**Содержание**

Введение

Глава Ι. Обзор литературы

Глава ΙΙ. Материалы и методы исследования

Глава ΙΙΙ. Результаты и обсуждения

Заключение

Список литературы

**Введение**

Современные успехи клинической диагностики во многом определяются совершенствованием методов исследования. Значительный скачек в этом вопросе был достигнут благодаря разработке и внедрению в практику принципиально новых способов получения медицинского изображения, в том числе ультразвукового метода. Чрезвычайно ценным является способность эхографии визуализировать внутреннюю структуру паренхиматозных органов, что было недоступно традиционному рентгенологическому исследованию. Благодаря высокой информативности и достоверности ультразвукового метода диагностика многих заболеваний и повреждений поднялась на качественно новый уровень. В настоящее время, наряду с компьютерной томографией и другими более современными методами, ультразвуковая диагностика используется повсеместно, являясь одним из ведущих диагностических методов во многих разделах клинической медицины. В последние годы в связи с очень широким распространением ультразвуковой аппаратуры, ее доступностью для любых даже очень небольших медицинских учреждений.

К важным преимуществам эхографии следует отнести ее неионизирующую природу и низкую интенсивность используемой энергии. Безопасность метода определяется также краткостью воздействия ультразвуковых волн. ультразвуковые преобразователи работают в режиме излучения только 0,1% времени цикла. В связи с этим при обычном обследовании фактически время облучения составляет 1 с. Также 50% энергии ультразвуковых волн, затухая, не достигает исследуемого объекта. Полученные в настоящее время данные свидетельствуют, что диагностические дозы ультразвука не оказывают отрицательного воздействия на организм человека.

**Цель работы:** Освоить методику работы на ультразвуковой аппаратуре.

**Глава Ι. Обзор литературы**

**Физические свойства и биологическое действие ультразвука**

Ультразвук представляет собой упругие колебания частиц материальной среды, частота которых превышает 15—20 кГц, т. е. располагается выше порога, воспринимаемого человеческим ухом. Ультразвуковые колебания характеризуются двумя основными свойствами – способностью распространяться в определенном направлении и при этом переносить энергию.Возбуждение какой-либо частицы в результате воздействия на нее упругих сил передается на соседние. Возникающая при этом ультразвуковая волна начинает распространяться с определенной скоростью, зависящей от физических свойств среды. В мягких тканях организма человека скорость ультразвуковых волн составляет в среднем 1540 м/с. [6]

Несмотря на то, что возбуждение частиц передается на достаточно большое расстояние, их истинное движение отсутствует и ограничивается лишь небольшим перемещением относительно точки покоя. Структура среды при этом характеризуется чередованием участков сжатия и разряжения. Сочетание одного сжатия и разряжения составляет цикл ультразвуковой волны. Расстояние от одного цикла до другого обозначают как длину волны. Количество циклов в единицу времени носит название частоты и выражается в герцах (Гц). Один герц представляет собой 1 колебание в 1 с. [6]

Частоты, используемые с диагностической целью в медицине, колеблются от 1 до 15 (МГц), длина волн – соответственно от 1,5 до 0,1 мм. Частота и длина волны находятся в обратно пропорциональной зависимости. Это обстоятельство необходимо учитывать при определении разрешающей способности используемой ультразвуковой аппаратуры. Известно, что четкое изображение объекта возникает только в тех случаях, когда его размеры превышают длину волны. Для улучшения качества изображения используют высокочастотные преобразователи. Для оценки воздействия ультразвука на исследуемый объект пользуются понятием «интенсивность звука». Последний измеряют в ваттах (Вт) на квадратный сантиметр. Интенсивность ультразвука в используемых для диагностики медицинских приборах колеблется в пределах 0,005-0,25 Вт/см2. Понятие интенсивности имеет важное значение для определения безопасности ультразвукового воздействия на биологические объекты. На распространение ультразвуковой волны существенное влияние оказывают акустические свойства среды. Установлено, что каждая ткань обладает определенным акустическим сопротивлением или импедансом. Его величина является наименьшей для жидкой среды и наибольшей для костной ткани. Так при частоте 1 МГц поглощение ультразвуковой волны наполовину в костной ткани происходит на глубине 0,2 см, а в жидкости – 35 см. Этим объясняются трудности, связанные с проведением ультразвуковой пельвиометрии. В то же время жидкость является идеальной средой для распространения ультразвуковых колебаний, что обусловливает хорошую визуализацию органов малого таза при наполнении мочевого пузыря. [6]

Известно, что формирование акустического изображения во многом подчиняется законам оптики. В однородной среде ультразвуковые волны распространяются прямолинейно. Однако если на их пути возникает поверхность раздела сред (интерфейс), характеризующаяся различным акустическим сопротивлением (импеданс), то часть ультразвукового потока отражается, а часть, преломляясь, проникает далее в ткани. Как показывают расчеты, для отражения достаточно, чтобы импедансы сред отличались по крайней мере на 1 %. Чем значительнее различие в акустическом сопротивлении соседних тканей, тем большая часть энергии отражается на их границе и тем значительнее угол преломления. Например, на границе мягкая ткань – кость отражается около 30% всей энергии ультразвукового потока, а на границе мягкая ткань – газ отражение практически полное. В последнем случае угол преломления будет приближаться к 90°. Этим объясняется невозможность использования ультразвуковой аппаратуры для полноценного исследования таких содержащих газ органов, как кишечник или легкие. [2]

Те же причины обусловливают необходимость использования контактных сред (специальный гель, вазелиновое масло и др.), так как неизбежно возникающая между сканирующей и сканируемой поверхностями воздушная прослойка значительно затрудняет прохождение ультразвуковой волны. [6]

Современная ультразвуковая аппаратура основана на принципе эхолокации. Излучение и прием ультразвуковых волн осуществляются одним и тем же устройством – преобразователем (трансдюссер). Механизм его действия основан на использовании прямого и обратного пьезоэлектрического эффектов. Пьезоэлектрические элементы (кварц, титанат бария, цирконат свинца и др.), как известно, обладают способностью изменять свою форму под влиянием приложенного к ним электрического поля (обратный пьезоэлектрический эффект). Деформация пъезокристаллов под действием электрического поля сопровождается излучением ультразвуковой волны. Для приема отраженных эхосигналов используется прямой пьезоэлектрический эффект, т. е. превращение ультразвукового импульса в электрический. [6]

