

**ОПИСАНИЕ
ПОЛЕЗНОЙ
МОДЕЛИ К
ПАТЕНТУ**
(12)

РЕСПУБЛИКА БЕЛАРУСЬ



НАЦИОНАЛЬНЫЙ ЦЕНТР
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ
СОБСТВЕННОСТИ

(19) **ВУ** (11) **7118**
(13) **U**
(46) **2011.04.30**
(51) МПК (2009)
A 61B 5/0488

(54)

УСТРОЙСТВО ЭЛЕКТРОМИОГРАФИИ

(21) Номер заявки: u 20100556
(22) 2010.06.15

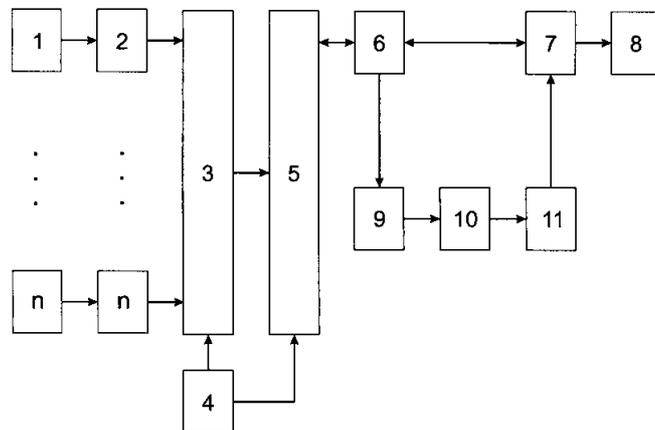
(71) Заявитель: Учреждение образования "Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники" (ВУ)

(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 электромиографии, содержащее n -пар входных электродов, входные усилители n -каналов, коммутатор, блок управления коммутатором, аналого-цифровой преобразователь, блок гальванической развязки, блок преобразования Фурье, вычислительное устройство, устройство отображения информации, причем электроды первого канала соединены с входом усилителя первого канала, выход которого соединен с первым входом коммутатора, электроды n -го канала соединены с входом усилителя n -го канала, выход которого соединен с n -м входом коммутатора, выход которого соединен с первым входом аналого-цифрового преобразователя, а $(n + 1)$ -й вход - с первым выходом устройства управления коммутатором, второй выход которого соединен со вторым входом аналого-цифрового преобразователя, третий вход которого соединен с первым выходом блока гальванической развязки, а выход - с первым входом блока гальванической развязки, второй



Фиг. 1

ВУ 7118 U 2011.04.30

вход которого соединен с первым выходом вычислительного устройства, а второй выход - с первым входом вычислительного устройства, второй выход которого соединен с входом устройства отображения информации, выход блока преобразования Фурье соединен со вторым входом вычислительного устройства, **отличающееся** тем, что дополнительно содержит блок оконного взвешивания, блок сегментации, вход которого соединен с третьим выходом блока гальванической развязки, а выход - с входом блока оконного взвешивания, выход которого соединен с входом блока преобразования Фурье.

(56)

