

# ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(12)

РЕСПУБЛИКА БЕЛАРУСЬ



НАЦИОНАЛЬНЫЙ ЦЕНТР  
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ  
СОБСТВЕННОСТИ

(19) ВУ (11) 8500

(13) U

(46) 2012.08.30

(51) МПК

A 61N 1/36 (2006.01)

A 61B 5/0488 (2006.01)

(54)

## УСТРОЙСТВО АДАПТИВНОЙ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ

(21) Номер заявки: u 20120094

(22) 2012.02.01

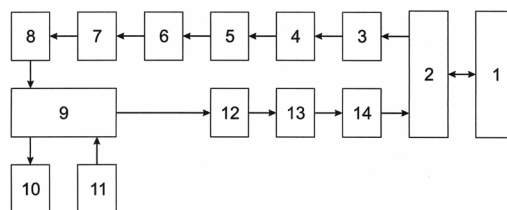
(71) Заявитель: Учреждение образования "Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники" (ВУ)

(72) Авторы: Осипов Анатолий Николаевич; Кульчицкий Владимир Адамович; Ильясевич Инесса Александровна; Меженная Марина Михайловна; Давыдов Максим Викторович; Давыдова Надежда Сергеевна (ВУ)

(73) Патентообладатель: Учреждение образования "Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники" (ВУ)

(57)

Устройство адаптивной электростимуляции, содержащее блок электродов, коммутатор, усилитель электромиографического сигнала, фильтр электромиографического сигнала, процессорный блок управления, устройство отображения информации, блок ввода параметров стимулирующего сигнала, блок формирования стимулирующего сигнала, усилитель стимулирующего сигнала, причем выход блока электродов соединен с первым входом коммутатора, первый выход которого соединен с входом блока электродов, а второй выход - с входом усилителя электромиографического сигнала, выход которого соединен с входом фильтра электромиографического сигнала, второй вход процессорного блока управления соединен с выходом блока ввода параметров стимулирующего сигнала, первый выход - с входом устройства отображения информации, а второй выход - с входом блока формирования стимулирующего сигнала, выход которого соединен с входом усилителя стимулирующего сигнала, отличающееся тем, что дополнительно содержит аналого-цифровой преобразователь, блок сегментации, блок оконного взвешивания, блок преобразования Фурье, блок контроля уровня стимулирующего сигнала, вход которого соединен с выходом усилителя стимулирующего сигнала, а выход - со вторым входом коммутатора, вход аналого-цифрового преобразователя соединен с выходом фильтра электромиографического сигнала, а выход - с входом блока сегментации, выход которого соединен с входом блока оконного взвешивания, выход которого соединен с входом блока преобразования Фурье, выход которого соединен с первым входом процессорного блока управления.



Фиг. 1

ВУ 8500 U 2012.08.30

(56)

1. Патент РФ 2277428 С2. Электростимулятор. МПК А 61N 1/36, опубл. 10.06.2006. Авторы: Бакуткин В.В., Каменских Т.Г., Орлов С.М., Солодкин Е.П., патентообладатели: Бакуткин В.В., Каменских Т.Г., Орлов С.М., Солодкин Е.П. // Информационный бюллетень "Открытия, изобретения, промышленные образцы и товарные знаки".

2. Патент РФ 2211712 С2. Адаптивный электростимулятор. МПК А 61N 1/36, опубл. 10.09.2003. Авторы: Надточий А.И., Гринберг Я.З., Уваров С.Н., Муранцев А.И., Зенкин М.В., патентообладатель: Надточий А.И. // Информационный бюллетень "Открытия, изобретения, промышленные образцы и товарные знаки".

3. Патент США 7221980 В2. Electrostimulation system with electromyographic and visual biofeedback. МПК А 61N 1/18, опубл. 22.05.2007. Авторы: Ben-Zion Kotlik, Morris Zuker, патентообладатель: Stimel Ltd.

4. Осипов А.Н. Сложная биотехническая обратная связь в системах электростимуляции / А.Н.Осипов, С.К.Дик, К.Г.Сеньковский // Медицинская техника. - 2002. - № 6. - С. 27-29.