Все диагностические аппараты (за исключением некоторых приборов, основанных на эффекте Допплера) работают в импульсном режиме. Частота генерации импульсов составляет в среднем 1000-1500 в секунду. Важно подчеркнуть, что в режиме излучения преобразователь работает лишь 0,1 % времени цикла, тогда как в режиме приема — 99,9 %. Подобный ритм работы прибора является одним из факторов, определяющих безопасность ультразвуковых исследований. [2]

Ультразвуковой преобразователь испускает волны в виде луча. Форма луча зависит от диаметра пьезоэлемента, частоты излучения, наличия акустических линз. Исследователю, работающему с ультразвуковой аппаратурой, необходимо знать фокусное расстояние используемого им преобразователя, так как только в зоне фокусирования изучаемый объект будет изображаться наиболее четко. В современных ультразвуковых сканерах выбор оптимального фокусного расстояния упрощается за счет модуля динамического фокуса. [3]

Из сказанного следует, что эхограмма, получаемая на экране прибора, представляет собой изображение только какого-то определенного сечения исследуемого объекта. Кроме того, в отсутствие достаточного опыта сканограммы вообще могут быть сделаны все зоны патологических изменений, а возникающие в ряде случаев артефакты, искажающие изображение, могут быть устранены только непосредственно во время исследования. [2]

Одним из основных показателей диагностических возможностей ультразвукового прибора является его **разрешающая способность.** Под ней понимают то минимальное расстояние между двумя объектами, при котором они регистрируются на экране прибора как отдельные структуры. Различают аксиальную (вдоль луча) и латеральную (перпендикулярную к нему) разрешающие способности. Аксиальное разрешение зависит от длины волны: если расстояние между двумя точками больше длины волны, то на экране они воспринимаются как отдельные объекты, если меньше, то их изображения сливаются. Латеральное разрешение обусловлено шириной ультразвукового луча: если она превышает расстояние между двумя точками, то их изображение на экране воспринимается слитно, а если меньше, то раздельно. Так, в приборе с ультразвуковым преобразователем 3,25 МГц аксиальная разрешающая способность в зоне фокуса составляет 2 мм, латеральная – 5 мм. Важно знать величину **проникающей способности** ультразвуковой волны. Высокочастотные преобразователи (5 МГц и выше), обладающие значительной разрешающей способностью, позволяют получать высококачественное изображение объектов, расположенных на относительно небольшой глубине, так как пенетрация генерируемого ими звукового потока невелика. Для исследования структур, располагающихся глубоко, следует отдавать предпочтение низкочастотным преобразователям с высокой пенетрацией (2,5-3,5 МГц). При этом надо помнить, что между разрешающей и проникающей способностью трансдюссеров имеется обратно пропорциональная зависимость. [6]

При исследовании ультразвуковой преобразователь может перемещаться непосредственно по поверхности кожи (контактный способ) или сканирование осуществляется через водную среду (иммерсионный способ). Помимо этого, могут использоваться также трансвагинальные, трансвезикальные и трансректальные преобразователи. [7]

В современных сканерах, работающих по принципу реального времени и позволяющих получать не статичное, а динамическое изображение исследуемого объекта, преобразователь содержит либо блок попеременно работающих пьезоэлементов, осуществляющих линейное электронное сканирование, либо один колеблющийся или вращающийся механический элемент. Первый тип преобразователей называется линейным, второй – секторным. [7]

В клинической практике врачу, осуществляющему ультразвуковое исследование, приходится постоянно встречаться с различными **артефактами.** Под артефактами понимают появление на сканограммах изображений, реально не существующих структур. Артефакты не могут быть полностью устранены путем изменения настройки или регулировки прибора. Знание причин возникновения артефактов и особенностей их эхографического изображения имеет важное практическое значение. Это обусловлено тем, что их появление, с одной стороны, может быть причиной получения ошибочных результатов и в единичных случаях даже неоправданных оперативных вмешательств, с другой – способствовать повышению точности диагностики. [3]

**Реверберации**, являются наиболее часто встречающимся артефактом. На сканограммах они изображаются как средней или небольшой интенсивности равноудаленные линейные эхосигналы, ориентированные вдоль плоскости сканирования. Их появление обусловлено многократным перемещением ультразвукового луча между датчиком и интенсивно отражающими его структурами. [3]

**Гиперболические артефакты** возникают только при использовании линейных датчиков. Они появляются в результате невозможности полного устранения передачи и приема ультразвука пьезоэлементами, которые в данный момент неактивны. [3]

**Артефакты рефлексии и рефракции** (отражения и преломления). Известно, что ультразвуковой луч при переходе из одной среды и другую частично отражается и преломляется, т. е. отклоняется от прямолинейного хода на определенный угол. [3]

**Артефакты фокусного расстояния**. При проведении ультразвукового исследования необходимо учитывать, что наибольшее приближение размеров эхографического изображения образования к истинным наблюдается только в зоне фокуса. Вне этой зоны размеры объектов увеличиваются. [3]

**Артефакты толщины центрального луча.** Появление этих артефактов обусловлено тем, что основная часть звукового потока идет по оси луча, а более слабая по периферии. Центральная часть луча формирует изображение объекта, а периферическая, отразившись oт расположенных рядом структур, создает многочисленные, не резко выраженные эхосигналы по обе стороны от него. [3]

**Артефакты изменения скорости.** Артефакты искажения формы возникают преимущественно в кистозных образованиях в связи с тем, что скорость ультразвука в них несколько ниже, чем в плотных. Прибор, как известно, калиброван на строго определенную скорость, поэтому расстояние, которое луч преодолевает с меньшей скоростью, чем заданная, искусственно как бы удлиняется. В результате на эхограмме задняя стенка кисты оказывается расположенной дальше от излучателя, чем в действительности. [3]