1. Кулыгина Л.А., Боковенко М.В. Диагностические измерения в медико-биологических электронных системах. - СПб.: ГУАП, 2007. - 56 с.
2. Зайченко К.В., Жаринов О.О., Кулин А.Н., Кулыгина Л.А., Орлов А.П. Съём и обработка биоэлектрических сигналов : Учеб. пособие / Под ред. К.В. Зайченко. - СПб.: СПбГУАП, 2001. - 140 с.
3. Регистратор поверхностных электромиограмм "Миомонитор" ЗАО ОКБ "РИТМ" [Электронный ресурс]. - 2010. - Режим доступа: <http://scenar.com.ru/production/miomonitor/index.htm>. - Дата доступа: 3.05.2010.
4. Техническое задание на поставку Комплекса аппаратно-программного регистрации и анализа биоэлектрической активности мышц "Нейро-КМ - Нейромиограф" НМФ "Статокин" [Электронный ресурс]. - 2010. - Режим доступа: <http://www.statokyn.ru/> - Дата доступа: 3.05.2010.
5. Спецификация поставки аппаратно-программного комплекса "Нейромиограф" НМФ "Статокин" [Электронный ресурс]. - 2010. - Режим доступа: <http://www.statokyn.ru/> - Дата доступа: 3.05.2010.
6. Райгайя Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. - М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. - 440 с.
7. Николаев С.Г. Компьютерная электромиография в диагностике нервных болезней / С.Г. Николаев // Владимирский медицинский вестник. - Владимир. - 1996. - Т. 3-4. - С. 392-398.
8. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов. Учебник для вузов. СПб.: Питер, 2006. - 751 с.
9. Сидоренко А.В., Ходулев В.И., Селицкий А.П. Нелинейный анализ электромиограмм // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. - 2006. - № 11. - С. 53-59.
10. Akay M. Time-frequency representations of signals. Detection and estimation methods for biomedical signals // San Diego: Academic Press, 1996. - P. 111-152.
11. Mitsuo Hosokawa, Satoshi Hasebe, Hiroshi Ohtsuki, Yozo Tsuchida. Time-Frequency Analysis of Electronystagmogram Signals in Patients with Congenital Nystagmus // Japanese Ophthalmological Society, 2004. - P. 48:262-267.
12. Kaipio, Jari. Simulation and Estimation of Nonstationary EEG // Kuopio University Publications C. Natural and Environmental Sciences 40, 1996. - 110 p.
13. Lin ZY, Chen DZ. Time-frequency representation of the electrogastrogram - application of the exponential distributions // IEEE Trans Biomed Eng, 1994. - P. 41:267-275.
14. Серегин, Н.И. Особенности использования дискретного преобразования Фурье при спектральном анализе. Учебное электронное текстовое издание. - Екатеринбург, 2006. - 36 с.
15. Рабинер Л.Р., Гоулд Б. Теория и применение цифровой обработки сигналов. - М.: Мир, 1978. - 848 с.

Полезная модель относится к медицинской технике и может быть использована для регистрации и анализа интерференционных электромиограмм в диагностике нервно-мышечной системы.

Известно устройство электромиографии [1], содержащее входные электроды, усилительный блок, осциллоскоп, интегратор электромиограмм (ЭМГ), вычислительное устройство, устройство вывода информации. Интегратор ЭМГ служит для суммирования ЭМГ-сигнала с последующим расчетом в вычислительном блоке среднего интеграла кривой, отнесенного к секундной реализации, и изменения этого значения в процессе регистрации. Данное устройство имеет диагностическое значение в выборе мышц для направленной тренировки и в оценке эффективности лечебных мероприятий при поражениях нервно-мышечного аппарата [2], однако характеризуется сравнительно низкой информативностью, так как не позволяет оценить диапазон амплитуд, а также степень насыщенности ЭМГ-сигнала потенциалами, что обнаруживается только при анализе частотного состава ЭМГ-сигнала.

Известно устройство электромиографии [3], содержащее входные электроды, входные усилители, многоканальный аналого-цифровой преобразователь, блок выделения огибающих ЭМГ, вычислительное устройство, устройство вывода информации. Устройство предназначено для регистрации и последующей автоматической обработки огибающих интерференционных электромиограмм с целью определения их амплитудно-временных характеристик и позволяет получить необходимую информацию об оптимальном выполнении двигательного акта пациента и координации мышц, участвующих в его реализации. Однако данное устройство не позволяет провести частотный анализ ЭМГ-сигнала.