5. Гехт Б.М. Теоретическая и клиническая электромиография. - Ленинград: Наука, 1990. - 229 с.

6. Николаев С.Г. Практикум по клинической электромиографии. - Иваново, 2001. - 264 с.

7. Улащик В.С. Общая физиотерапия / В.С.Улащик, И.В.Лукомский. - М.: Интерпрес-сервис, 2004. - 512 с.

8. Меженная М.М. Информативность параметров частотно-временного представления интерференционных электромиограмм человека / М.М.Меженная, Н.С.Давыдова, А.Н.Осипов // Современные средства связи: Материалы XV межд. науч.-тех. конф. - Мн.: УО ВГКС, 2010. - С. 136-137.

9. Меженная М.М. Качественная и количественная оценка функционального состояния нервно-мышечного аппарата человека на основе частотно-временного анализа суммарной электромиограммы / М.М. Меженная [и др.] // Научные труды НИИ физической культуры и спорта Республики Беларусь: Сб. науч. тр. - Мн.: ГУ "РУМЦ ФВН", 2011. - Вып. 10. - С. 362-367.

10. Хоровиц П. Искусство схемотехники: в 3-х томах / П.Хоровиц, У.Хилл. Пер. с англ. 4-е изд., перераб. и доп. - М.: Мир, 1993. - Т. 2. - 371 с.

11. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов: Учебник для вузов. - СПб.: Питер, 2006. - 751 с.

12. Серегин Н.И. Особенности использования дискретного преобразования Фурье при спектральном анализе: Учебное электронное текстовое издание. - Екатеринбург, 2006. - 36 с.

13. Рабинер Л.Р. Теория и применение цифровой обработки сигналов / Л.Р.Рабинер, Б.Гоулд. - М.: Мир, 1978. - 848 с.

14. Райгайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. - М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. - 440 с.

15. Осипов А.Н. Электронная лечебная аппаратура: Учебно-методический комплекс / А.Н.Осипов, В.М.Бондарик. - Мн.: БГУИР, 2006. - 570 с.

16. Давыдов М.В. Методы и технические средства электромиостимуляции на основе импедансных характеристик биотканей: Дис. ... к-та тех. наук: 05.11.17. - Мн., 2009. - 143 с.

---

Полезная модель относится к медицинской технике и может быть использована для лечения поражений мышц опорно-двигательного аппарата, профилактики гиподинамии, а также тренировки отдельных мышц и групп мышц человека посредством электростиму-

ляции; для диагностики нервно-мышечной системы человека посредством электромиографии.

Известен электростимулятор [1], содержащий управляющий микроконтроллер, блок связи с управляющей системой, блок формирования параметров воздействия, мультиплексор, блок стимулирующих электродов, блок датчиков параметров воздействия, блок сигналов обратной связи, блок аналоговых усилителей и аналого-цифровой преобразователь. Устройство предназначено для программирования различных режимов стимуляции при восстановлении функций сенсорных систем пациента. В известном устройстве параметры электростимуляции задаются врачом. Контроль заданного воздействия осуществляется путем регистрации реальных параметров стимула (напряжения и тока) с помощью блока датчиков параметров воздействия и визуализации полученных значений посредством ЭВМ. Коррекция параметров стимуляции осуществляется путем регистрации ответов коры головного мозга с помощью блока сигналов обратной связи и изменения параметров стимула в соответствии с заданной программой корректировки.

Известное устройство обладает следующими недостатками. Во-первых, отсутствует возможность автоматизированного подбора параметров электростимуляции на основе предварительной диагностики функционального состояния стимулируемых тканей, а все параметры стимула задаются врачом исходя из его опыта и квалификации. Во-вторых, не предусмотрена функция защиты пациента от превышения максимально допустимого уровня стимуляции. В-третьих, выбран косвенный критерий корректировки стимулирующего воздействия, основанный на предполагаемой взаимосвязи корковых потенциалов головного мозга и параметров стимулирующего воздействия. Все это не позволяет реализовать оптимальное лечебное воздействие с точки зрения согласования параметров биообъекта и технических компонентов электростимулятора, а как результат - снижает эффективность терапевтической процедуры электростимуляции.

