

Аппарат многоканального электростимуляционного воздействия на нервно-мышечную систему человека

Аннотация

Разработано новое устройство для эффективного использования импульсной электростимуляции с целью лечения нейрогенных двигательных нарушений, возникающих у большого количества людей в связи с ростом травматизма (транспортного, военного, катастрофического), и лечения гериатрической патологии с учетом персонализированного подхода.

Введение

Одной из важнейших проблем клинической медицины является разработка новых эффективных методов лечения патологических изменений нервно-мышечной системы, возникающих при различных видах травматизма. Одним из перспективных направлений в этом отношении является использование электростимуляционного воздействия. Это обусловлено тем, что специфические функциональные свойства нервной и управляемой ею мышечной системы теснейшим и детерминированным образом связаны с генерацией и передачей естественных электрических потенциалов, а также специфической чувствительностью большей части синапсов центральной нервной системы и аксонов к данным электрическим сигналам [1]. Это определяет принципиальную возможность использования искусственных электрических сигналов для управления информационно-трофическими процессами в нервной и мышечной системах. Привлекательностью метода является его универсальность, что и обуславливает его давнее использование практически во всех областях медицины, включая патологические нарушения при травмах различного генеза, нарушения сенсорной функции, лечение болевых синдромов [2]. Вторым важным преимуществом метода при правильном его применении является практически полное отсутствие побочных явлений, свойственных большинству нейрофармакологических активных лекарственных препаратов [3]. Третьим фактором является дешевизна и возможность персонализированного применения устройств электростимуляции, разработка которых при современных возможностях микроэлектроники не составляет проблемы [4].

Цель исследования: разработка теоретических основ реализации и введения в практику лечения нейрогенных нарушений двигательных функций методом многоканального программированного электростимуляционного воздействия с формированием оптимальной структуры электрического сигнала, обеспечивающего одновременное индивидуальное воздействие на принципиально неограниченное число объектов.

Материал и методы

Нами оценивались основные современные представления о воздействии электростимуляции на организм человека с учетом его возможной зависимости от параметров многоканальной электростимуляции и их соотношений с параметрами естественных биоэлектрических сигналов нервно-мышечной системы человека. Для выявления параметров электрического воздействия с целью профилактики костно-мышечных дистрофий были проведены экспериментальные исследования на животных – быках канадской породы Герефорд (более 40 голов), которые стояли на откорме в Марийской сельскохозяйственной станции. Через накожные электроды на передние и задние конечности быков подавали различные формы импульсов, имитирующие возбуждения, возникающие при шаговых движениях. Импульсы вызывали сокращения скелетной мускулатуры, и оценивалась реакция животных. После воздействия у животных наблюдалось повышение мышечного тонуса и перестали наблюдаться переломы конечностей за счет увеличения плотности кости [3]. На основании проведенных экспери-

ментов было установлено, что для электростимуляции животного предпочтительно осуществлять воздействие импульсным током на требуемые группы мышц в режиме амплитудно-частотной модуляции с длительностью импульса 0,5...1,5 мс, частотой девиации 20...100 Гц, длительностью цикла «возбуждение – расслабление» 2...4 с, при силе тока в импульсе 15...30 мА. Продолжительность воздействия импульсным током предпочтительно устанавливать от 5 до 15 мин. Подробная информация о параметрах электрического воздействия представлена в авторском свидетельстве [5]. Далее были проведены исследования на 12 больных с выраженными рентгенологическими признаками остеопороза, 57 пациентах после тяжелой закрытой черепно-мозговой травмы с возникшими спастическими парезами конечностей, 36 пациентах с вялыми параличами, возникшими на почве травмы шейного отдела позвоночника. Применялись различные методики электростимуляционного воздействия. У пациентов наблюдали снятие болевого синдрома, снижение спастичности мышц при вялых параличах, увеличение тонуса мышц, увеличение объемов движений. При травмах, сопровождающихся переломом конечностей, применение электростимуляционного воздействия уменьшало срок образования костной мозоли в 5...6 раз.

Результаты исследования

На основании проведенных исследований было разработано устройство для многоканального электровоздействия, предназначенное для восстановления нервно-мышечного аппарата при массовых поражениях людей. Внешний вид устройства представлен на *рис. 1*.



