БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИНФОРМАТИКИ И РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ

кафедра ЭТТ

РЕФЕРАТ на тему:

"Моделирование процесса электростимуляции методом передаточной функции"

МИНСК, 2008

Некоторые авторы рассматривают нервно-мышечный аппарат как биологическую структуру, состоящую из аналоговой и дискретной частей, соединенных последовательно. Дискретная часть представлена пороговым элементом 2 и управляющим мультивибратором - 3. Эта часть описывает поведение структуры при подпороговых входных воздействиях. Аналоговую часть 1 можно считать линейной при подпороговых электрических раздражениях. Методика съема АВК состоит в получения динамической (переходной) характеристики звена при помощи входных воздействий в виде импульсов с конечной амплитудой и длительностью. Индикатором является пороговый элемент 2. Оказалось, что АВК представляет собой величину, обратную переходной характеристике звена 1, и имеет форму, показанную на рисунке. В качестве входных сигналов могут быть использованы линейно-нарастающие (треугольные) импульсы, максимальная длительность которых должна достилать 3с.

Рисунок 1. Амплитудно-временная кривая (АВК) возбудимости нервно-мышечного аппарата.

а - АВК без обработки; б - структурная схема аналого-дискретного преобразователя; в - АВК после обработки, I0 - реобаза, I - удвоенная реобаза.

Функциональное состояние нервно-мышечного аппарата может быть детально изучено при помощи стимуляционной электромиографии. В ее основе лежит исследование прямого мышечного ответа, или М-ответа, возникающего при электрическом раздражении периферического нерва вследствие ортодромного распространения возбуждения (в дистальном направлении). М-ответ является суммарным моторным потенциалом, он возникает в результате суммирования потенциалов действия ДЕ, возбудившихся почти одновременно. Методика исследования и характеристики М-ответа описаны в соответствующих руководствах. Получаемые данные характеризуют продолжительность латентного периода, М-ответа и его амплитуду в норме и при патологических изменениях Известно, что вслед за латентным периодом наступает абсолютная рефракторная фаза. Для нерва и нервно-мышечного синапса мышц она разная. Это обусловливает их различную лабильность, т.е. неодинаковую способность проводить максимальное числа импульсов в секунду.

Наибольшей лабильностью обладает нервное волокно, а самой малой - нервно-мышечный синапс. Так, пессимальное торможение возникает в нервно-мышечной бляшке на частотах 100-200, а в нерве 350-600 имп. /с. Если раздражение наносится в фазе относительной рефрактерности, то латентный период увеличивается, а амплитуда ответа уменьшается.

Способность нерва, нервно-мышечного синапса и мышцы проводить максимальное число импульсов в секунду зависит от продолжительностей латентного периода и фазы абсолютной рефрактерности. По сумме этих временных интервалов и длительности одиночного стимулирующего сигнала определяются максимальные частоты, а по длительности латентного периода и всей рефрактерной фазы - минимальные частоты следования стимулирующих импульсов, вызывающих гладкий тетанус. При появлении утомления амплитуда и другие параметры вызванного суммарного моторного потенциала изменяются. Ценные данные дает исследование скорости распространения возбуждения по периферическим нервам, нервно-мышечной передачи и рефлекторного ответа мышцы (Н-рефлекса) В целом электрофизиологические параметры нервно-мышечного аппарата четко характеризуют его функциональное состояние и позволяют определять режимы электростимуляции.

Применяя импульсный и особенно переменный ток для воздействия на ткани организма, следует учитывать, что электропроводность тканей имеет также емкостную составляющую, обусловленную поляризационными явлениями в тканях. В общем виде эквивалентная электрическая схема для цепи, содержащей ткани организма, при воздействии постоянным и импульсным токами может быть представлена в виде нескольких последовательно включенных резисторов каждый из которых шунтирован конденсатором. В этой схеме Rк и Ск соответствуют эквивалентным сопротивлению и емкости слоя кожи и подкожной клетчатки, в которых емкость играет значительную роль, а Rвн и Свн сопротивлению и емкости глубоко лежащих тканей, где емкость имеет меньшее значение.

Рисунок 2. Эквивалентная электрическая схема тканей организма при воздействии постоянными и импульсными токами.

