently Benign Breast Biopsy Through Specimen Radiography. — "Cancer", 1970, 26, 944.
- Rosenthal L. Radionuclide Visualization of the Placenta with the Gamma-Ray Scintillation Camera. — "Canad. med. Ass. J.", 1967, 97, 212.
- Rott H. D., Huber H. J., Soldner R., Schwanitz G. Chromosomenuntersuchungen nach Einwirkung von Ultraschall auf menschliche Lymphocyten in vitro. — "Electromedica", 1972, 1, 14.
- Rott H. D., Soldner R., Zyl von J. Zur Wirkung von Ultraschall auf menschliche Chromosomen in vitro. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1972, 32, 662.
- Rotte K. Zwillingsdiagnostik mittels Ultraschallecholaminographie. — "Med. Klin.", 1970, 65, 1297.
- Rushmer R. F. Clinical Application of a Transcutaneous Ultrasonic Flow Detector. — "J. Amer. med. Ass.", 1967, 199, 326.
- Sachs H. W., Wegner G. Tierexperimentelle Untersuchungen zur Frage einer Schwangerschaftsunterbrechung durch Ultraschall. — "Ultraschall in Med.", 1952, 4.
- Saidl J. Röntgen v porodnictví. Vesmír, Praha, 1937.
- Saling E. Verbesserung der apparativen Herzschlagregistrierung beim Feten unter der Geburt. — "Fortschr. Med.", 1969, 87, 777.
- Samek L., Taraba O. Measurements of the Dependence of Sonoluminescence on Acaoustic Pressure of Ultrasonic Field and Measurements of the Acoustic Spectrum of Cavitation Noise. — "Cs. J. Physics.", 1973, 23, 287.
- Satomura S. Ultrasonic Doppler Method for the Inspection of Cardiac Functions. — "J. acoust. Soc. Amer.", 1957, 29, 1181.
- Scammon R. E., Calkins L. A. The Development and Growth of the External Dimensions of the Human Body in the Fetal Period. Ed. Univ. of Minnesota Press, Minneapolis, 1929.

- Селезнева Н. Д. Применение ультразвука в диагностике опухолей внутренних половых органов женщин. — «Акуш. и гин.», 1962, 38, 85.
- Serr D. M., Padeh B., Zakut H., Shaki R., Mannon S. M., Kalner B. Studies on the Effects of Ultrasonic Waves on the Fetus. Second Europ. Congress of Perinat. Med. London, 1970, Karger Verlag, Basel, 1971, 302.
- Shih A., Tao-Hsin W., Shih-Yuan A., Shih-Liang C., Hsiang-Huei W., Chih-Chang H., Kuo-Juei Y. The Use of Pulsed Ultrasound in Clinical Diagnosis. — "China med.", 1962, 81, 315.
- Schiefer W., Kazner E. Klinische Echo-Encephalographie. Springer Verlag, Berlin, 1967.
- Schiffer M. A., Ertel N. A., Hellman L. M., Kobayashi M. Combined Method for Evaluating Fetal Well-Being by Plasma Estriol Measurements and Ultrasonography. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1970, 108, 1277.
- Schlenksker K. H. Plazentographie mittels Ultraschall-Schnittbildverfahren. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1971, 31, 879.
- Schlenksker K. H. Zur Bedeutung des Plazentasiszes für die Kindslagen. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1972, 32, 551.
- Schlenksker K. H. Eine Ultraschallmethodik zur Thorakometrie beim Feten. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1973, 33, 440.
- Sigel B., Popky G. L., Wagner D. K., Boland J. P., Mapp E. M., Feigl P. Comparison of Clinical and Doppler Ultrasound Evaluation of Confirmed Lower Extremity Venous Disease. — "Surgery", 1968, 64, 332.
- Sigel B., Felix W. R., Popky G. L., Ipsen J. Diagnosis of Lower Limb Venous Thrombosis by Doppler Ultrasound Technique. — "Arch. Surg.", 1972, 104, 174.
- Skála V. Příspěvek k diagnostice deprese plodu. — "Čs. Gynek.", 1972, 37, 300.
- Smyth M. G. Animal Toxicity Studies with Ultrasound at Diagnostic Power Levels. Diagnostic Ultrasound, Proc. I. Int. Conf. Pittsburgh. 1965. Plenum Press, New York, 1966, 296.
- Sokolov S. J. Zur Frage der Fortpflanzung ultraakustischer Schwingungen in verschiedenen Körpern. — "Elektr. Nachr. Technik", 1929, 6, 454.