Рис. 1. Внешний вид устройства для многоканального электростимуляционного воздействия на нервно-мышечную систему человека

Задача массового обслуживания пациентов выдвигает такие требования, как одновременное электровоздействие на большие группы людей с учетом возраста и степени поражения нервно-мышечного аппарата, а также технологичности и рентабельности электровоздействия. Устройство, решающее такую задачу, должно вырабатывать сигнал с гибкой структурой, позволяющей задать различную модель электрического воздействия для различных по функциональному состоянию групп пациентов, обеспечивать подведение сигнала к большой

группе (до 100 человек) с учетом индивидуальных характеристик возбудимости пораженных. Нами не было обнаружено прототипа устройства, в котором решалась бы подобная задача.

Структурная схема разработанного устройства представлена на рис. 2. Оно состоит из генератора импульсов, параметры которых затем могут изменяться либо вручную врачом-физиотерапевтом, либо автоматически по треугольному закону, что достигается наличием встроенного генератора модулирующего сигнала.

Для указанного количества одновременно обслуживаемых пациентов (100 человек) мощность устройства составляет порядка 75 Вт, что делает целесообразным выполнение его по схеме с центральным усилителем мощности, к которому подключаются потребители в виде пассивных блоков. Каждый такой потребитель должен обеспечивать согласование сопротивлений магистрали и электродов пациента, а также ручную регулировку амплитуды стимулирующих импульсов.

Функциональная схема устройства изображена на рис. 3.

Устройство может использоваться в специализированных центрах и косметических кабинетах для электровоздействия, с учетом персонализированного подхода, на группу пациентов до 100 человек с целью восстановления нервно-мышечного аппарата при поражении нервно-мышечной системы. Устройство состоит из центрального блока и периферических блоков. Для многоканального электростимуляционного воздействия

в нем содержатся задающий генератор (ЗГ), модулятор частоты (МЧ), генератор стимулирующих импульсов (ГСИ), модулятор амплитуды (МА), генератор модулирующего сигнала (ГМС), блок формирования периодов возбуждения и пауз (БФПВиП), блок изменения полярности стимулирующих импульсов (БИПСИ), сигнальный вход (СВ), блок автоматического управления полярностью (БАУП), выходной блок (ВБ).

ЗГ вырабатывает последовательность импульсов. К его выходу подключен МЧ, осуществляющий модуляцию по частоте импульсов ЗГ. К выходу МЧ подключен вход ГСИ, который вырабатывает импульс заданной длительности и формы на каждый импульс ЗГ. В свою очередь, к выходу ГСИ подсоединен вход МА. В МА выработанная последовательность импульсов модулируется по амплитуде. К одному управляющему входу МЧ подсоединен ГМС. С его выходом соединен вход БФПВиП. Выход БФПВиП связан с управляющим входом МА и с другим управляющим входом МЧ. БИПСИ предназначен для изменения полярности стимулирующих импульсов по заданному закону. Его сигнальный вход подсоединен к выходу МА. БАУП реализует закон изменения полярности. Его выход связан с управляющим входом БИПСИ, а входы подсоединены соответственно к выходу ГСИ и к другому выходу ГМС. Выходной блок представляет собой комбинацию двух усилителей однополярных сигналов, имеющих общую нагрузку, и позволяет получать выходной сигнал с изменяемой полярностью импульсов по заданному закону. Выход выходного