Известен адаптивный электростимулятор [2], содержащий блок питания, блок контроля питания, блок анализа сигналов обратной связи, блок управления, блок ключей управления, блок сопряжения с ЭВМ, блоки световой и звуковой индикации, выходной блок, блок индикации выходного сигнала, блок контроля параметров выходного сигнала, электроды. Блок контроля параметров выходного сигнала содержит усилитель, аналого-цифровой преобразователь, оперативное запоминающее устройство, процессор, блок имитации кожного импеданса, формирователь. Устройство предназначено для терапевтического неинвазивного воздействия электрическими импульсами на кожный покров человека с целью оказания общерегулирующего влияния на физиологические системы организма. С помощью блока имитации кожного импеданса осуществляется настройка прибора для работы. Врач определяет параметры воздействия посредством блока ключевых элементов. В зависимости от заданного врачом уровня энергии воздействия в процессорном блоке выполняется расчет требуемой длительности импульса. С целью диагностики состояния органов и тканей пользователя в процессе процедуры электростимуляции производится анализ реакции организма на стимулирующее воздействие по изменению формы стимулирующих импульсов посредством блока анализа сигналов обратной связи. Информирование врача о результатах диагностики осуществляется с помощью блоков индикации.

Известное устройство обладает следующими недостатками. Во-первых, выбор всех параметров стимулирующего сигнала выполняется врачом исходя из его опыта и квалификации, а не на основе оценки индивидуальных физиологических характеристик биоткани. Во-вторых, отсутствует функция защиты пациента от превышения максимально допустимого уровня стимуляции. В-третьих, алгоритмы анализа сигналов обратной связи должны задаваться программным путем с помощью ЭВМ, однако при этом не приводятся научно обоснованные критерии диагностики состояния органов и тканей, а также критерии коррекции параметров стимуляции по "измерению длительности полуволн и числа

пересечений в стимулирующих импульсах". Все это снижает эффективность процедуры электростимуляции, проводимой с помощью данного устройства в лечебных учреждениях, а в домашних условиях делает применение адаптивного электростимулятора затруднительным для пользователя.

Наиболее близкой к предлагаемой полезной модели является система электростимуляции с обратной связью на основе электромиографии [3], содержащая блок электродов, коммутатор, усилитель электромиографического сигнала, фильтр электромиографического сигнала, интегратор, компаратор, процессорный блок управления, устройство отображения информации, блок ввода параметров стимулирующего сигнала, блок формирования стимулирующего сигнала, усилитель стимулирующего сигнала. Известное устройство работает в трех режимах: 1) предварительный режим установки параметров электростимуляции; 2) режим электростимуляции; 3) режим электростимуляции с обратной связью на основе электромиографии. Предварительный режим установки параметров электростимуляции реализует генерацию одной серии модулированных биполярных импульсов, после чего врач может внести изменения в параметры стимула исходя из ощущений пациента. Режим электростимуляции предполагает генерацию модулированных биполярных токов с заданными врачом длительностью, частотой и амплитудой. Режим электростимуляции с обратной связью на основе электромиографии (режим "переобучения") предусматривает: регистрацию электромиограммы при выполнении мышц волевого усилия; обработку электромиографического сигнала (усиление, фильтрация, интегрирование) с выводом на устройство отображения информации интегрированной электромиографической кривой; запуск электростимулятора при достижении электромиографическим сигналом заданного порогового уровня (при этом модулированный биполярный стимулирующий сигнал должен иметь амплитуду, достаточную для более высокого по своему уровню сокращения мышцы).

Известное устройство обладает следующими недостатками. Во-первых, оно реализует узкий набор параметров возможных воздействий (модулированные биполярные токи). Во-вторых, отсутствует функция защиты пациента от превышения максимально допустимого уровня стимуляции. В-третьих, предложенный критерий определения амплитуды стимула по значению интегрированной электромиографической кривой, с одной стороны, позволяет управлять только одним параметром сигнала воздействия (амплитудой), а с другой стороны, не учитывает современные технические возможности анализа нестационарного электромиографического сигнала, характеризующиеся большей информативностью.