**Артефакты изменения места** также обусловлены различием в скорости прохождения ультразвука в отдельных тканях и образованиях организма. Замедление скорости распространения ультразвука в какой-либо среде по сравнению с калибровочной величиной, как, например, в кистах, приводит к тому, что расположенные за ней образования кажутся несколько удаленными от преобразователя. Напротив, непосредственно за средой, в которой скорость распространения ультразвука повышена, они как бы приближаются к преобразователю. Зеркальные артефакты возникают в тех случаях, когда в непосредственной близости от исследуемого объекта pacполагается поверхность, обладающая выраженной (зеркальной) отражающей способностью. Наличие своеобразного зеркала приводит к появлению позади него второго, несуществующего объекта. [3]

**Зеркальные артефакты** являются следствием того, что ультразвуковой прибор «не учитывает» реально происшедшее отклонение луча и оценивает его ход как прямолинейный. [3]

**Артефакты боковых лучей.** Основным для диагностики является центральный ультразвуковой луч. Кроме того, датчик излучает еще несколько боковых, но энергетически очень слабых лучей, влияние которых в целом не сказывается на изображении. Однако следует иметь в виду, что если один из боковых лучей падает на выраженную отражающую поверхность, то ее изображение может быть перенесено на траекторию основного луча.[3]

**Фальшивое эхо** возникает в результате нарушения однородности среды при использовании наполненных жидкостью трансмиссионных систем. Посторонние артефакты возникают при наличии в непосредственной близости с прибором источников электромагнитных колебаний. На экране монитора появляются аномальные полосы, линии, множественные точечные структуры и др. Такие артефакты устраняются при экранировании прибора. [3]

При анализе сканограмм следует иметь в виду, что в большинстве случаев плотные образования характеризуются тем или иным уровнем эхогенности, однако в единичных случаях они могут быть полностью анэхогенными. Обычно это наблюдается при однородных по своему строению тканях, когда составляющие их структурные элементы характеризуются незначительным акустическим сопротивлением и имеют очень небольшие размеры, а длина ультразвуковой волны превышает их величину. Полностью анэхогенными на сканограммах изображаются пирамиды почек, некоторые опухоли желудка, метастазы в печень сарком, лимфом и меланом. [5]

**Звукопроводимость** отражает способность ультразвука распространяться на глубину. Она зависит от поглощающей, отражающей и рассеивающей способности среды. Наиболее высокой звукопроводимостью обладают жидкостные образования. Характерным признаком высокой звукопроводимости является усиление и повышение эхогенности дальнего контура образования и расположенных за ним структур. Следует отметить, что наличие акустического окна, создаваемого жидкостным образованием, значительно облегчает визуализацию расположенных за ним анатомических структур. При очень низкой звукопроводимости дальний контур образования вообще не просматривается, а непосредственно за ним возникает анэхогенная зона, или так называемая акустическая тень. В основном это также наблюдается при наличии очень плотных структур, таких как камень, кальцификаты. В этих случаях звукопроводимость снижается вследствие как выраженного поглощения, так и отражения ультразвуковых волн. [3]

Воздействие ультразвука на биологические объекты приводит к различным эффектам – механическому, термическому и физико-химическому. Прежде всего влияние ультразвука прoявляется тем, что частицы тканей начинают совершать интенсивные колебательные движения. При малой интенсивности эти колебания обуславливают своеобразный массаж структурных элементов ткани, что способствует улучшению обмена веществ. [5]

При увеличении интенсивности звука его энергия начинает преобразовываться в тепловую. Нагрев ткани на доли и единицы градуса, как правило, повышает жизнедеятельность биологических объектов. Однако значительное увеличение интенсивности ультразвука и времени его воздействия приводит к перегреву тканей и их разрушению вследствие кавитации – явления, связанного с периодическим изменением давления акустической волны. В фазе разряжения происходит своеобразный разрыв тканей с образованием пузырьков газа, растворенного в жидкости, что сочетается с выраженным местным повышением температуры. Под воздействием температуры могут возникать физико-химические эффекты, изменение pH среды, расщепление высокомолекулярных соединений и т.п. Таким образом, действие ультразвука может быть как терапевтическим, так и разрушающим. [5]

**Виды УЗ датчиков**

УЗ датчики представляют собой сложные устройства и делятся:

**Линейные датчики.** Срезы при использовании таких датчиков имеют форму прямоугольников. Эти датчики наиболее удобны в акушерских следованиях, а также при исследовании щитовидной и молочной желез [6]

**Секторные датчики.** Срезы имеют форму почти треугольного веера. Эти датчики удобно использовать при наличии очень небольшого по площади, доступного для исследования пространства. Они используются для исследования верхних отделов брюшной полости, а также в гинекологии и кардиологии. [6]

**Конвексные датчики.** Получаемый срез имеет форму промежуточную между формой среза линейного и секторного датчиков и используется для сканирования всех частей тела, кроме эхокардиографии. [6]

**Различные режимы представления информции**

Различные режимы представления информации изображают отражённые сигналы различными способами.

1. **А-режим.** При работе в А-режиме отражённые сигналы изображаются в виде пиков (см. рис. 1), при этом можно измерить расстояние между двумя различными структурами. Сама структура в этом режиме не изображается, это простейший режим отображения эха (амплитудный режим). В данном режиме эхо с различной глубины отображается в виде всплесков на осевой линии. Сила эха определяет высоту или амплитуду каждого из пиков. А-режим дает только одномерное изображение и крайне редко используется в диагностике. Используется в офтальмологии для точной биометрии глазных структур, в неврологии для получения эхоэнцефалограмм. [6]



**Рис.1**. Срез в А-режиме: расположение пиков показывает глубину расположения отражающей структуры. Высота пика определяет интенсивность отраженного сигнала.

1. **В-режим** — наиболее распространенный режим. В этом формате получается двухмерное изображение, которое представляет собой томографический срез тела пациента (см. рис. 2). Яркость каждой точки изменяется в зависимости от силы отраженного эха. Принятый сигнал преобразуется, что позволяет изображать его на телемониторе. Акустическое изображение воспроизводит геометрические формы внутренних структур. Быстрое чередование периодов излучения и приема позволяет получать изображение в реальном времени. В современных ультразвуковых сканерах используется серая шкала, количество оттенков серого цвета которой достигает 256 градаций. В-режим применяется для диагностики состояний паренхиматозных и полых органов, головного мозга, сердца, мягких тканей и др. При этом по вертикали фиксируются эхосигналы, отраженные от структур, расположенных вдоль оси луча, а по горизонтали - перпендикулярно к нему. [6]



**Рис.2.** Срез в В-режиме: эхосигналы определяются в виде ярких точек, показывающих положение отражающей структуры в двумерном изображении.