Для ориентировки укажем, что, например, при небольшой площади электродов (несколько квадратных сантиметров) и незначительной силе тока (постоянная составляющая-доли миллиампер) для эквивалентной схемы мощно принять следующий порядок величин Rк: 1000-2000 Ом, Ск: 0.03-0.05мкФ, Rвн: 500-1000 Ом и Свн: 0.01-0.02 мкФ.

Для электростимуляции нервно мышечного аппарата человека используют различные импульсы, которые условно можно разделить две группы импульсы низкой частоты (до 1000 Гц) и импульсы средней частоты (от 1 до 100 кГц).

Параметры импульсов выбираются иногда на основе общих соображений; нередко их подбирают просто, исходя из субъективных ощущений пациента, подвергающегося воздействию. Исследуются форма амплитуда (тока или напряжения), длительность, частота следования, а также другие характеристики электростимулирующих импульсов, вызывающих, например, пороговое сокращение мышцы, т.е. по каким-либо объективным критериям определяются оптимальные параметры. Какие электрические параметры оказывают эффективное воздействие на ткань и как они изменяются внутри живых тканей, в настоящее время еще окончательно не выяснено. Большую роль при воздействии электрического тока на нервно-мышечный аппарат играет полное сопротивление (активная и реактивная составляющие) кожи, нервов, мышц и других тканей. Этим объясняется высокая эффективность лишь определенной части амплитудно-частотного спектра стимула, а не всего спектра.

Форма, длительность, мощность импульса.

Оптимальным электростимулирующим импульсом, вызывающим сокращение мышцы, является, по-видимому, импульс, который имеет минимальную мощность и оказывает наименьшее воздействие на кожу и ее рецепторы. Для лабораторных исследований удобна прямоугольная форма импульса, облегчающая количественный анализ, дозировку стимулов и допускающая достаточно простую конструкцию аппаратуры. Раздражение импульсами одной полярности приводит к “химическому” повреждающему эффекту, аналогичному длительному действию на ткань постоянного тока, из-за смещения ионов в одну сторону под воздействием монофазных сигналов. Во избежание явлений электролиза в системе электроды - кожа надо использовать импульсы чередующейся полярности.

Здесь возможны различные варианты:

* один высокоамплитудный импульс вызывает сокращение мышцы, а ему предшествует (или следует за ним) низкоамплитудный противоположной полярности, но равной энергии (рис.3, а, б);
* чередуется полярность одинаковых по своим параметрам прямоугольных импульсов (рис.3, в). Частным случаем может быть чередование полярности парных импульсов (рис.3, г), которые используются для того, чтобы снизить амплитуду стимулов и тем самым уменьшить раздражающее воздействие на рецепторы кожи.

Рисунок 3. Прямоугольные импульсы с чередующейся полярностью и равной энергией.

Считается, что наиболее энергетически выгодной является экспоненциальная форма импульса тока; при прямоугольной форме импульса возбуждение возникает с затратами мощности, превышающими оптимальные на 22%. Для скелетной мускулатуры оптимальная длительность импульса при минимальной энергии раздражения составляет 0,064 - 1,23 мс, что соответствует продолжительности потенциала действия двигательных нервных волокон. Это относится к иннервируемым ими здоровым мышцам или к мышцам, находящимся в спастическом состоянии в результате центральных парезов и параличей. При периферических двигательных нарушениях длительность стимула должна быть большей (до сотен миллисекунд).

В ряде исследований сравнивали энергию раздражения с энергией надпорогового тетанического сокращения мышцы, варьируя поочередно частоту, амплитуду и длительность стимулирующих импульсов. Если при этом один из указанных параметров изменялся, а два других оставались постоянными, то можно было получить оптимальные значения частоты, силы и длительности. При этом ответная реакция определялась энергией раздражения. Однако такой подход справедлив лишь до того момента, пока не наступит мышечное утомление, при котором сила сокращения мышц падает при тех же параметрах раздражения. Важным свойством нервно-мышечных структур при раздражении электрическими сигналами является зависимость возбудимости от скорости изменения амплитуды стимулирующего сигнала, т.е. производной du/dt. Известна работа, в которой возбуждение W выражается в виде функции ряда характеристик электрического стимула, в число которых входят энергетическая и информационная компоненты, скорость изменения амплитуды и др.:

 (1)

Количественное значение каждой из компонент предлагается определять из уравнения , где - весовые коэффициенты.