Создание новой медицинской техники и аппаратных методов лечения должно опираться на возможности современных технологий и глубокое понимание явлений, происходящих при взаимодействии технических средств и живого организма. Перспективным подходом при этом является применение биотехнической обратной связи. По контуру биотехнической обратной связи передаются электрические параметры, характеризующие биологическое состояние объекта. На основе данной информации в соответствии с целевой функцией производится автоматическое управление параметрами сигнала воздействия. Таким образом осуществляется согласование параметров биообъекта и технических компонентов системы, выработка оптимального лечебного воздействия [4].

В соответствии с вышеизложенным эффективная электростимуляция опорно-двигательного аппарата должна быть основана на согласовании параметров стимула с физиологическими характеристиками стимулируемых мышц. Объективным диагностическим показателем функционального состояния мышечных групп служат параметры электромиографического сигнала [5-6]. В связи с этим целесообразно разрабатывать лечебно-диагностические комплексы, предусматривающие оценку функционального состояния нервно-мышечного аппарата методом электромиографии, синтез сигналов электростимуляции, адекватных по своим миостимулирующим свойствам индивидуальному состоянию мышечных групп [7], контроль эффективности терапевтического воздействия. В

качестве критерия синтеза стимулирующего сигнала целесообразно использовать амплитудные и частотные параметры суммарной электромиограммы стимулируемой мышцы, полученные в результате частотно-временной обработки электромиографического сигнала и отражающие функциональное состояние мышечной ткани [8-9].

Задачей настоящей полезной модели является повышение эффективности электростимуляции опорно-двигательного аппарата человека посредством согласования параметров сигнала воздействия с индивидуальным функциональным состоянием нервно-мышечного аппарата человека; повышение информативности диагностики нервно-мышечного аппарата человека посредством автоматической частотно-временной обработки суммарных электромиограмм; обеспечение контроля эффективности терапевтического воздействия; обеспечение защиты пациента от превышения максимально допустимого уровня стимуляции.

Указанная задача достигается тем, что в устройство адаптивной электростимуляции, содержащее блок электродов, коммутатор, усилитель электромиографического сигнала, фильтр электромиографического сигнала, процессорный блок управления, устройство отображения информации, блок ввода параметров стимулирующего сигнала, блок формирования стимулирующего сигнала, усилитель стимулирующего сигнала, причем выход блока электродов соединен с первым входом коммутатора, первый выход которого соединен с входом блока электродов, а второй выход - с входом усилителя электромиографического сигнала, выход которого соединен с входом фильтра электромиографического сигнала, второй вход процессорного блока управления соединен с выходом блока ввода параметров стимулирующего сигнала, первый выход - с входом устройства отображения информации, а второй выход - с входом блока формирования стимулирующего сигнала, выход которого соединен с входом усилителя стимулирующего сигнала, дополнительно введены аналого-цифровой преобразователь, блок сегментации, блок оконного взвешивания, блок преобразования Фурье, блок контроля уровня стимулирующего сигнала, вход которого соединен с выходом усилителя стимулирующего сигнала, а выход - со вторым входом коммутатора, вход аналого-цифрового преобразователя соединен с выходом фильтра электромиографического сигнала, а выход - с входом блока сегментации, выход которого соединен с входом блока оконного взвешивания, выход которого соединен с входом блока преобразования Фурье, выход которого соединен с первым входом процессорного блока управления.

Сущность заявляемой полезной модели заключается в том, что предлагаемое устройство адаптивной электростимуляции реализует биотехническую обратную связь на основе регистрации и частотно-временного анализа суммарной электромиограммы стимулируемой мышцы, а также осуществляет защиту пациента от превышения максимально допустимого порога стимуляции в блоке контроля уровня стимулирующего сигнала. Частотно-временная обработка суммарной электромиограммы нервно-мышечного аппарата человека выполняется путем оцифровки электромиографического сигнала с помощью аналого-цифрового преобразователя, повторения  $n$ -ого числа раз следующего цикла: выделение участка оцифрованного сигнала в блоке сегментации, проведение процедуры умножения на оконную функцию в блоке оконного взвешивания, преобразование Фурье в блоке преобразования Фурье; вычисления спектрограммы в процессорном блоке управления на основе информации, полученной в результате вышеуказанного цикла. Таким образом, указанная задача достигается введением аналого-цифрового преобразователя, блока сегментации, блока оконного взвешивания, блока преобразования Фурье, блока контроля уровня стимулирующего сигнала.