- Srp B., Kravka A. Fetální elektrokardiografie a prukaz živého plodu v jednotlivých etapách těhotenství a v období prodlouženého těhotenství. Sborník symposia: Elektronika v lékařství. Praha, 1970, 73.
- Srp B., Kravka A. Elektrická srdeční osa plodu při diagnostice uložení plodu a některých forem počínající hypoxie. Sborník symposia: Elektronika v lékařství. Praha, 1970, 77.
- Stone M. L., Weingold A. B., Lee B. O. Clinical Applications of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1972, 113, 1046.
- Stožický V. Měření biparietálního průměru hlavy plodu pomocí ultrazvukového echa. — "Sborník věd. prací FVL ÚR", 1969, Suppl. 12, 221.
- Stožický V., Rohoutek M., Blechová D., Rozsival V. Ultrazvukové echo, pomocná vyšetřovací metoda před indukci porodu. Sborník konference: Elektronika a radioisotopy v porodnictví a gynekologii. Brno, 1969, 50.
- Strandness D. E., Sumner D. S. Ultrasonic Velocity Detector in the Diagnosis of Thrombophlebitis. — "Arch. Surg.", 1972, 104, 180.
- Suk V., Kotásek A., Břešťák M., Brutar V. B-obraz ultrazvuku v diferenciální diagnostice některých těhotenských patologií. — "Čs. Gynek.", 1971, 36, 587.
- Suk V., Červenka J., Blažka V., Brutar V., Břešťák M., Karpenko A. Poznámky k technice cefalometrie cefalometrie B-obrazem ultrazvuku. — "Čs. Gynek.", 1973, 38, 740.
- Suk V., Kotásek A., Brutar V., Břešťák M., Červenka J., Zuntová A. Tubární gravidita v B-obrazu ultrazvuku. — "Čs. Gynek.", 1973, 38, 749.
- Suk V., Kotásek A., Brutar V., Břešťák M., Čapska J., Červenka J., Kolihova E. Cévní okrsky myomu děložního v B-obrazu ultrazvuku. — "Čs. Gynek.", 1973, 38, 756.
- Sunden B. On the Diagnostic Value of Ultrasound in Obstetrics and Gynaecology. — "Acta obstet. gynec. scand.", 1964, 48, Suppl. 6.
- Sunden B. Ultrasound in the Diagnosis of Twins and Hydramnions. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlt.", 1965, 72, 952.
- Sunden B. Placentography by Ultrasound. — "Acta obstet. gynec. scand.", 1970, 49.
- Samsula M., Travenec I., Raffaj J., Milosovic J., Tarina F., Schmidt R. Diagnostica B-obrazom ultrazvuku tuzemskym tuzemskym aparatom VUMA v gynekologicko-porodnickej praxi. — "Čs. Gynek.", 1973, 38, 751.
- Stastny J., Papež L., Cech E. Klinische Signifikanz der direkten Fluorometrie der Harnöstrogene nach Itrich bei der Diagnose und Prognose des Abortus immiens. — "Zbl. Gynäk.", 1964, 86, 1753.

- Täger F. Thermographische Untersuchungen in Geburtshilfe und Gynäkologie. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1970, 30, 990.
- Takada S., Ito H., Inoue Y., Iwabuchi M., Takahashi I., Kawashima K. Ultrasonic Diagnosis of Breast Cancer. — "Jap. med. Ultrasonics", 1965, 3, 22.
- Takada S., Ito H., Inoue Y., Iwabuchi M., Takahashi I., Kawashima K. Ultrasonic Diagnosis of Benign Breast Disease. — "Jap. med. Ultrasonics", 1965, 3, 56.
- Takahashi S., Ichikawa H., Wagai T., Hayashi S. Some in Ultrasonic Diagnosis of Breast Cancer. — "Jap. med. Ultrasonics", 1966, 4, 79.
- Takeuchi H., Nakazawa T., Kumakiri K., Kusano R. Experimental Studies on Ultrasonics Doppler Method in Obstetrics. — "Acta obstet. gynaec. Jap.", 1970, 17, 41.
- Taraba O. Průmyslové využití ultrazvuku. Práce, Praha, 1963.
- Taraba O. Vybrané stati z fyzikální akustiky. I. Ultrazvuk. CVUT. Praha, 1972.
- Taraba O., Čech E. Zakladní fyzikální principy a metody ultrazvukové diagnostiky v porodnictví a gynekologii. — "Cs. Gynec.", 1973, 38, 723.
- Taylor E. S., Holmes J. M., Thompson H. E., Gottesfeld K. R. Ultrasound Diagnostic Techniques in Obstetrics and Gynecology. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1964, 90, 655.
