БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИНФОРМАТИКИ И РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ

Кафедра ЭТТ

РЕФЕРАТ

На тему:

**«**Физические основы действия высокочастотных колебаний на ткани организма**»**

МИНСК, 2008

В основе любых механизмов лечебного действия высокочастотных колебаний лежит первичное действие их на электрически заряженные частицы (электроны атомы и молекулы) веществ, из которых состоят ткани организма. В действии высокочастотных колебаний различают две основные группы эффектов - тепловой эффект и так называемый специфический эффект.

Тепловой эффект, получаемый под действием высокочастотных колебаний, отличается от теплового эффекта, получаемого другими методами (грелки, укутывания, инфракрасное облучение и др.), рядом существенных преимуществ. Нагревание тканей токами и полями высокой частоты происходит не за счет передачи тепла, подведенного к поверхности тела, а за счет непосредственного выделения теплоты в расположенных внутри тела тканях и органах. Это позволяет в значительной степени исключить теплоизолирующее действие слоя кожи и подкожной жировой клетчатки, а также теплорегуляционное действие системы кровообращения, значительно ослабляющее передачу тепла вглубь с поверхности тела.

Особенностью теплового действия высокочастотных колебаний является то, что количество теплоты, выделяющееся в тех или иных органах и тканях организма, зависит как от параметров колебаний, главным образом частоты, так и от электрических свойств самих тканей. Поэтому, подбирая соответствующим образом частоту колебаний, можно обеспечить в какой-то степени «терма-селективное» действие, т.е. преимущественное выделение тепла в определенных тканях.

Немаловажным преимуществом высокочастотных методов является возможность легко регулировать мощность колебаний, действующих на объект, и соответственно интенсивность теплового эффекта, при некоторых методах возможно и довольно точное измерение этой мощности.

Специфический эффект от действия высокочастотных колебаний, наиболее явно проявляющийся при ультра- и сверхвысоких частотах, заключается в различных внутримолекулярных физико-химических процессах, или структурных перестройках, которые могут изменять функциональное состояние клеток тканей.

В качестве примеров можно указать на выстраивание в цепочки, ориентированные параллельно электрическим силовым линиям, эритроцитов, лейкоцитов и некоторых других клеток и частиц, ориентирование по полю поляризованных боковых ветвей белковых макромолекул и др.

Следует отметить, что механизмы «специфического» действия высокочастотных колебаний изучены еще недостаточно и в ряде случаев имеют характер гипотез, однако многие из них получили не только теоретическое, но и экспериментальное подтверждение.

Для лучшего понимания особенностей действия на организм различных форм энергии высокочастотных колебаний, зависимости от частоты глубины проникновения и распределения поглощенной энергии между тканями и др. необходимо рассмотреть электрические параметры тканей организма.

Электрические параметры биологических тканей, так же как и любого другого вещества, могут быть охарактеризованы диэлектрической проницаемостью ε и удельной электрической проводимостью σ.

Магнитные свойства биологических тканей выражены очень слабо и практически при рассмотрении действия высокочастотных колебаний на ткани организма могут не учитываться.

Электрические характеристики различных тканей в значительной степени зависят от содержания в них воды с растворенными в ней солями, ионы которых обусловливают проводимость как самого раствора, так и тканей, его содержащих.

Все ткани тела в соответствии с содержанием в них воды могут быть разделены на три основные группы: жидкие ткани (кровь, лимфа), представляющие водную суспензию клеток и белковых молекул; мышечные и им подобные ткани внутренних органов (сердце, почки, печень и др.), также содержащие большое количество воды, но имеющие уплотненную структуру; ткани с малым содержанием воды (жир, кости).

Ионная проводимость жидких сред в тканях обусловливает ток проводимости и соответственно потери энергии высокочастотных колебаний, которая выделяется в форме джоулева тепла (потери проводимости).

Ионная проводимость однородного электролита практически не зависит от частоты, однако, наличие в нем взвеси клеток, окруженных тонкой плохопроводящей мембраной, вызывает в определенном частотном диапазоне изменение величин ε и σ при изменении частоты колебаний.

