БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИНФОРМАТИКИ И РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ

Кафедра ЭТТ

РЕФЕРАТ

На тему:

**"Физические обоснования и методика проведения процедур ультразвуковой терапии. Аппаратная реализация аппаратов ультразвуковой терапии"**

МИНСК, 2008

**Физические обоснования и методика проведения процедур ультразвуковой терапии**

В тканях организма так же, как и в любом твердом, жидком или газообразном веществе, могут возникать механические (упругие) колебания и волны. Механические колебания и волны при частоте ниже 16 Гц называют инфразвуковыми. Лечебное применение подобных колебаний можно видеть на примере вибрационного массажа. Механические колебания и волны в диапазоне частот от 16 Гц до 20 кГц называются звуковыми и воспринимаются ухом. Механические колебания и волны с частотой выше 20 кГц называются ультразвуковыми (или просто ультразвуком) и ухом не воспринимаются. Верхний предел спектра ультразвуковых колебаний не установлен. В настоящее время получают ультразвуковые колебания с частотой в несколько сот миллионов герц.

В звуковых и ультразвуковых волнах колебания частиц происходят в том же направлении, что и распространение волны. Такие волны, называемые продольными, представляют собой чередующиеся участки сгущения и разрежения вещества, перемещающиеся в направлении распространения волны. В твердых веществах могут образовываться, кроме продольных, также и поперечные звуковые или ультразвуковые волны.

Расстояние между двумя ближайшими точками волны, колеблющимися в одной фазе (например, между центрами двух соседних участков сгущения или разрежения), называется длиной волны. Между частотой ультразвуковых колебаний *f* и длиной волны λ существует зависимость λ=*c/f*, где *с* — скорость распространения волны в данной среде. Скорость распространения зависит от упругих свойств и плотности среды; в жидкостях она выше, чем в газах, а в твердых телах выше, чем в жидкостях.

В воздухе ультразвуковые волны распространяются со скоростью около 330 м/с. Скорость распространения ультразвука в различных мягких тканях организма находится в пределах 1445—1600 м/с, не отличаясь более, чем на 10% от скорости распространения в воде (около 1500м/с).

В костной ткани скорость распространения выше — около 3370 м/с. Таким образом, при наиболее часто используемой в ультразвуковой терапии частоте 880 кГц длина волны в воде и мягких тканях тела имеет величину порядка 1,6 — 1,8 мм.

Для создания и поддержания ультразвуковой волны требуется постоянная передача в среду энергии источника колебаний. Эта энергия в процессе колебания частиц среды около положения равновесия передается от одной частицы другой так, что в ультразвуковой волне происходит передача энергии без переноса самого вещества.

Количество энергии, переносимое за 1 с через площадку 1 см2, перпендикулярную направлению распространения волны, называется интенсивностью ультразвуковых колебаний. Поскольку величина энергии за 1 с есть мощность, то интенсивность равна мощности колебаний, приходящейся на 1 см2.

Происходящие в ультразвуковой волне колебательные движения частиц вещества характеризуются очень малой амплитудой смещения и чрезвычайно большими ускорениями. Так, например, при частоте 880 кГц частицы тканей тела, в которых распространяется волна с интенсивностью 2 Вт/см2 (максимальная интенсивность, используемая при ультразвуковой терапии), колеблются с амплитудой порядка 3,5·10-6 см. Максимальное ускорение достигает при этом 90·106 см/с2, что превышает величину ускорения свободного падения тел почти в 100 тыс. раз.

На колеблющиеся частицы вещества действуют значительные величины переменного (акустического) давления. Так, например, при терапевтическом применении ультразвука с вышеуказанными параметрами амплитуда переменного давления достигает 2,7 атм.

Огромные ускорения и значительные давления, испытываемые частицами среды при ультразвуковых колебаниях, определяют в значительной степени действие ультразвука (в том числе и лечебное) на ткани организма.

При распространении ультразвуковой волны происходят потери энергии на нагрев частиц среды. Интенсивность ультразвука уменьшается при этом по экспоненциальному закону. Для характеристики этого процесса используют понятие "глубина проникновения". Глубина проникновения равна расстоянию до поверхности, на которой интенсивность ультразвуковой волны уменьшилась в *е* раз *(е ≈ 2,7* — основание натуральных логарифмов). Поглощение энергии увеличивается с частотой колебаний, соответственно уменьшается глубина проникновения. На частоте 880 кГц глубина проникновения ультразвуковой энергии в мышечные ткани составляет около 5 см, в жировые ткани — около 10 см, в кости — около 0,3 см. Малые потери энергии в слоях жировой ткани и, следовательно, незначительный их нагрев при достаточном проникновении энергии в мышцы обеспечивают хорошие условия для терапевтического применения ультразвука.

Вместе с тем, распределение ультразвуковой энергии между слоями тканей тела имеет характерную особенность, заключающуюся в интенсивном нагреве костных тканей. Это отличает действие ультразвука от действия электромагнитной волны и должно учитываться при проведении процедур ультразвуковой терапии.