Предложение иллюстрируется следующими чертежами. На фиг. 1 представлена структурная схема устройства адаптивной электростимуляции, на фиг. 2 приведена суммарная электромиограмма здоровой мышцы *m. gastrocnemius medialis* нижней конечности человека, на фиг. 3 приведена суммарная электромиограмма ослабленной мышцы *m. gastrocnemius medialis* нижней конечности человека, на фиг. 4 приведена суммарная

## BY 8500 U 2012.08.30

электромиограмма мышцы *m. gastrocnemius medialis* нижней конечности человека при патологии, на фиг. 5 приведена спектрограмма, соответствующая электромиограмме на фиг. 2, на фиг. 6 приведена спектрограмма, соответствующая электромиограмме на фиг. 3, на фиг. 7 приведена спектрограмма, соответствующая электромиограмме на фиг. 4.

Устройство адаптивной электростимуляции (фиг. 1) содержит блок электродов 1, выход которого соединен с первым входом коммутатора 2, первый выход которого соединен с входом блока электродов 1, а второй выход - с входом усилителя электромиографического сигнала 3, выход которого соединен с входом фильтра электромиографического сигнала 4, выход которого соединен с входом аналого-цифрового преобразователя 5, выход которого соединен с входом блока сегментации 6, выход которого соединен с входом блока оконного взвешивания 7, выход которого соединен с входом блока преобразования Фурье 8, выход которого соединен с первым входом процессорного блока управления 9, первый выход которого соединен с входом устройства отображения информации 10, второй вход - с выходом блока ввода параметров стимулирующего сигнала 11, а второй выход - с входом блока формирования стимулирующего сигнала 12, выход которого соединен с входом усилителя стимулирующего сигнала 13, выход которого соединен с входом блока контроля уровня стимулирующего сигнала 14, выход которого соединен со вторым входом коммутатора 2.

Устройство адаптивной электростимуляции работает в трех режимах: 1) режим суммарной электромиографии; 2) режим электростимуляции; 3) режим адаптивной электростимуляции на основе суммарной электромиографии.

В режиме суммарной электромиографии устройство работает следующим образом.

Отведение электрических потенциалов стимулируемой мышцы осуществляется с помощью блока электродов 1. Посредством коммутатора происходит поступление зарегистрированного сигнала электрической активности мышцы в блок усилителя электромиографического сигнала 3, а затем в блок фильтрации электромиографического сигнала 4. Последующая оцифровка усиленного и отфильтрованного сигнала электромиограммы выполняется с помощью аналого-цифрового преобразователя 5. Сигнал с выхода аналого-цифрового преобразователя 5  $n$ -ое число раз последовательно проходит блок сегментации 6, где происходит выделение участка сигнала электромиограммы, блок оконного взвешивания 7, где проводится процедура умножения выделенного участка сигнала электромиограммы на оконную функцию, блок преобразования Фурье 8, где производится быстрое преобразование Фурье. С выхода блока преобразования Фурье 8 информация поступает в процессорный блок управления 9, где на основе проведенных преобразований вычисляется спектрограмма и рассчитываются усредненные амплитудно-частотные параметры электромиографического сигнала. Суммарная электромиограмма и соответствующая спектрограмма выводятся на устройство отображения информации 10 в реальном режиме времени (фиг. 2-7), тем самым обеспечивая возможность биологической обратной связи. Амплитудно-частотные параметры электромиографического сигнала рассчитываются на заданном врачом (пользователем) интервале зарегистрированной электромиограммы и также выводятся на устройство отображения информации 10.