1. **D-Режим –** спектральный допплер, средство неинвазивного исследования характеристик движения тканей (скорость, частота, амплитуда). В основе метода лежит эффект Допплера, который состоит в том, что частота излучаемых и принимаемых волн отличаются, если в приемник поступают сигналы после отражения от движущегося объекта. [6]
2. **СDК-Режим** — цветовое допплеровское картирование. Получение информации о направлении и скорости кровотока в виде окрашивания потока в красные или синие тона. [6]
3. **М-Режим –** более сложный режим отображения эха. На таком изображении ось глубины ориентируется вертикально, а на горизонтальной оси показывается расположение отраженных импульсов в определенные промежутки времени. (См. рис. 3) Эхосигналы показываются в виде точек,эти яркие точки перемещаются по экрану слева направо, создавая тем самые кривые, показывающие изменение положения отражающих структур с течением времени. Данный метод особенно популярен в кардиологии для показа изменения положения сердца и сосудов. [6]



**Рис.3.** Срез в режиме М: движение части тела – сердца плода – представлена как функция времени.

1. **РD-Режим** – модификация режима СDК, отличается тем, что позволяет повысить чувствительность метода к низким скоростям, сделать его уголнезависимым, ценой потери возможности определения абсолютного значения скорости и направления потока. [6]
2. **3D-Режим** – получение объемного изображения. В этом режиме используется возможность запоминания нескольких кадров изображения. На основе полученных кадров реконструируется трехмерное изображение, которое можно поворачивать и наблюдать с разных сторон. [6]

Исследование начинается с двумерного режима. Затем для получения одномерного изображения необходимой структуры устанавливают на нее курсор (линия, появляющаяся на двумерном изображении от верхушки сектора до его основания) и переходят в одномерный режим. Изучение внутрисосудистых и внутрисердечных потоков крови осуществляется в дуплекс-режиме (сочетание двумерного и допплеровского режимов) с помощью подвижной метки на линии курсора, указывающей положение контролируемого объема. Каждый из этих режимов имеет свои преимущества. Двумерная эхокардиография дает пространственную ориентацию, однако такие измерения, как толщина стенок, фазовый анализ сердечной деятельности значительно проще и точнее проводить в одномерном режиме. Измерение фаз сердечной деятельности можно проводить и при записи внутрисердечных потоков с помощью допплерэхокардиографии. Этот режим дает более широкие возможности для изучения фазовой структуры сердечной деятельности – он позволяет рассчитывать фазу ускорения и фазу замедления потоков, которые нельзя рассчитать с помощью других методик. [1]

Электронная обработка сигналов проводится по-разному, в зависимости от режима работы прибора. В “М-режиме” регистрируются структуры, расположенные по ходу луча, т. е. очерчиваются осциллограммы движения структур в строгом порядке их глубинного залегания. Это происходит благодаря движению подающегося с электронной трубки сигнала на экран слева направо или справа налево, при этом записываются только те движения, которые совершаются параллельно направлению ультразвукового пучка. Латеральные движения не записываются, Акустически более плотные структуры отражаются на экране в виде более ярких графиков, а менее плотные менее ярких, что позволяет дифференцировать эти структуры, измерять их размеры. [6]

В двумерном режиме пучок ультразвуковых волн распространяется от датчика и возвращается к нему не по линии, как в предыдущем режиме, а в плоскости, т. е. имеет длину и ширину. Это позволяет ультразвуку проходить через структуры, находящиеся на разных глубинах и на одной и той же глубине. Эти структуры в зависимости от их акустической плотности регистрируются на экране в виде движущихся точек разной яркости. Помимо вертикального движения, свойственного одномерному режиму, в двумерном режиме точки движутся и по горизонтали, т. е записывается боковое движение точек. На экране эти точки появляются с частотой более 30 раз в секунду. Все это создает условия для регистрации среза структур органа в реальном масштабе времени. Необходимо отметить, что отражение ультразвука зависит не только от акустической плотности ткани, но и от угла падения его на структуру. Лучше всего ультразвук отражается при его вертикальном падении, так как при этом создаются оптимальные условия для увеличения разности яркости точек, т.е. границы структур лучше отделяются друг от друга, что создает оптимальные условия для исследования органа. [6]

При отражении от движущихся структур ультразвук меняет свою частоту. Изменение частот зависит от скорости движения объекта и угла падения ультразвука по отношению к движущемуся объекту. При уходящем от датчика движении частота отраженного ультразвука по сравнению с посылаемым уменьшается, т. е. изменение частот будет отрицательным, а при движении объекта навстречу датчику частота отраженного ультразвука увеличивается, и изменение частот будет положительным. При увеличении угла между пучком ультразвука и движущимся объектом от 0° до 90о изменение частот уменьшается до нуля, т. е. при перпендикулярном падении ультразвука изменения частот не происходит, а при параллельном направлении пучка ультразвука по отношению к движущемуся объекту оно максимально. [6]

**УЗИ в акушерстве**

УЗИ считается одним из наиболее информативных методов исследования в акушерстве.

**Ι. Области применения УЗИ.**

**A.** **Фетометрия –** это определение размеров плода или его отдельных частей посредством УЗИ. Метод позволяет уточнить гестационный возраст и вес плода. Оценку фетометрических показателей с учетом данных анамнеза и физикального исследования (даты последней менструации и высоты стояния дна матки) используют для диагностики нарушений внутриутробного развития. [4]

**Б. Диагностика пороков развития.** Современная ультразвуковая аппаратура позволяет диагностировать даже незначительные пороки развития ЖКТ, скелета, мочевых путей, половых органов, сердца и ЦНС. УЗИ используют также для определения локализации плаценты и диагностики многоплодной беременности. [4]

**B.** **Оценка состояния плода.** С помощью УЗИ оценивают биофизический профиль плода и объем околоплодных вод. Использование УЗИ для пренатальной диагностики привело к снижению перинатальной смертности. Допплеровское исследование дает возможность оценить функцию сердечнососудистой системы плода и плацентарное кровообращение. [4]

**Г. Контроль при инвазивных исследованиях.** УЗИ используют **при** амниоцентезе, биопсии хориона и кордоцентезе. Кроме того, УЗИ применяют для диагностики внематочной беременности при кровянистых выделениях из половых путей и боли внизу живота на ранних сроках беременности. [4]

**ΙΙ. Общая характеристика УЗИ**

**Цели УЗИ.** Согласно бюллетеню Американского общества акушеров и гинекологов в зависимости от целей УЗИ во время беременности выделяют два его вида – стандартное и прицельное.