На низких частотах (до десятков килогерц) ионный ток протекает только через внеклеточную среду, которая и определяет проводимость ткани. Заряжающиеся емкости клеточных мембран обусловливают ее значительную диэлектрическую проницаемость.

С увеличением частоты за счет уменьшения емкостного сопротивления мембран внутриклеточная среда начинает принимать участие в проведении ионного тока, что приводит к увеличению общей проводимости ткани. В то же время емкости мембран не успевают полностью заряжаться, в результате чего диэлектрическая проницаемость ткани уменьшается.

Мембраны клеток перестают оказывать влияние на электрические свойства тканей при частотах, на которых емкостное сопротивление мембран становится малым по сравнению с сопротивлением внутриклеточной среды. Это происходит на частотах выше 100 МГц.

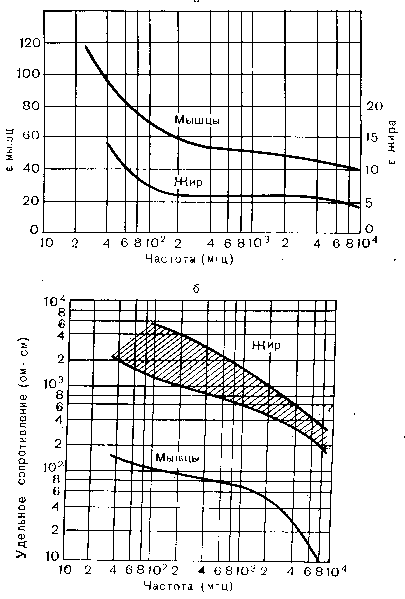
Указанные выше зависимости справедливы и для жировой и костной тканей, с той разницей, что в связи с низким содержанием электролитов их проводимость и диэлектрическая проницаемость значительно ниже, чем у тканей с большим содержанием воды.

С дальнейшим повышением частоты на электрические свойства тканей начинают оказывать влияние полярные молекулы воды, представляющие собой электрические диполи. Полярные молекулы под действием электрического поля ориентируются в направлении поля (ориентационная поляризация). Осцилляции полярных молекул в переменном электрическом поле сопровождаются потерями энергии, которые называются диэлектрическими.

Ориентация полярных молекул происходит не мгновенно, а требует некоторого конечного времени-времени релаксации, имеющего определенную величину для различных молекул.

При относительно низких частотах, когда период колебаний больше времени релаксации, ориентация молекул происходит в соответствии с изменением поля и успевает завершиться, в связи с чем диэлектрические потери энергии малы, а диэлектрическая проницаемость велика. При повышении частоты ориентация молекул отстает от изменений поля и не успевает полностью завершиться. Это приводит к уменьшению диэлектрической проницаемости ткани и увеличению диэлектрических потерь (увеличение проводимости ткани).

Поскольку время релаксации молекул воды составляет около 10-11с, изменения ε и σ тканей, связанные с полярными свойствами молекул воды, начинают существенно сказываться на частотах выше 1000 мГц. На рис. 1 приведены зависимости от частоты диэлектрической проницаемости ε и удельного сопротивления ρ (величина, обратная удельной проводимости σ) для мышечной и жировой тканей.



*Рис 1 Зависимость диэлектрической проницаемости (а) и удельного сопротивления (б) мышечных и жировых тканей от частоты.*

В соответствии с вышеуказанным, как ε, так и ρ уменьшаются с частотой.

Эквивалентная электрическая схема диэлектрика может быть представлена в виде конденсатора С без потерь, шунтированного сопротивлением потерь R (рис. 2) . Полный ток I, текущий через диэлектрик, равен векторной сумме активной Iа и реактивной Iр составляющих:

(1)



где U-напряжение на диэлектрике, а ω-угловая частота колебаний. Диэлектрик характеризуется углом потерь δ, дополняющим до 90° угол сдвига фаз ϕ между током и напряжением. Угол потерь определяется следующим соотношением:

(2)



Реактивная составляющая тока, не вызывающая потерь энергии, определяется реактивной проводимостью конденсатора, т.е. диэлектрической проницаемостью диэлектрика и частотой колебаний.