Наиболее близким к предлагаемой полезной модели является устройство электромиографии [4, 5], содержащее входные электроды, входные усилители, коммутатор, блок управления коммутатором, аналого-цифровой преобразователь, блок гальванической развязки, блок преобразования Фурье, вычислительный блок, устройство отображения информации. В блоке преобразования Фурье производится вычисление спектра мощности интерференционной ЭМГ, а тем самым реализуется возможность спектрального (частотного) анализа ЭМГ-сигнала. Вычислительный блок позволяет рассчитывать стандартные статистические параметры ЭМГ-сигнала (средняя амплитуда, максимальная амплитуда, средняя частота), а также количество "поворотов" ("турнов") интерференционной кривой и их среднюю амплитуду за единицу времени (турн-амплитудный анализ). Вышеуказанные методы анализа рассматривают ЭМГ-сигналы как линейные стационарные, что не позволяет в полной мере охарактеризовать их естественную частотно-временную структуру и динамику параметров в течение всего периода регистрации. Так, спектральный анализ не дает информации о локализации частотных компонент сигнала во времени [6], что наряду с недостаточно проработанной теоретической и методической базой делает затруднительной диагностику на основе данного метода [2, 7]. Статистические характеристики стационарных сигналов одинаковы во всех временных сечениях [6, 8], а частотное наполнение не меняется во времени [6]. Биомедицинские сигналы не удовлетворяют данным условиям и являются нестационарными [6, 9-13], что предусматривает существенное изменение их характеристик во времени. Параметры и преобразования сигнала, рассчитанные за весь интервал регистрации, сглаживают эти изменения. Качественный и количественный анализ нестационарного по своей природе ЭМГ-сигнала целесообразно проводить методом частотно-временной обработки. В связи с этим недостатком данного устройства является отсутствие возможности частотно-временной обработки интерференционных электромиограмм.

Задачей настоящей полезной модели является повышение информативности диагностики методом интерференционной электромиографии, а также увеличение возможностей визуальной оценки интерференционных электромиограмм посредством их частотно-временной обработки в режиме реального времени.

BY 7118 U 2011.04.30

Указанная задача достигается тем, что в устройство электромиографии, содержащее n -пар входных электродов, входные усилители n -каналов, коммутатор, блок управления коммутатором, аналого-цифровой преобразователь, блок гальванической развязки, блок преобразования Фурье, вычислительное устройство, устройство отображения информации, причем электроды первого канала соединены с входом усилителя первого канала, выход которого соединен с первым входом коммутатора, электроды n -го канала соединены с входом усилителя n -го канала, выход которого соединен с n -м входом коммутатора, выход которого соединен с первым входом аналого-цифрового преобразователя, а $(n + 1)$ -й вход - с первым выходом устройства управления коммутатором, второй выход которого соединен со вторым входом аналого-цифрового преобразователя, третий вход которого соединен с первым выходом блока гальванической развязки, а выход - с первым входом блока гальванической развязки, второй вход которого соединен с первым выходом вычислительного устройства, а второй выход - с первым входом вычислительного устройства, второй выход которого соединен с входом устройства отображения информации, выход блока преобразования Фурье соединен со вторым входом вычислительного устройства, дополнительно введены блок оконного взвешивания, блок сегментации, вход которого соединен с третьим выходом блока гальванической развязки, а выход - с входом блока оконного взвешивания, выход которого соединен с входом блока преобразования Фурье.

Сущность заявляемой полезной модели заключается в том, что предлагаемое устройство электромиографии позволяет производить частотно-временную обработку интерференционных электромиограмм путем вычисления спектрограммы в вычислительном устройстве на основе информации, полученной в результате повторения m -го числа раз следующего цикла: выделения участка сигнала в блоке сегментации, проведения процедуры умножения на оконную функцию в блоке оконного взвешивания, преобразования Фурье в блоке преобразования Фурье. Таким образом, указанная задача достигается введением блока сегментации, блока оконного взвешивания.

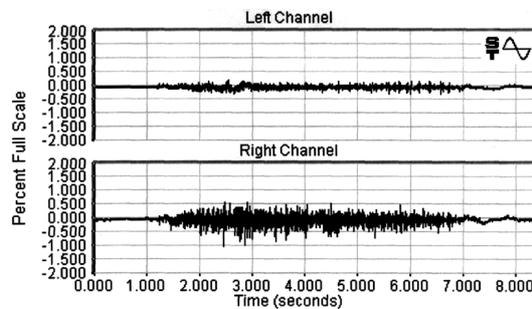
Предложение иллюстрируется следующими чертежами. На фиг. 1 представлена структурная схема устройства электромиографии, на фиг. 2 приведены интерференционные электромиограммы мышцы *m. gastrocnemius* левой (Left channel - верхняя кривая) и правой (Right channel - нижняя кривая) нижних конечностей пациента П.З. с патологией левого коленного сустава до консервативного лечения, на фиг. 3 - спектрограммы, соответствующие электромиограммам на фиг. 2, на фиг. 4 приведены интерференционные электромиограммы мышцы *m. gastrocnemius* левой (Left channel - верхняя кривая) и правой (Right channel - нижняя кривая) нижних конечностей пациента П.З. с патологией левого коленного сустава после консервативного лечения, на фиг. 5 - спектрограммы, соответствующие электромиограммам на фиг. 4.