**1)**При **стандартном УЗИ** оценивают следующие параметры и показатели.

**•Описание содержимого матки.** Определяют количество и положение плодов, локализацию плаценты, проводят примерную оценку объема околоплодных вод (при многоплодной беременности – для каждого плода отдельно).

**•Фетометрия.**

**1)** Бипариетальный размер головки.

**2)** Окружность головки.

**3)** Окружность живота.

**4)** Длина бедра.

**•**После 22-й недели беременности с помощью формул или номограмм обязательно вычисляют предполагаемый вес плодаи процентиль, которому соответствует этот показатель (например, предполагаемый вес, определенный по таблице на основании бипариетального размера головки и окружности живота плода, составляет 1720 г, что соответствует 25-му процентилю для данного гестационного возраста).

**•Анатомия плода.** Визуализируют головной мозг, сердце, почки, мочевой пузырь, желудок, спинной мозг, а также определяют прикрепление и количество сосудов пуповины.

**•Частота и ритм сердечных сокращений плода.**

**•Другие патологические изменения.** Можно обнаружить увеличение (отечность) плаценты, перерастяжение мочевого пузыря плода, выраженное расширение чашечно-лоханочной системы и асцит. У матери можно обнаружить патологию органов малого таза, например миому матки. [4]

**2)Прицельное УЗИ** используют для более тщательного исследовании плода при подозрении на пороки развития или тяжелую ВУЗР. При этом особое внимание уделяют определенным органам и системам. Для прицельного УЗИ используют исследование в двумерном режиме. Интересующие участки фотографируют. В последнее время при УЗИ все чаще пользуются видеозаписью. [4]

**3) Биофизический профиль плода.** Предложили оценивать отдельные показатели состояния плода по балльной системе. Преимущества этого метода — высокая чувствительность (позволяет диагностировать внутриутробную гипоксию даже на ранней стадии) и высокая специфичность.[4]

**4) Выборочное УЗИ.** В отдельных случаях после стандартного или прицельного УЗИ, когда нет показаний для повторения этих исследований, допускается проведение выборочного УЗИ. Оно включает регулярную оценку определенного показателя, например локализации плаценты, объема околоплодных вод, биофизического профиля, размеров головки плода, сердцебиения, предлежания плода, а также проведение ам-ниоцентеза под контролем УЗИ. [4]

**ΙΙΙ. Показания к УЗИ**

**1.** **Уточнение срока беременности** перед кесаревым сечением, родовозбуждением и искусственным абортом.

**2.** **Оценка развития плода** при наличии факторов риска ВУЗР и макросомии: тяжелая преэклампсия, длительная артериальная гипертония, ХПН и тяжелый сахарный диабет.

**3.** **Кровотечение из половых путей** во время беременности.

**4.** **Определение предлежания плода** при неустойчивом положении плода в конце беременности и при невозможности определить предлежание плода другими методами в родах.

**5.** **Подозрение на многоплодную беременность:** если выслушивается сердцебиение по крайней мере двух плодов, если высота стояния дна матки превышает гестационный возраст и если беременность наступила после индукции овуляции.

**6.** **Несоответствие величины матки сроку беременности.** УЗИ позволяет уточнить гестационный возраст, а также исключить много- и маловодие.

**7.** **Объемное образование малого таза, выявленное** при влагалищном исследовании.

**8.** **Подозрение на пузырный занос.** При пузырном заносе мoгут наблюдаться артериальная гипертония, протеинурия, кисты яичников, отсутствиe сердцебиения плода (при допплеровском исследовании на сроке беременности более 12 нед).

**9.** **Истмико-цервикальная недостаточность.** (С помощью УЗИ контролируют состояние шейки матки, выбирают оптимальное время для наложения кругового шва.

**10.** **Подозрение на внематочную беременность или высокий риск этой патологии.**

**11.** **Подозрение на гибель плода.**

**12.** **Инвазивные методы исследования:** фетоскопия, внутриутробное переливание крови, кордоцентоз, биопсия хориона, амниоцентез.

**13.** **Подозрение на патологию матки:** миома матки, раздвоенная матка, двурогая матка.

**14.** **Контроль положения ВМК.**

**15.** **Наблюдение за ростом яичникового фолликула.**

**16.** **Оценка биофизического профиля плода** после 28-й недели беременности (при подозрении на внутриутробную гипоксию).

**17.** **Различные манипуляции во время родов, например поворот и извлечение второго плода при двойне.**

**18.** **Подозрение на много- и маловодие.**

**19.** **Подозрение на преждевременную отслойку плаценты.**

**20.** **Наружный поворот плода на головку при тазовом предлежании.**

**21.** **Определение веса плода при преждевременном излитии околоплодных вод и преждевременных родах.**

**22. Высокий уровень а-ФП в сыворотке беременной.** УЗИ проводят для уточнения гестационного возраста и исключения многоплодной беременности, анэнцефалии и гибели одного из плодов.