**Аппаратная реализация аппаратов ультразвуковой терапии**

Источником ультразвуковых волн является какое-либо тело, находящееся в колебательном движении с соответствующей частотой. Для получения ультразвука частотой в несколько десятков килогерц обычно используется явление магнитострикции, которое заключается в том, что под действием переменного магнитного поля несколько изменяется длина расположенного вдоль поля стержня из ферромагнитного материала. Это периодическое удлинение и укорочение стержня приводит в колебательное движение прилежащие к концам стержня частицы среды, в которой образуется ультразвуковая волна. В медицине для целей терапии применяется ультразвук относительно высокой частоты порядка 800—3000 кГц, который получается с помощью так называемого обратного пьезоэлектрического эффекта. Обратный пьезоэлектрический эффект состоит в том, что во многих кристаллах (кварц, сегнетова соль, титанат бария и др.) под действием электрического поля происходит некоторое взаимное смещение полярных групп атомов, составляющих основную структуру вещества, что вызывает соответствующее изменение размеров кристаллов.

Если к торцевым поверхностям пластинки, вырезанной определенным образом из кристалла кварца, с помощью электродов приложить переменное электрическое напряжение, то толщина пластинки будет поочередно уменьшаться и увеличиваться с частотой приложенного напряжения.

При уменьшении толщины пластинки в прилегающих слоях окружающей среды образуется разрежение, а при увеличении — сгущение частиц среды.

Таким образом, в результате периодического изменения толщины пластинки, называемой пьезоэлектрическим преобразователем, в среде возникает ультразвуковая волна, распространяющаяся в направлении, перпендикулярном поверхности пластинки (рис. 1).

*Рисунок 1 — Схема образования ультразвуковой волны*

Ультразвуковые волны подчиняются тем же законам, что и звуковые волны. В связи с более высокой частотой и соответственно меньшей длиной волны ультразвуковые волны легче фокусируются, они сильнее поглощаются средой, чем звуковые.

Аппарат для лечения ультразвуком состоит из генератора электрических колебаний, к колебательному контуру которого подключен пьезоэлектрический преобразователь. Преобразователь выносится в отдельную головку (излучатель), соединенную кабелем с аппаратом.

Головка, схематически показанная в разрезе на рисунке 2, состоит из цилиндрического металлического корпуса 4, на основании 1 которого расположен пьезоэлектрический преобразователь — пластина 6. Пластина удерживается с помощью держателя 3 и пружины 7. Под держателем всегда имеется тонкая прослойка воздуха, поэтому в сторону ручки ультразвук не излучается. Амплитуда колебаний пластины, а следовательно, интенсивность ультразвуковой волны, распространяющейся от передней поверхности преобразователя, будут максимальны при совпадении собственной резонансной частоты пластинки с частотой генератора. Это условие выполняется, если толщина пластинки равна нечетному числу полуволн (при частоте 880 кГц толщина кварцевой пластинки, равная одной полуволне, составляет около 3,26 мм).

*Рисунок 2 — Схема головки аппарата для ультразвуковой терапии*

Основание 1 крепится к корпусу головки с помощью накидной гайки 5. Для того чтобы ультразвуковая волна проходила через основание (резонатор) без ослабления, толщина его должна составлять целое число полуволн (обычно, одну или две).

Корпус головки укреплен в ручке 2, с помощью которой ее держат во время процедуры. Внутри ручки проходит питающий провод от генератора. Провод через втулку 8 соединен с держателем 3, который имеет электрический контакт с преобразователем. Вторым электродом служит корпус головки, к которому присоединяется экранирующая оплетка питающего кабеля.

В последние годы в ультразвуковых терапевтических аппаратах широкое применение получили пьезопреобразователи из керамики титаната бария. Керамика титаната бария представляет собой спеченные при высокой температуре мелкие кристаллы, т. е. имеет поликристаллическую структуру. Преимуществом ее по сравнению с кварцем является дешевизна и меньшая величина напряжения, необходимая для возбуждения ультразвуковых колебаний (напряжение на кварцевой пластинке при частоте 880 кГц и интенсивности 2 Вт/см2 превышает 1500 В, напряжение же на пластинке из керамики титаната бария при той же интенсивности не более 100 В). Это позволяет упростить конструкцию и схему аппарата, в частности, применить для питания головки гибкий низковольтный кабель.

Воздействие ультразвуком на ткани организма осуществляется обычно непосредственно путем приложения торцовой поверхности головки к области, подлежащей воздействию. Такой способ применяется при воздействии на относительно плоские поверхности мягких тканей тела и может быть как неподвижным (стабильным), так и подвижным (лабильным), при котором ультразвуковую головку плавно, массирующим движением перемещают по всей поверхности области воздействия.