- Taylor E. S., Thompson H. E., Gottesfeld K. R., Himes J. H. Clinical Use of Ultrasound in Obstetrics and Hynecology. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1967, 99, 671.
- Taylor K. J. W., Pond J. B. A Study of the Production of Haemorrhagic Injury and Paraplegia in Spinal Cord by Pulsed Ultrasound of Low Mega Hertz Frequencies in the Context of the Safety for Clinical Usage. — "Brit. J. Radiol.", 1972, 45, 343.
- Tenhaff D., Karajanis G. Frühnachweis fetaler Herztöne in ersten Schwangerschaftsdrittel. — "Zbl. Gynäk.", 1970, 92, 736.
- Thiele W. H. Über die Einwirkung der Ultraschallwellen auf die Funktion der Ovarien. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1949, 9, 691.
- Thieme R., Johanigmann J., Zahn V. Ultraschallbilddiagnose eines Anenzephalus. — "Zbl. Gynäk.", 1971, 93, 1468.
- Thompson H. E., Holmes J. H., Gottesfeld K. R., Taylor E. S. Fetal Development, as Determined by Ultrasonic Pulse Echo Techniques. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1965, 92, 44.
- Thompson H. E., Holmes J. H., Gottesfeld K. R., Taylor E. S. Ultrasound as a Diagnostic Aid in Diseases of the Pelvis. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1967, 98, 472.
- Thompson H. E. Ultrasonic Diagnostic Techniques. Davis Gynec. and Obstet., Vol. III. Ed. Harper, Row, Hagerstown, 1969.
- Thompson H. E. Ultrasonic Techniques in Pelvic Cancer. — "Clin. Obstet. Gynec.", 1969, 12, 354.
- Thompson H. E., Makowski E. L. Estimation of Birth Weight and Gestational Age. — "Obstet. Gynec.", 1971, 37, 44.
- Thouolon J. M. Mise au point sur l'usage des appareils ultrasoniques a effet Doppler en obstetrique. — "Lyon méd.", 1970, 224, 177.
- Tsumoto Y., Sato T., Maezawa Z., Fusaoka T. Ultrasonic Diagnosis of Mammary Diseases on Analysis of Echo-Pattern and Criteria of Interpretation of it. — "Med. Ultrasonics", 1966, 4, 72.
- Umbach W., Rley M. Untersuchungen mit Ultraschall zur Diagnose und Verlaufskontrolle des kindlichen Hydrozephalus. — "Dtsch. med. Wschr.", 1965, 90, 1313.
- Underhill R. A., Beazley J. M., Campbell S. Comparison of Ultrasound Cephalometry, Radiology and Liquor Studies in Patients with Unknown Confinement Dates. — "Brit. med. J.", 1971, 3, 736.
- Vanýsek J., Iserle J., Pacák M. Pokusy s elektroakustickými lokalizacemi nitroočních cizích teles. Práce Voj. lék. akad. Hradec Kralove, 1955, 712.
- Varma T. R. The Value of Ultrasonic B Scanning in Diagnosis when Bleeding is Present in Early Pregnancy. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1972, 114, 607.
- Vivot G., Haefeli J. Un procede de radiopelvimetrie sans appareillage. — "Rev. franç. Gynec.", 1971, 66, 375.
- Vlieger De M., Ridder H. J. Use of Echoencephalography. — "Neurology", 1959, 9.
- Vlieger De M., Sterke De A., Molin C. E., van der Ven. Ultrasound for Two-Dimensional Echo-Encephalography. — "Ultrasonics", 1963, 1, 148.
- Vojta M. Ultrazvuk v porodnictvi. — "Cs. Gynec.", 1965, 30, 631.
- Vojta M., Jirásek J. Probleme der molaren Degeneration den Chorion-Vakuumaspiration, eine neue Methode der Behandlung der Blasenmole. — "Zbl. Gynäk.", 1965, 87, 1245.

- Vrobel T. Ultrazvuková diagnostika v porodnictví. — "Čs. Gynek.", 1971, 36, 585.
- Waddell R. E., Hunter J. S. Jr. Twin Pregnancies. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1960, 80, 756.
- Wagai T., Takahashi S., Ohashi H., Ichikawa H. A Trial for Quantitative Diagnosis of Breast Tumor by Ultrasono-Tomography. — "Med. Ultrasonics", 1967, 5, 39.
- Watts P. L., Hall A. J., Fleming J. E. E. Ultrasound and Chromosome Damage. — "Brit. J. Radiol.", 1972, 45, 335.