**23. Оценка ранее диагностированных пороков развития у плода.**

**24. Врожденные пороки в семейном анамнезе.**

**25. Оценка развития плодов при многоплодной беременности.**

**26. Определение срока беременности при позднем обращении беременной к врачу. [8]**

**Эхографическая анатомия малого таза у женщин**

Ультразвуковое сканирование органов малого таза в отличие от эхографического исследования других органов требует определенной подготовки. Поскольку в обычных условиях матка и придатки недоступны для визуализации вследствие выраженного отражения ультразвуковых волн от содержащих газ петель кишечника, для проведения исследования необходимо хорошее наполнение мочевого пузыря. При адекватном наполнении он вытесняет из малого таза петли тонкого кишечника и превращается как бы в своеобразное акустическое окно, поскольку, как отмечено ранее, жидкость является идеальной средой для прохождения ультразвуковых волн. Оптимальным считается такое наполнение мочевого пузыря, когда последний перекрывает дно матки. Следует также подчеркнуть, что наполненный мочевой пузырь становится своеобразным эталоном жидкостного образования, который может быть использован для дифференциации солидных и кистозных объемных патологических процессов. [9]

Подготовка больных обычно заключается в приеме жидкости в количестве около 1 л за 1-1,5 ч до исследования. Для ускоренного наполнения мочевого пузыря в отсутствие противопоказаний следует использовать мочегонные препараты (фуросемид, лазикс и др). Ультразвуковое исследование обычно проводят в положении лежа на спине. Для наилучшего акустического контакта преобразователя со сканирующей поверхностью кожу живота смазывают специальным гелем или минеральным маслом. [9]

Перемещение его вдоль оси тела обозначают как продольное, а перпендикулярное к ней как поперечное сканирование. В верхней части эхограммы формируется изображение структур, прилежащих непосредственно к излучающей поверхности преобразователя. Это эхосигналы от передней брюшной стенки и прилежащих к ней тканей. В нижней ее части регистрируются изображения структур, расположенных в глубине малого таза. [9]

Следует особо подчеркнуть, что при использовании современных электронных датчиков и в случае отсутствия достаточного опыта возможны ошибки при определении стороны сканирования. Необходимо, чтобы левая часть экрана соответствовала правой стороне тела больной. [1]

Эхография занимает одно из ведущих мест при обследовании гинекологических больных. Расширению диагностической информации способствует сочетанное применение эхографии с другими методами исследования (рентгенорафией, радиоизотропным сканированием, эндоскопией, компьютерной томографией и т.д.). Однако достаточная безвредность, возможность динамического наблюдения, быстрота получения результатов, применение у детей, больных, находящихся в тяжелом состоянии, создают существенные преимущества ультразвуковому методу исследования. Ультразвуковая диагностика незаменима при чрезмерной полноте женщины, напряженной брюшной стенке, ее инфильтрации и болезненности, растянутых газом петель кишечника, узком влагалище, перегородке в нем, а также у девственниц. [1]

Ультразвуковое исследование гинекологических больных имеет свои особенности. Обычно исследование начинается с продольно сканирования, при котором определяют расположение матки, оценивают ее эхоструктуру (гомогенная, гетерогенная) и характер контуров (четкие, нечеткие, деформированные, недеформированные), измеряют длину, переднезадний и поперечный размеры. При поперечном сканирвании измеряют поперечный размер матки, изучают область придатков, определяют размеры яичников, их объём, оценивают внутреннюю структуру и звукопроводимость. [9]

При выявлении образований определяют их расположение, максимальные размеры (длина, переднезадний и поперечный размеры), внутреннюю структуру (кистозную, плотную, смешанную), звукопроводимость, внутренние контуры (четкие, нечеткие). В кистозных отмечают наличие перегородок, их толщину, появление отдельных разрастаний. [9]

Для установления характера образований исследование проводят в условиях изменения чувствительности прибора при неизмененной частоте преобразователя и сравнения акустических параметров исследуемого объекта. [9]

При сканировании по белой линии живота получается изображение (эхограмма) продольного сечения органов брюшной полости и малого таза. видны контуры мочевого пузыря с жидким содержимым, матка, влагалище, прямая кишка, крестец, недифференцированное изображение тонкого кишечника. Кожа, подкожная клетчатка, фасции, мышцы, брюшина определяются на эхограмме в виде единой прослойки, величина которой зависит от толщины клетчатки. Эхограмма мочевого пузыря представляет собой образование треугольной формы с ровными и четкими контурами, величина которого зависит от степени наполнения. В области изображения передней стенки мочевого пузыря нередко появляются ложные добавочные эхосигналы вследствие так называемой реверберации. Выявлению нижнего контура мочевого пузыря мешает акустическая тень лонного сочленения. При поперечном сканировании нередко отмечается смещение мочевого пузыря толстым кишечником или его деформация за счет воспалительного процесса внутренних половых органов. [9]

За мочевым пузырем четко визуализируется эхографическое изображение матки, которое при продольном сканировании имеет грушевидную форму, при поперечном – овальную. Отчетливо виден лишь наружный контур матки. Ультразвуковая структура матки представлена в виде множества точечных и линейных эхосигналов. [9]

Эхография позволяет определить положение матки в малом тазу и выявить смещение ее вправо или влево по отношению к боковым стенкам таза, отклонение кзади. В то же время угол наклонения матки при исследовании с наполненным мочевым пузырём изменяется и в отдельных наблюдениях может значительно увеличиться. [1]

Полость матки в пролиферативной фазе менструального цикла визуализируется с трудом. В секреторную фазу и особенно во время менструации отмечается значительное увеличение отражающей поверхности в области матки и утолщение эхосигналов, обусловленных секреторными изменениями эндометрия. Максимальная толщина срединных маточных структур на эхограмме в секреторной фазе цикла составляет 8 – 15 мм.[1]

При ультразвуковом исследовании определяется длина тела матки (расстояние между внутренним зевом шейки и дном матки), переднезадний и поперечный размеры матки (расстояние между двумя наиболее отдаленными точками по боковой и переднезадней ее поверхности), периметр, площадь и объём величина матки вне беременности зависит от различных факторов и варьирует в довольно значительных пределах. У здоровых женщин репродуктивного возраста средняя длина тела матки составляет 71 мм (колебания в пределах 60 – 80 мм). У рожавших женщин отмечается некоторое увеличение этих размеров. Наиболее выраженное после 2-3 родов. Незначительное увеличение размеров матки выявлено в конце секреторной фазы менструального цикла. [9]

Визуализация шейки матки зависит от степени наполнения мочевого пузыря и расположения матки в тазу женщины. В большинстве наблюдений они выявляются на эхограмме в виде образования цилиндрической или конической формы, однородной с телом матки структуры, длиной 2-3 см. Границу перехода шейки в тело матки не всегда удается выявить, что создает трудности для измерения. Определение в центре шейки канала в виде линейной эхоструктуры позволяет визуализировать внутренний зев и провести необходимые измерения тела матки. [9]