При проведении процедур ультразвуковой терапии особенно большое внимание должно уделяться обеспечению хорошего акустического контакта между головкой и телом больного. Из-за значительного различия плотностей воздуха и твердых тел, а также разницы в скоростях распространения ультразвука в этих средах на границе твердого тела с воздухом происходит практически полное отражение ультразвуковой волны. Поэтому между головкой и телом больного не должно быть воздушных прослоек. Для этого поверхность облучаемого участка тела покрывают слоем промежуточной среды, обычно вазелинового масла, заполняющего все возможные воздушные промежутки между головкой и телом.

На поверхности тела сложной формы, например, стопу, воздействие ультразвуком производится через воду в ванне.

В ванну с теплой водой помещают конечность и излучатель. Излучатель или располагается неподвижно на небольшом расстоянии от поверхности тела, или его медленно и плавно перемещают над областью воздействия. Если нужно осуществить воздействие снизу, то на дне ванны устанавливают плоский металлический отражатель, направляющий волну излучателя на облучаемую поверхность.

Действие ультразвуковых колебаний на ткани организма имеет сложный механизм, в котором можно различить три основных составляющих: механическую, тепловую и химическую.

Механическое действие ультразвука, обусловленное колебаниями частиц ткани, представляет своеобразный "микромассаж" тканей. Происходящие при этом изменения взаимного пространственного расположения клеточных структур приводят к их перестройке, к сдвигам в их функциональном состоянии. Тепловое действие, связанное с поглощением энергии ультразвуковой волны, вследствие взаимного трения частиц приводит к преимущественному нагреву мышечных и особенно костных тканей.

Химическое действие ультразвука является следствием указанных механических и тепловых эффектов. Основными биохимическими сдвигами, вызываемыми ультразвуком, являются изменения интенсивности окислительных процессов, усиление процессов диффузии и др.

Дозиметрия при ультразвуковой терапии заключается в установке заданной величины интенсивности ультразвука и длительности воздействия. Интенсивность в Вт/см2 указывается, как правило, на шкале регулятора выходной мощности аппарата; обычные величины применяемых интенсивностей при подвижной методике составляют 0,5 — 1,5 Вт/ см, при неподвижной методике 0,05 — 0,3 Вт/см2.

Помимо непрерывного действия, в ультразвуковой терапии широко используется также и импульсный (прерывистый) режим воздействия. При этом длительность импульса регулируется в пределах 4—10 мс. при частоте следования 50 Гц. Средняя интенсивность колебаний в этом случае меньше указанной на шкале во столько раз, во сколько длительность импульсов меньше периода их следования.

В эксплуатации должен производиться периодический контроль калибровки шкалы регулятора интенсивности. Для этого с помощью специального прибора измеряется выходная ультразвуковая мощность аппарата. По известным значениям мощности и рабочей площади излучателя может быть определена интенсивность ультразвуковых колебаний.

Измерения мощности основаны на том, что распространяющаяся ультразвуковая волна оказывает постоянное давление на поверхность тела, препятствующего ее распространению. Величина этого давления при полном отражении от препятствия прямо пропорциональна интенсивности и обратно пропорциональна скорости распространения ультразвука. Несмотря на то, что оказываемое волной давление очень невелико (при максимальных терапевтических интенсивностях в воде или тканях тела — десятитысячные доли атмосферы), его можно измерить чувствительными приборами, которые градуируются в величинах излучаемой источником ультразвука мощности.

**Ультразвуковая терапевтическая техника**

Выходные каскады УЗТ аппаратов:

- схема на одном транзисторе

- схема двухтактного каскада

Выходные каскады УЗТ аппаратов

**Акустоэлектронные терапевтические аппараты**

Акустоэлектронные терапевтические аппараты оказывают влияние на организм механическими волнами в акустическом диапазоне волн. Каждая молекула биоткани приобретает маленькую амплитуду колебаний, но при этом большое ускорение. Для воздействия на сосуд с большим диаметром необходимо меньшая частота, чем при воздействии на сосуд с меньшим диаметром. В связи с этим предложен метод и аппарат в котором частота воздействия изменяется во времени. В качестве излучателей используется пьезокерамические преобразователи..

*Рисунок 3 – График колебания звуковой частоты на ткани*

*Рисунок 4 – Акустоэлектронный терапевтический аппарат*

**ЛИТЕРАТУРА**

1. Системы комплексной электромагнитотерапии: Учебное пособие для вузов/ Под ред А.М. Беркутова, В.И.Жулева, Г.А. Кураева, Е.М. Прошина. – М.: Лаборатория Базовых знаний, 2000г. – 376с.
2. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей /Под ред Р.И.Утямышева и М.Враны - М.: Энергоатомиздат, 2003.384с..
3. Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура. :[Учебн. пособие] - Мн.: Медицина, 2001. - 344с.
4. Катона З. Электроника в медицине: Пер. с венг. / Под ред. Н.К.Розмахина - Мн.: Медицина 2002. - 140с.