Активная составляющая тока, вызывающая потери энергии, определяется удельной проводимостью диэлектрика. Величина удельной проводимости учитывает все виды потерь в диэлектрике, как потери проводимости за счет колебательного движения ионов, так и диэлектрические потери за счет поворотов дипольных молекул.

Потери энергии в единицу времени в единице объема диэлектрика, находящегося в поле напряженностью Е, могут быть выражены либо через удельную проводимость:



либо через угол потерь:



где ε0 - диэлектрическая постоянная.

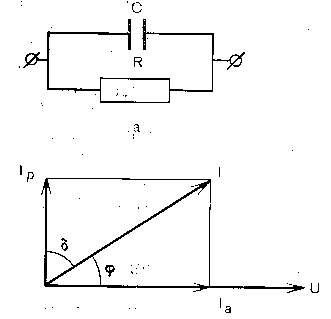


Рисунок 2 – Диэлектрик.

*а - эквивалентная схема; б - векторная диаграмма токов.*

**Диатермия**

Диатермия - один из первых методов высокочастотной терапии была введена в медицинскую практику в начале ХХ века. Сущность диатермии заключается в прогревании тканей тела высокочастотным током (1,5-2 МГц), проходящим между двумя контактно наложенными на поверхность тела металлическими электродами.

Возможность использования теплового эффекта, создаваемого значительным по силе током (до 2 А), основано на снижении раздражающего действия переменного тока с повышением его частоты.

Раздражающее действие тока обусловлено нарушением ионного равновесия между протоплазмой клетки и окружающей клетку средой, которое происходит вследствие смещения ионов от своего среднего положения.

При прохождении через ткани переменного тока ионы электролитов, входящих в состав тканей, приходят в колебательное движение. С увеличением частоты тока время движения ионов в одном направлении, следовательно, и их максимальное смещение уменьшаются. Соответственно уменьшается и раздражающее действие тока. При частоте колебаний порядка несколько сотен килогерц смещение становится соизмеримым со смещением в процессе теплового (молекулярного) движения, и переменный ток никакого раздражающего действия на ткани организма не оказывает.

Тепловое действие тока при диатермии определяется, в основном, ионными потерями, т.е. выделением тепла, происходящим при колебательном движении ионов. В связи с относительно низкой частотой, используемой при диатермии, диэлектрические потери в тканях невелики. Количество тепла q в калориях, выделяемое за единицу времени в единице объема однородной ткани, может быть рассчитано на основании закона Джоуля-Ленца, где j-плотность тока, ρ- удельное сопротивление ткани.

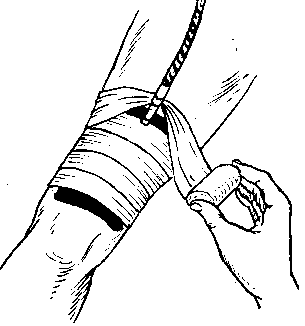
На частотах 1-2 МГц удельное сопротивление тканей с большим содержанием жидкостей (кровь, мышцы, ткани внутренних органов) составляет 100-200 Ом.см, удельное сопротивление бедных электролитами жировой и костной ткани значительно выше и составляет 2000-5000 Ом.см.

При проведении диатермии высокочастотный ток проходит последовательно через переходное сопротивление между электродом и кожей, слой кожи и подкожной жировой клетчатки, мышечные и другие глубоко лежащие ткани. В результате относительно более высокого удельного сопротивления кожи и жировой клетчатки в этих тканях выделяется наибольшее количество тепла. Это нежелательное распределение теплоты по слоям тканей усугубляется и тем, что при контактном наложении электродов непосредственно под ними имеет место повышенная плотность тока, а в глубоко расположенных тканях пути тока разветвляются и плотность тока значительно снижается. Преимущественный нагрев поверхностных слоев тканей тела - существенный недостаток диатермии, ограничивающий возможности ее применения.