При продольном сканировании и хорошем наполнении мочевого пузыря обычно всегда получают изображение влагалища в виде двух параллельных линий, под углом соединяющихся с маткой Яичники лучше выявляются при поперечном или секторном сканировании. Эхограмма яичников напоминает образование овальной формы, расположенное рядом с маткой. Ширина яичников в среднем составляет 27±2мм, переднезадний размер 19±2мм, длина 29±2мм., объём 8200±800мм3 размеры яичников варьируют в широких пределах. Достигая величины 30Ч33Ч36мм. У здоровых женщин величина яичника не превышает половины поперечника матки. Яичники, величина которых превышает 40-50 мм, следует считать увеличенными. [9]

При динамическом наблюдении в течение менструального цикла в первой фазе (за 5 дней до овуляции) наблюдается увеличение одного из яичников за счет появления в нем образования диаметром 6-13 мм с жидким содержимым– зреющего фолликула. Диаметр которого увеличивается на 2-4мм в день максимальный размер фолликула непосредственно перед овуляцией составляет 21 мм (14-29 мм) ультразвуковыми признаками овуляции является исчезновение изображение зреющего фолликула или уменьшение его объема, утолщение стенок, появление свободной жидкости в позадиматочном пространстве. Уже в течении первого часа после овуляции можно наблюдать формирование желтого тела, которое визуализируется в месте существующего фолликула в виде небольшого (12-18мм) жидкостного образования с эхопозитивными включениями и неровными утолщенными стенками. [2]

Эхография не позволяет полностью заменить гормональные исследования, однако позволяет ежедневно проводить наблюдение за развитием фолликула, следить за его реакцией при стимуляции овуляции и индивидуализировать терапию овуляции. Эхографический контроль овуляции позволяет определить время для искусственной инсеминации спермы, а также для забора ооцитов при оплодотворении in vitro. Кроме того, определение большого числа преовуляторных фолликулов может дать возможность предотвращения наступления многоплодной беременности. [4]

Акустическая структура яичников и матки в большинстве случаев однородна. Повышение звукопроводимости яичников по сравнению с маткой дает основание предполагать наличие в них мелкокистозных изменений. Визуализация неизмененных маточных труб практически невозможна, однако при внутриматочном введении жидкости определение ее в брюшной полости позволяет судить о проходимости маточных труб. Позади матки и влагалища определяется участок толстого кишечника (сигмовидная и прямая кишка), эхографическое изображение которого зависит от степени его наполнения и характера содержимого. При поперечном сканировании на эхограммах обычно определяются крылья подвздошных и головки бедренных костей, подвздошно-поясничные, внутренние запирательные и грушевидные мышцы. [9]

Ультразвуковая диагностика позволяет получить ценную информацию о врожденных аномалиях развития внутренних половых органов, особенно в детском и юношеском возрасте. [1]

**Глава ΙΙ. Объекты и методы исследования**

**Объект исследования**

Объектом исследования были пациенты, направленные на обследование в кабинет ультразвуковой диагностики Шушенской центральной районной больницы. Все пациенты – женщины, направленные участковым гинекологом или терапевтом: беременные на различных сроках (115 человек) и женщины с подозрением на какую-либо патологию (49 человек). Всего было обследовано 164 человека. Обследовались женщины различного возраста: от 14 до 56 лет, с различными заболеваниями. Чаще всего это были воспалительные заболевания: эндометриоз, оофорит, гидросальпингс, сальпингит, аднексит, метроэндометрит, спаечная болезнь; а также больные с онкологическими заболеваниями (например, миома матки), кистами, асцитом и др.

**Устройство для исследования**

Исследования проводились на аппарате ультразвуковой диагностики ALOKA SSD-1100. Технические характеристики прибора:

**Методы сканирования:**

1. Электронное выпуклое сканирование
2. Электронное линейное сканирование
3. Механическое секторное сканирование
4. Механическое радиальное сканирование

**Режимы:**

1. В
2. В/M
3. B/B
4. M
5. B/D
6. D

**Направление ввода послойного изображения:**

1. Обратное
2. Лево-правое обращение

**Глубина профиля:**

1. Электронное выпуклое (конвексное) сканирование (8 ступеней Ч0,75, Ч0,83, Ч1,0, Ч1,25, Ч1,5, Ч1,75, Ч2,0, Ч2,5.
2. Электронное линейное сканирование (4 ступени Ч0,75, Ч1,0, Ч1,5, Ч2,0)
3. Механическое секторное сканирование (8 ступеней от 4,0 до 24 см.)

Внешний вид аппарата для ультразвуковой диагностики представлен на рис.1.



Рис. 1. ALOKA SSD 1100

В комплектацию аппарата ALOKA SSD 1100 входят следующие датчики:

1. Электронный выпуклый датчик
2. Чрезвлагалищный электронный выпуклый
3. Электронный линейный датчик
4. Интраоперационный электронный линейный датчик
5. Чрезвлагалищный пункционный электронный выпуклый датчик

При исследовании органов малого таза женщин использовался только электронный выпуклый датчик.

**Методы исследования**

**Как пациенту готовиться к УЗИ?**

* Для достижения наилучшей видимости мочевого пузыря, матки и яичников необходимо, чтобы мочевой пузырь был наполнен. Поэтому перед исследованием пациент должен добиться ощущения полного мочевого пузыря. Для этого за два часа до выполнения УЗИ мочевого пузыря, матки и яичников ему следует выпить около 2 литров любой жидкости. Мочиться до выполения исследования нельзя.
* В случае, если пациент страдает отеками, ему необходимо дополнительно обговорить подготовку к исследованию с лечащим врачом.

УЗИ мочевого пузыря, матки и яичников выполняется с помощью специальных УЗ-излучателей и последующего компьютерного анализа отраженного УЗ-луча.