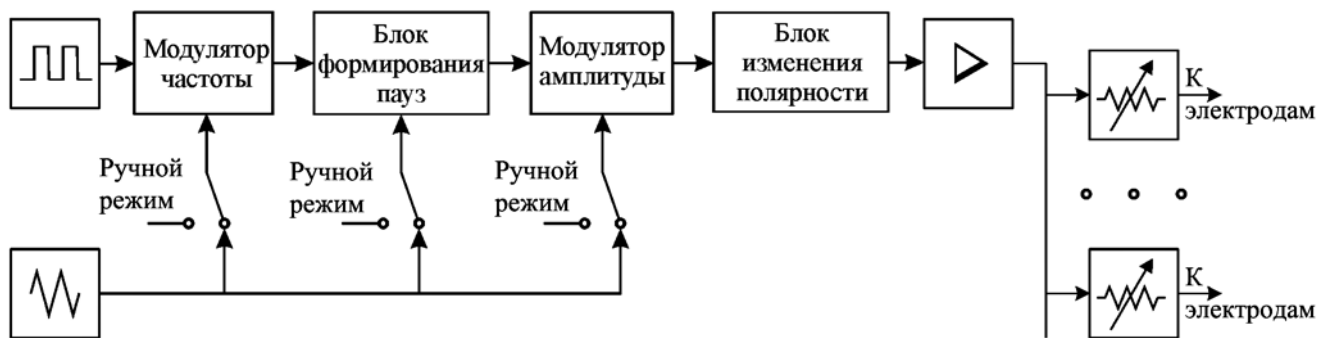


Рис. 2. Структурная схема аппарата для многоканального электростимуляционного воздействия



Рис. 3. Функциональная схема аппарата для многоканального электростимуляционного воздействия

блока подсоединен к выходу БИПСИ, а к выходу выходного блока подсоединена магистральная распределительная линия с отводами на каждое место электровоздействия. Каждый отвод соединен с регулятором амплитуды стимулирующего сигнала, выход которого соединен со входом блока согласования. Выход блока согласования, в свою очередь, соединен с поверхностными электродами.

Прямоугольные импульсы подаются на БАУП и используются как отметки окончания цикла. Треугольный сигнал поступает на один из выходов МЧ и используется в одном из режимов частотной модуляции. Треугольный сигнал поступает также для дальнейшей обработки в БФПВиП. В БФПВиП осуществляется ограничение треугольного сигнала снизу, в результате чего получается сигнал в форме разносторонних треугольников, разделенных интервалами с нулевым сигналом. Наличие сигнала определяет период возбуждения, отсутствие – паузу. Регулируя уровень ограничения сигнала, получаем различные соотношения периодов возбуждения и паузы в пределах одного и того же цикла, например, от 1,1 до 3,3.

Временные диаграммы структуры выходного сигнала представлены на рис. 4. На выходе МА получается сигнал с чередующимися периодами возбуждения и паузами, составляющими цикл возбуждения (рис. 4в, г). Длительности цикла, периодов возбуждения и пауз определяются непосредственно формой модулирующего сигнала. В режиме, когда модулирующий сигнал не поступает на МА, получаем режим непрерывного возбуждения (рис. 4а, б).

При частотной модуляции в качестве модулирующего сигнала используется сигнал с выхода БФПВиП, т. е. в форме равносторонних треугольников, разделенных интервалами. Поскольку для амплитудной модуляции используется тот же сигнал, получаем синхронную амплитудно-частотную модуляцию с максимумом частоты в центре периода возбуждения (рис. 4г).

Далее сигнал подвергается следующим преобразованиям. БИПСИ и БАУП формируют полярность сигнала без изменения его параметров. Возможные законы изменения полярности сигнала представлены на рис. 4д.

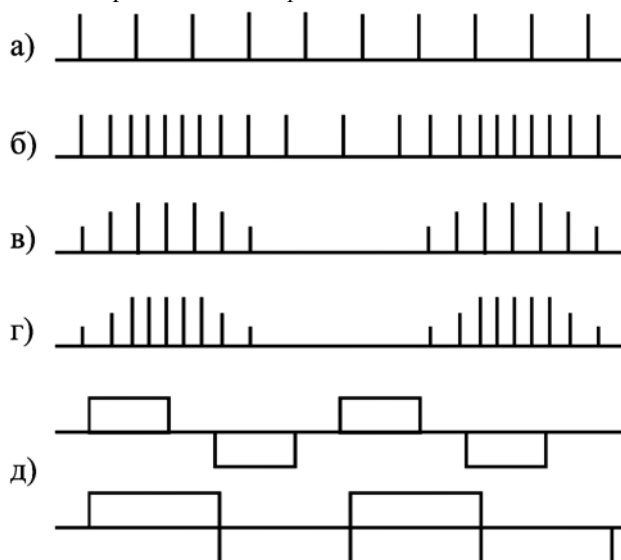


Рис. 4. Диаграммы стимулирующих сигналов с разными типами модуляции: а) последовательность импульсов в режиме непрерывного возбуждения; б) режим непрерывного возбуждения с модуляцией по частоте; в) импульсы с амплитудной модуляцией и паузами; г) импульсы с модуляцией по амплитуде и частоте с паузами; д) возможные законы изменения полярности сигнала