Будем считать, что за период электростимуляционного воздействия Tо характеристики биологических тканей изменяются незначительно. Известно, что оптимальным электростимулирующим импульсом, вызывающим сокращение мышцы, является импульс, которой имеет минимальную мощность и оказывает наименьшее воздействие на кожу и рецепторы:

 (2)

где Pэл - мощность сигнала электростимуляции, Pм - мощность, развиваемая соответствующей мышцей, u(t) – падение напряжения на электродах в процессе электростимуляции, i(t) - ток, протекающий через электроды, Tс – период сигнала, F(t) – сила, развиваемая мышцей, V(t) - скорость сокращения мышцы, t – текущее время сеанса электростимуляции.

Этот критерий справедлив при выборе сигналов для мышц, основной функцией которых является сократительная. Функционирование внутренних органов связано не только с сокращением соответствующих гладких или поперечно-полосатых мускулатуры. Оно носит более сложный характер, поскольку связано с деятельностью различных физиологических систем и может включать множество физиологических обратных связей. Так, например, состояние желудочно-кишечного тракта определяется моторной, моторно-эвакуаторной и секреторной функциями пищеварительной системы. В связи с этим для выбора оптимальных сигналов стимуляции внутренних органов предлагается следующий энергетический критерий:

 (3)

где Pсм - мощность, определяемая сократительной способностью соответствующих мышц органа, Pф - мощность, характеризующая функционирование данного органа (выполнение соответствующей функции).

Значение Pсм может быть измерено посредством определения проинтегрированной электроактивности мышцы A за единицу времени, либо через измерение силы F(t) и скорости V(t). Как правило, на интервале Tо мощность Pсм является непрерывной функцией времени. Мощность Pф носит периодический характер, что связано с периодичностью функционирования самого органа. Поэтому для оценки мощности Pф предложено использовать отношение времени функционирования органа Tф (проявляется выделением мощности Pф и Pсм) к времени Tэ, в течение которого присутствуют только сокращения мышц в околоэлектродной области (выделение мощности Pсм). Тогда энергетический критерий выбора сигналов электростимуляции приобретает вид:

 (4)

где K1, K2 – эмпирические коэффициенты пропорциональности, определяемые индивидуально для каждого органа.

Порог болевого ощущения, вызываемого электрическими раздражителями, изменяется в зависимости от формы импульсов, причем ее уровень зависит от плотности и места приложения тока. Чтобы исследовать многообразие местных и общих реакций организма на электростимуляцию, недостаточно использовать только прямоугольные импульсы. С целью оптимизации формы импульсов были испытаны стимулы разной форм (прямоугольные, синусоидальные, треугольные, трапециевидные, экспоненциальные и колоколообразные) и длительности (от микросекунд до десятков миллисекунд), однофазные и двухфазные с разной длительностью фронта и среза, частотой следования, с амплитудной, частотной и амплитудно-частотной модуляцией, с выходом по напряжению и по току. Было установлено, что в диапазоне частот следования от 1 до 150 Гц наименее болезненны импульсы, которые моделируют форму тока действия нервного волокна, генерируемого в области перехвата Ранвье, продолжительностью 0,7-0,8 мс (длительность фронта 25-100 мкс, среза 600-700 мкс). С увеличением длительности импульса свыше 1 мс при воздействии через кожу на нервно-мышечные структуры эти стимулы вызывают у человека дискомфорт при частотах следования 1-20 Гц. Уменьшение длительности стимулирующих импульсов до 0,1-0,2 мс не приводит к возникновению неприятных ощущений, но требует увеличения амплитуды.

Применение низкочастотных импульсов для электростимуляции нервно-мышечных структур даст определенный лечебный эффект. Они обладают сравнительно небольшой мощностью, и путем изменения их параметров можно добиться согласования с лабильностью стимулируемых структур (это не относится к диадинамическим токам). Однако эти процедуры болезненны, так как значительная часть энергии стимулов поглощается поверхностным слоем кожи, что приводит к раздражению рецепторов (ощущается покалывание и жжение).