* Пациент освобождает живот от одежды и ложится на кушетку. На кожу живота ему нанесут небольшое количество прозрачного не оставляющего следов геля, способствующего прохождению ультразвука. После этого врач с помощью датчика будет "осматривать" внутренние органы, при этом пациент может ощущать давление и, редко, легкую вибрацию в области расположения датчика.
* Ультразвуковые волны не опасны для организма человека, поэтому продолжительность исследования не окажет на пациента (и на будущего ребенка, если УЗИ матки выполняется во время беременности) вредного влияния. Обычно УЗИ мочевого пузыря, матки и яичников продолжается от 5 до 20 мин.
* После окончания исследования остатки геля стираются салфеткой или полотенцем.
* Результаты УЗИ мочевого пузыря, матки и яичников пациенту следует обсудить с лечащим врачом. Подготовка протокола исследования, как правило, занимает около часа.

**Глава ΙΙΙ. Результаты и обсуждения**

**Ультразвуковое исследование органов малого таза**

На ультразвуковое обследование поступила пациентка П. 1968 года рождения, направленная на УЗИ участковым гинекологом. Пациентка жаловалась на боли внизу живота, периодические кровотечения из матки, нерегулярный менструальный цикл.

В ходе обследования были подведены следующие итоги (См. рис. 4): размер матки не увеличен, длина составляет 56мм., толщина 50мм., ширина 50мм. Толщина передней стенки 11мм., задней стенки 25мм. Состояние миометрия изменено, в заднем миометрии обнаруживается интромуральный узел округлой формы,четким контуром, с тенденцией к субмуральному росту, 26 мм. в диаметре. Структура узла неоднородна за счет гипо- и гиперэхогенных включений. Толщина эндометрия 14мм., обычная с учетом дня менструального цикла. Полость матки не расширена, контуры эндометрияс внутренним мышечным слоем четкие, недеформированные. Полость матки не расширена, отклонена кпереди. Определяется шейка матки,37 мм., строение не изменено. При обследовании яичников, были измерены их длина, толщина и объем, которые составили соответственно в правом яичнике 37, 23,26мм. и 11.2 см., ав левом 33,27,27 мм. 12.9 см. Жидкость в позадиматочном пространстве не выявлена.

Заключение: Эхопризнаки миомы матки.

Рекомендовано: Наблюдение гинеколога, УЗИ-контроль 2 раза в год.



**Рис. 4.** Снимок ультразвукового обследования органов малого таза пациентки П.1968 г.р.

**Ультразвуковое исследование в акушерстве**

На обследование поступила беременная женщина, 1978 г.р. Срок беременности по дате последней менструации 26,4 недели.(См. рис. 5) В ходе обследования выявлено: в матке определяется 1 живой плод.

Измерения фетометрии:

Бипариетальный размер головки – 67мм.

Лобно-затылочный размер – 89мм.

Длина бедренной кости: левой – 49мм., правой49мм.,

Длина костей голени: левой – 42мм., правой – 42мм.,

Длина плечевой кости: левой – 45мм., правой – 45мм.,

Длина костей предплечья: левой –37мм., правой – 37мм.,

Окружность головы – 246,

Средний диаметр живота – 225,

Анатомия плода:

В норме следующие показатели: боковые желудочки мозга, мозжечок, большая цистерна, профиль лица, глазницы, носовая кость носогубный треугольник, позвоночник, легие, сердце, желудок, кишечник, почки, мочевой пузырь, кисти и стопы плода. Масса плода 997 гр. Преимущественная локализация плаценты передняя. Толщина плаценты нормальная, 27мм. Количество околоплодных вод нормальное. Тонус в норме. Не просматривается 3 сосуда пуповины, что может свидетельствовать о хромосомных аномалиях, поэтому назначено обследование в 32 недели. Особенности строения шейки и стенки матки: 38 мм., зев закрыт. Визуализация затруднена из-за индивидуальных особенностей строения кожи.

Заключение: Беременность 26.5 недель, тазовое предлежание плода.

****

**Рис. 5.** Снимок УЗИ плода на сроке 26,5 недели беременности

**Заключение**

**Достоинства УЗ метода:**

**1**. Высокая диагностическая информативность, обусловленная чувствительностью к физическим и физиологическим изменениям характеристик биологических тканей.

**2**.Способность оценивать динамические характеристики движущихся структур, прежде всего кровотока.

**3**. Безвредность обследований для пациента и врача.

**4**. Относительно небольшие размеры и вес аппаратуры.

**Ограничения и** **недостатки УЗ метода:**

**1**. Невозможность получения информации о газосодержащих структурах.

**2**.Трудность получения адекватного изображения при наблюдении через структуры со значительным отражением (жировая ткань).

**3**.Малая чувствительность при исследовании органов и тканей с незначительным различием акустических характеристик.

**Список литературы**

1) Демидов, В.Н. Ультразвукрвая диагностика в гинекологии / В.Н. Демидов, Б.И.Зыкин. – М. : Медицина – 1990. – 220с.

2) Дергачев, А.И. Ультразвуковая диагностика заболеваний внутренних органов / А.И. Дергачев. – Российский университет дружбы народов. – 1995. – 334с.

3) Мухарлямов, Н.М. Клиническая ультразвуковая диагностика / Н.М. Мухарлямов. – М. : Медицина – 1987. – Т.1. – 326с.

4) Нисвандер, К.В. Акушерство / К.В. Нисвандер, А.Н.Эванс. – М. : Практика – 1999. – 704с.

5) Обуховец, Т.П. Основы сестринского дела / Т.П. Обуховец, Т.А. Склярова, О.В. Чернова. – Ростов Н/Д : Феникс – 2007. – 509с.

6) Пальмер, П.Е. Руководство по ультразвуковой диагностике / П.Е. Пальмер. – Штат Калифорния, Калифорнийский университет Дейвис. :Всемирная организация здравоохранения в сотрудничестве с Всемирной федерацией по использованию ультразвука в медицине и биологии – 2000 – 342с.

7) Сергеев, П.В. Контрастные средства / П.В. Сергеев, Н.Л. Свиридов. – М. : Медицина – 1993. – 256с.

8) Стрижаков, А.Н. Ультразвуковая Диагностика в акушерской клинике / А.Н. Стрижаков, А.Т. Бунин, М.В. Медведев – М. : Медицина – 1990. – 239с.

9) Хачкурузов, С.Г. Узи в гинекологии. Симптоматика. Диагностические трудности и ошибки / С.Г. Хачкурузов. – С.П. :Элби-Спб – 2002. – 625с.