При этом аналого-цифровой преобразователь 5 представляет собой электронное устройство, преобразующее входной аналоговый сигнал в дискретный код (цифровой сигнал) [10]. Блок сегментации 6 представляет собой техническую реализацию математической процедуры сегментации по времени выборки, состоящей из  $N$ -отсчетов дискретного сигнала, с заданной величиной перекрытия выборок [11-14]. Блок оконного взвешивания 7 представляет собой техническую реализацию математической процедуры умножения выделенного сегмента на заданную оконную функцию [12-14]. Блок преобразования Фурье 8 представляет собой техническую реализацию алгоритма быстрого вычисления дискретного преобразования Фурье [13-14].

В режиме электростимуляции устройство работает следующим образом.

## BY 8500 U 2012.08.30

Врач (пользователь) задает требуемые параметры стимула с помощью блока ввода параметров стимулирующего сигнала 11. По окончании процедуры ввода параметров процессорный блок управления 9 обрабатывает введенную врачом (пользователем) информацию и производит запуск блока формирования стимулирующего сигнала 12. Сформированный сигнал воздействия поступает на усилитель стимулирующего сигнала 13, затем в блок контроля уровня стимулирующего сигнала 14. Далее коммутатор 2 осуществляет подачу сигнала электростимуляции на блок электродов 1. Подача сигнала на объект стимуляции продолжается на протяжении заданного врачом (пользователем) времени электростимуляции.

При этом блок контроля уровня стимулирующего сигнала 14 представляет собой техническую реализацию схемы защиты пациента от превышения максимально допустимого уровня сигнала [15].

В режиме адаптивной электростимуляции на основе суммарной электромиографии устройство работает следующим образом.

Отведение электрических потенциалов стимулируемой мышцы осуществляется с помощью блока электродов 1. Посредством коммутатора происходит поступление зарегистрированного сигнала электрической активности мышцы в блок усилителя электромиографического сигнала 3, а затем в блок фильтрации электромиографического сигнала 4. Последующая оцифровка усиленного и отфильтрованного сигнала электромиограммы выполняется с помощью аналого-цифрового преобразователя 5. Сигнал с выхода аналого-цифрового преобразователя 5  $n$ -ое число раз последовательно проходит блок сегментации 6, где происходит выделение участка сигнала электромиограммы, блок оконного взвешивания 7, где проводится процедура умножения выделенного участка сигнала электромиограммы на оконную функцию, блок преобразования Фурье 8, где производится быстрое преобразование Фурье. С выхода блока преобразования Фурье 8 информация поступает в процессорный блок управления 9, где на основе проведенных преобразований вычисляется спектрограмма и рассчитываются усредненные амплитудно-частотные параметры электромиографического сигнала. Результаты вычислений хранятся в процессорном блоке управления 9 и при проведении повторных сеансов электростимуляции сравниваются визуально (на основе спектрограмм) и количественно (на основе амплитудно-частотных параметров) с первоначальными результатами пользователя для оценки эффективности терапевтических мероприятий. Спектрограмма и амплитудно-частотные параметры электромиографического сигнала выводятся на устройство отображения информации 10 в виде текущих результатов, а также в виде результатов сравнения с исходными данными пользователя в случае проведения повторных сеансов электростимуляции.

Далее в процессорном блоке управления 9 осуществляется анализ полученного значения амплитудно-частотного коэффициента ЭМГ-сигнала (усредненный показатель отношения амплитуды к эффективной ширине спектра электромиограммы) [9] и пороговых величин нормы и патологии, характерных для исследуемой мышцы. В зависимости от результатов предусмотрены следующие режимы адаптивной электростимуляции:

- Величина амплитудно-частотного коэффициента, равная или превышающая порог нормы, свидетельствует о хорошем функциональном состоянии стимулируемой мышцы. В этом случае электростимуляция применяется для увеличения мышечной силы и процедура проводится в режиме тренировки, т.е. сигналами с высокой сократительной способностью (с максимальными миостимулирующими свойствами) [7].

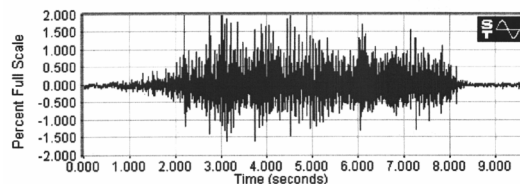
- Если величина амплитудно-частотного коэффициента меньше порога нормы, но равна или превышает порог существенных патологических изменений, то электростимуляция тканей проводится в режиме реабилитации. При этом используются сигналы со средней сократительной способностью [7].