Гибкая структура выходного сигнала обеспечивает различную направленность воздействия при различных функциональных состояниях групп объектов. Уровень сигнала регулируется независимо для каждого объекта с учетом его характеристики возбудимости скелетной мускулатуры. Эксплуатация устройства не требует подготовки специального обслуживающего персо-

нала. Устройство наиболее эффективно можно использовать в специализированных центрах, куда поступает наибольшая доля людей с повреждением нервно-мышечного аппарата. Автор статьи был приглашен для консультации по вопросам использования устройства электростимуляционного воздействия у герiatricких больных, возраст которых составлял более 80 лет и у которых были ограничены двигательные функции, находящихся в коммерческих домах престарелых в Шотландии.

Заключение

Проведенные исследования показали, что имитация в структуре стимулирующего воздействия импульсной активности мотонейронов инициирует восстановление нарушенных функций периферического мотонейронного пула через афферентные системы и непосредственную активацию нейромышечного аппарата [6]. Разные формы нарушений двигательных функций требуют различных параметров электровоздействия в соответствии с преимущественным патофизиологическим механизмом поражения. Предложенное устройство для электростимуляционного воздействия нервно-мышечного аппарата восстанавливает трофические влияния мотонейрона на мышцу, что является теоретической основой эффективности восстановления функций при электровоздействии. Электростимуляционное воздействие оказалось высокоэффективным при восстановлении нервно-мышечных структур практически независимо от характера и тяжести поражения [7]. Очевидно, это обусловлено тем, что электрические импульсы являются наиболее адекватным видом воздействия на нервную систему, поскольку в естественных условиях они представляют собой материальную основу ее специфической функции кодирования, передачи, переработки и утилизации информации. Подтвердилось исходное предположение о том, что для эффективного использования электрической стимуляции импульсы воздействия по своей структуре должны быть приближены к некоторым основным характеристикам естественных электрических импульсных процессов в нервной и мышечной системах и, следовательно, должны удовлетворять ряду требований в отношении пространственно-временной организации.

Список литературы:

1. Бредикис Ю.Ю. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей. – М.: Энергоатомиздат, 1983. 384 с.
2. Давиденко В. Многоканальная электростимуляция. – Тернополь: Підручники і посібники, 2000. 301 с.
3. Севастьянов В.В., Казимиров Э.К. Apparatus for Electrical Stimulation of Mammae / Патент США № 4.243.043. Заявлен 11.07.1979 г. Выдан 06.01.1981 г.
4. Витензон А.С., Петрушанская К.А., Скворцов Д.В. Руководство по применению метода искусственной коррекции ходьбы и ритмических движений посредством программируемой электростимуляции мышц. – М.: ПБОЮЛ Т.М. Андреева, 2005. 312 с.
5. Севастьянов В.В., Казимиров Э.К., Светлаков А.В. Способ стимуляции скелетной мускулатуры / А. с. СССР № 730356. Бюл. № 16. Заявл. 14.03.74 г. Оpubл. 30.04.80 г.
6. Севастьянов В.В. Электростимуляция и методы контроля у детей с начальными повреждениями нервной системы / В кн.: Применение электростимуляции в клинической практике (научные труды). – М.: ЦОЛИУВ, 1978. С. 88-89.
7. Колесников Г.Ф. Электростимуляция нервно-мышечного аппарата. – Киев: «Здоров'я», 1977. 168 с.

Виктор Викторович Севастьянов,
д-р мед. наук, профессор,
кафедра радиотехнических и медико-биологических систем,
Поволжский государственный технологический университет,
г. врач,

ГБУ «Центр патологии речи и нейрореабилитации
нейросенсорных и двигательных нарушений» Министерства,
здравоохранения Республики Марий Эл,
г. Йошкар-Ола, e-mail: cpr@mari-el.ru