- Watts P. L., Sterart C. R. The Effect of Fetal Heart Monitoring by Ultrasound on Maternal and Fetal Chromosomes. — "J. Obstet. Gynec. Brit. Cwlth.", 1972, 79, 715.
- Weigle E. H., Thatcher A. H. Lutein Cysts in Normal Twin Pregnancy Leading to Erronous Diagnosis of Hydatided Mole. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1955, 70, 1136.
- Weill F., Heriot G., Colette C., Becker J. C., Ricatte P. J., Kraehenbuhl J. Un signe tomo-echographique de mort foetale. — "Presse méd.", 1971, 79, 52.
- Wells P. N., Evans R. T. An Immersion for Two-Dimensional Ultrasonic Examination of Human Breast. — "Ultrasonics", 1969, 6, 220.
- Wever H., Stockhausen H. Fetale Herzkontrolle und Plazentalokalisation durch Ultraschall unter Verwendung des Dopplereffektes. — "Geburtsh. Frauenheilk.", 1967, 27, 1209.
- Weyrauch U., Schoknecht G. Eine Anwendung von Ultraschall zur Bestrahlungsplanung. — "Strahlentherapie", 1970, 139, 544.
- Wey-Siong Tsai, Hsi-Yao Chen, Yuang-Ping Chen, Ping-Yen Wei. Sonographic Visualisation of Coexisting Gestation Sac and I. U. D. in the Uterus and a Consideration of a Causative Factor of Accidental Pregnancy. — "Int. J. Fertil.", 1973, 18, 85.
- White D. N. Ultrasonic Encephalography. Ed. Med. Ultrasonic Laboratory. Queen's Univ. Kingston, Ontario, 1970.
- Widmaier G., Schmidt D., Grossmann H., Millner R. Intrauterine Bestimmung des biparietalen Schäeldurchmessers mit dem Ultraschalldiagnostikgerät GA 10 und Direktregistrierung des Echogramme. — "Z. Geburtsh. Gynäk.", 1971, 175, 97.
- Wild J. J. The Use of Ultrasonic Pulses for the Measurement of Biological Tissues and the Detection of Tissue Density Changes. — "Surgery", 1950, 27, 183.
- Wild J. J., Reid J. M. Further Pilot Echographic Studies on the Histological Structure of Tumors of the Living Intact Human Breast. — "Amer. J. Pathol.", 1952, 28, 839.
- Wild J. J., Reid J. M. Application of Echo-ranging Techniques to the Determination of Structure of Biological Tissue. — "Science", 1952, 115, 226.
- Wild J. J., Reid J. M. Diagnostic Use of Ultrasound. — "Brit. J. phys. Med.", 1956, 19, 248.
- Willocks J. The Use of Ultrasonic Cephalometry. — "Proc. roy. Soc. Med.", 1962, 55, 64.
- Willocks J., Donald I., Duggan T. C., Day N. Fetal Cephalometry by Ultrasound. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlth.", 1964, 71, 11.
- Willocks J., Donald I., Campbell S., Dunsmore I. R. Intrauterine Growth Assessed by Nitrasonic Foetal Cephalometry. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlth.", 1967, 74, 639.
- Willocks J., Dunsmore I. R. Assessment of Gestational Age and Prediction of Dysmaturity by Ultrasonic Fetal Cephalometry. — "J. Obstet. Gynec. Brit. Cwlth.", 1971, 78, 804.
- Winters H. S. Ultrasound Detection of Intrauterine Contraceptive Devices. — "Amer. J. Obstet. Gynec.", 1966, 95, 880.
- Wood S. M., Jones L., Maysey M. N. Placental Localization Using 113m Indium and Portable Scintillation Detector: A Comparison with Doppler Ultrasound. — "J. Obstet. Gynaec. Brit. Cwlth.", 1970, 77, 139.
- Yoshida T., Mori M., Nimura Y., Hikita G., Takagishi S., Nakanishi K., Satomura S. Analysis of Heart Motion with Ultrasonic Doppler Method and its Clinical Application. — "Amer. Heart. J.", 1961, 61, 61.
- Zacutti A., Brugnoli C. A. L'impiego degli ultrasuoni nella diagnostica della tumefazioni pelviche. — "Minerva ginecol.", 1970, 22, 772.
- Zak F., Čech E., Papež L., Šrp B., Malý Z. Akustická ultrazvuková lokalizace placenty. — "Čs. Gynek.", 1973, 38, 319.
- Zak F., Dvořáček C. Využití Dopplerova efektu v porodnické diagnostice. — "Čs. Gynek.", 1974, 39, 6.