- Величина амплитудно-частотного коэффициента, не превышающая порог существенных патологических изменений, свидетельствует о высокой степени поражения мыш-

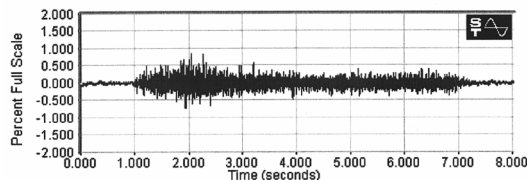
цы. В таких случаях необходимо применять сигналы электростимуляции с низкой сократительной способностью [7].

При этом предполагается, что: 1) состоянию нормы соответствуют усредненные показатели суммарной электромиограммы, зарегистрированной у здоровых лиц и отражающей суммарную активность большого числа двигательных единиц (фиг. 2, 5); 2) состоянию ослабленных тканей соответствуют усредненные показатели суммарной электромиограммы, зарегистрированной у пациентов с нарушениями двигательных функций и характеризующейся значительно сниженной, по сравнению с нормой, биоэлектрической активностью (фиг. 3, 6); 3) состоянию патологии соответствуют усредненные показатели суммарной электромиограммы, зарегистрированной у пациентов с высокой степенью патологических изменений в мышцах и состоящей из отдельных потенциалов действия двигательных единиц (фиг. 4, 7) или представляющей собой полное биоэлектрическое молчание.

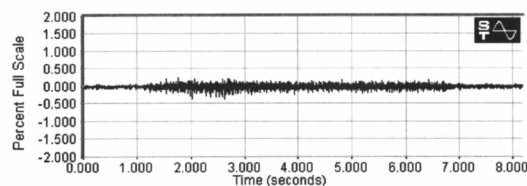
По итогам сравнения на устройство отображения информации 10 выводится сообщение о требуемом режиме адаптивной электростимуляции (режим тренировки, реабилитации или патологии) и рекомендуемые параметры стимула [16]. Далее врачу (пользователю) предлагается конкретизировать параметры стимула с помощью блока ввода параметров стимулирующего сигнала 11. Процессорный блок управления 9 осуществляет анализ параметров сигнала электростимуляции на предмет соответствия его миостимулирующих свойств выбранному режиму [16]. При получении отрицательного результата врачу (пользователю) предлагается скорректировать параметры стимула. В случае положительного результата производится запуск блока формирования стимулирующего сигнала 12. Сформированный сигнал воздействия поступает на усилитель стимулирующего сигнала 13, затем в блок контроля уровня стимулирующего сигнала 14. Далее коммутатор 2 осуществляет подачу сигнала электростимуляции на блок электродов 1. Подача сигнала на объект стимуляции продолжается на протяжении заданного врачом (пользователем) времени электростимуляции.



Фиг. 2

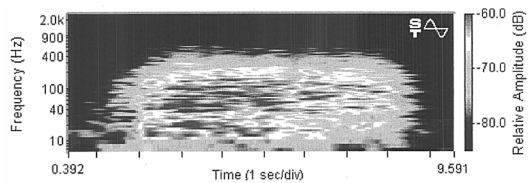


Фиг. 3

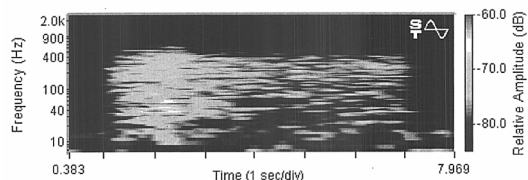


Фиг. 4

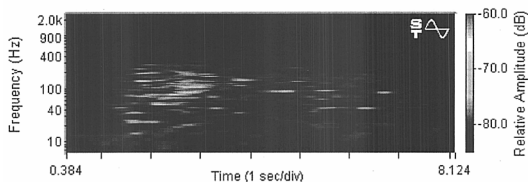




Фиг. 5



Фиг. 6



Фиг. 7