Целесообразно использование для электростимуляции переменных токов звукового диапазона (2-20 кГц). Уменьшение полного сопротивления поверхностного слоя кожи с повышением частоты переменного тока позволяет более равномерно распределить энергию стимулов между эпидермисом и подкожными тканями. Отмечаются следующие особенности этих токов:

* специфический механизм возбуждения, связанный с появлением деполяризации у обоих электродов;
* асинхронное возбуждение волокон, приближающее импульсацию к существующей в естественных условиях;
* меньшее ветвление токов, позволяющее избирательно стимулировать мышцы;
* медленное развитие аккомодации мышц;
* преимущественное раздражение током мышц, а не рецепторов кожи, отсюда меньшая болезненность.

При этом возможно как блокирование рецепторов, так и проведение возбуждения в чувствительных нервных волокнах. Неприятные ощущения при электростимуляции в основном могут быть связаны с возникающим мощным тетаническим сокращением мышцы.

С 1969 г. используется форма импульса, возникающего в перехвате Ранвье нервного волокна, в качестве огибающей для получения радиоимпульсного стимула (несущее колебание - синусоидальный ток с частотой 10 кГц); такой стимул вызывает практически безболезненные сокращения мышц. В зависимости от возбудимости стимулируемых тканей (особенно при периферических двигательных расстройствах) регулируют крутизну фронта и среза импульса. Среди изученных электрических стимулов, вызывающих безболезненное сокращение мышцы при минимальной энергии, этот импульс оказался оптимальным. Проведено сравнение мощности различных импульсов, вызывающих пороговое сокращение. Исследование проводилось путем воздействия синусоидальными токами в диапазоне частот от 200 до 15000 Гц. Было установлено, что на частотах 10±2 кГц болевые ощущения уже минимальны. При применении амплитудной модуляции стимула резко уменьшалась мощность, необходимая для получения сокращения мышцы такой же величины, по сравнению с немодулированными колебаниями. Длительность импульсов составляла 1 мс на уровне 0,1 амплитудного значения, т.е. находилась в пределах оптимальных длительностей, позволяющих получить сокращение мышцы при минимальной энергий раздражения. При сравнении мощности стимулов различной формы, вызывающих пороговое сокращение двуглавой мышцы плеча (частота следования 75 Гц, площадь электродов 15 см2, расстояние между электродами 5 см), получены следующие пороговые значения (приведены усредненные данные исследования 12 здоровых лиц): (7,6+0,8) мВт для прямоугольного видеоимпульса, (4,0+1,1) мВт для трапециевидного видеоимпульса с длительностью фронта 0,3 мс; (2,3±0,5) мВт для видеоимпульса с крутым фронтом (25 мкс) и экспоненциальным срезом; (1,1 ±0,3) мВт для радиоимпульса с аналогичной предыдущему случаю формой и с несущей частотой 10 кГц. Мощность прямоугольного радиоимпульса составляла (3,5±1,8) мВт при несущей частоте 1 кГц; (4,6±0,7) мВт при несущей частоте 5 кГц и (8,3±1,2) мВт при несущей частоте 10 кГц.

Из изученных стимулов энергетически наиболее выгоден радиоимпульс вида с крутым фронтом (длительностью 25 мкс), экспоненциальным срезом (975 мкс) и несущей частотой 10 кГц. Этот импульс вызывает минимальные болевые ощущения; по-видимому, это объясняется тем, что каждый период колебания воздействует на рецепторы тогда, когда они еще находятся в рефрактерной фазе, т.е. блокируется возникновение сигналов в рецепторах и прохождение в чувствительных нервных волокнах.


# 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, 2000.384с.

3. Электрическая стимуляция мозга и нервов у человека / Н.П. Бехтерева, С.В. Медведев, А.Н. Шандурина и др. – Спб.: Наука, 2000. - 263с.

4. Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура.: [Учебн. пособие] - М.: Медицина, 2001. - 344с.

5. Катона З. Электроника в медицине: Пер. с венг. / Под ред. Н.К. Розмахина - М.: 2000. - 140с.

6. Медицинская электронная аппаратура для здравоохранения: Пер. с англ. / Л. Кромвелл и др. - М.: Радио и связь, 2001 - 344с.