При диатермии используют металлические электроды, форма и размер которых находятся в соответствии с подлежащей воздействию соответствующей частью тела. Наиболее часто применяются пластинчатые электроды, которые изготавливают из луженого свинца толщиной 0,5-1мм. Электроды располагают обычно друг против друга (поперечно) так, чтобы подвергаемая воздействию область тела находилась между ними.

Кроме пластинчатых, используют также полые фигурные электроды из нержавеющей стали: цилиндрические - для кистей рук, яйцевидные разных размеров - для влагалища, плоские, изогнутые под тупым углом - для простаты и т. д. Для воздействия на конечности находят также применение ванночки из пластмассы, наполненные 10% раствором поваренной соли.

При проведении диатермии в течение всего времени процедуры должен быть обеспечен хороший контакт между всей поверхностью электрода и кожей (слизистой оболочкой). Для этого пластинчатые электроды плотно прибинтовывают к телу с помощью резинового бинта (рис. 3), а при необходимости дополнительно прижимают мешочками с песком. При нарушении контакта между частью поверхности электрода и телом увеличивается плотность тока и соответственно нагрев кожи, что может привести к ожогам.



*Рисунок 3 – Наложение электродов при диатермии.*

При определенных условиях между неплотно прилегающим электродом и телом больного возможно возникновение высокочастотных искр. В связи с выпрямляющим действием искры при этом не исключено прохождение через ткани и органы импульсов тока низкой частоты, которые могут представить опасность для больного. Возможность местных ожогов при нарушении правил наложения электродов - также существенный недостаток диатермии.

Тепловое действие высокочастотного тока прямо пропорционально квадрату его плотности, а, следовательно, при определенной площади электродов и области воздействия - квадрату силы тока. Поэтому дозиметрия при диатермии осуществляется измерением высокочастотного тока в цепи пациента. Величина тока выбирается, исходя из площади меньшего из примененных электродов и допустимой плотности тока, составляющей в среднем 0,01-0,015 А/см2. При использовании внутриполостных электродов в связи с улучшением контакта и уменьшением переходного сопротивления между электродом и телом плотность тока может быть повышена до 0,03 А/см2.

Важным критерием при проведении диатермии являются ощущения, испытываемые больным. Ощущения жжения или чрезмерного тепла под электродом свидетельствуют о его неплотном прилегании или неровной поверхности. Эти недостатки должны быть немедленно устранены.

Следует иметь в виду, что величина высокочастотного тока, проходящего через тело пациента, может служить только для косвенной оценки энергии, выделяемой в тканях пациента. Это объясняется, прежде всего тем, что общее количество выделившегося тепла при одной и той же величине тока может колебаться в значительных пределах в зависимости от сопротивления участка тканей между электродами, которое, в свою очередь, зависит от площади электродов и строения тканей тела пациента в области воздействия. Кроме того, как уже указывалось, при диатермии имеет место крайне неравномерное распределение тепла между поверхностными и глубоко расположенными слоями тканей, причем в глубине тела ток разветвляется на параллельные ветви, проходящие через участки тканей с наименьшим сопротивлением (кровь, мышцы), обходя костные и жировые ткани. Таким образом, при диатермии трудно обеспечить местный нагрев определенных участков тела, особенно при их глубоком расположении.

В связи с указанными выше недостатками диатермии с появлением новых более эффективных методов диатермия постепенно выходит из широкой практики, а серийный выпуск аппаратов для диатермии прекращен.

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. 2000
2. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей /Под ред Р.И.Утямышева и М.Враны - М.: Энергоатомиздат, 2003.384с.. 2003
3. Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура. :[Учебн. пособие] - Мн.: Медицина, 2001. - 344с. 2001
4. Катона З. Электроника в медицине: Пер. с венг. / Под ред. Н.К.Розмахина - Мн.: Медицина 2002. - 140с. 2002