Устройство электромиографии (фиг. 1) содержит входные электроды 1 первого канала, соединенные с входом усилителя 2 первого канала, выход которого соединен с первым входом коммутатора 3, входные электроды n -го канала, соединенные с входом усилителя n -го канала, выход которого соединен с n -м входом коммутатора 3, выход которого соединен с первым входом аналого-цифрового преобразователя 5, а $(n + 1)$ -й вход - с первым выходом устройства управления коммутатором 4, второй выход которого соединен со вторым входом аналого-цифрового преобразователя 5, третий вход которого соединен с первым выходом блока гальванической развязки 6, а выход - с первым входом блока гальванической развязки 6, второй вход которого соединен с первым выходом вычислительного устройства 7, а второй выход - с первым входом вычислительного устройства 7, второй выход которого соединен с входом устройства отображения информации 8, третий выход блока гальванической развязки 6 соединен с входом блока сегментации 9, выход которого соединен с входом блока оконного взвешивания 10, выход которого соединен с входом блока преобразования Фурье 11, выход которого соединен со вторым входом вычислительного устройства 7.

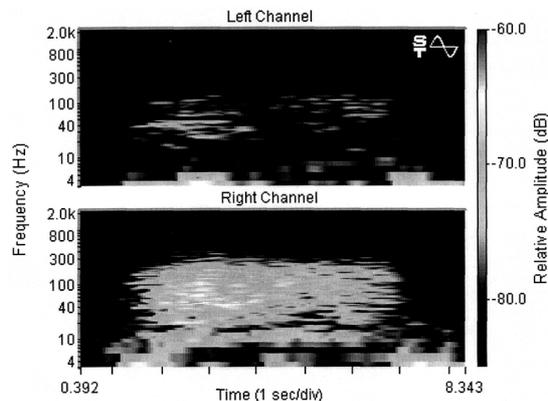
ВУ 7118 U 2011.04.30

Устройство электромиографии работает следующим образом.

Отведение электрических потенциалов исследуемых мышц осуществляется с помощью n -пар входных электродов 1. При этом количество входных электродов $n \geq 1$ и выбирается исходя из числа диагностируемых на основе интерференционной электромиографии мышечных групп. Зарегистрированные сигналы электрической активности мышц подвергаются усилению и фильтрации при помощи n входных усилителей 2. Усиленный и отфильтрованный сигнал поступает на коммутатор 3. Посредством блока управления коммутатором 4 происходит поочередное поступление сигналов на вход аналого-цифрового преобразователя 5 и их преобразование в цифровую форму. Далее оцифрованный сигнал проходит через блок гальванической развязки 6, обеспечивающий необходимый уровень безопасности пациента. С одного выхода гальванической развязки 6 сигнал поступает на вычислительное устройство 7, где имеется возможность расчета стандартных статистических параметров ЭМГ-сигнала (средняя амплитуда, максимальная амплитуда, средняя частота), а также количества "поворотов" ("турнов") интерференционной кривой и их средней амплитуды за единицу времени (турн-амплитудный анализ). Сигнал с другого выхода гальванической развязки 6 m -ое число раз последовательно проходит блок сегментации 9, где происходит выделение участка сигнала, блок оконного взвешивания 10, где проводится процедура умножения выделенного участка сигнала на оконную функцию, блок преобразования Фурье 11, где производится преобразование Фурье. Далее информация поступает в вычислительное устройство 7, где на основе проведенных преобразований вычисляется спектрограмма. Результаты вычислений отображаются на устройстве отображения информации 8. При этом блок сегментации 9 представляет собой техническую реализацию математической процедуры сегментации по времени выборки, состоящей из N -отсчетов исходного сигнала, с заданной величиной перекрытия выборок [8, 14]; а блок оконного взвешивания 10 - техническую реализацию математической процедуры умножения выделенного сегмента на заданную оконную функцию [14, 15].

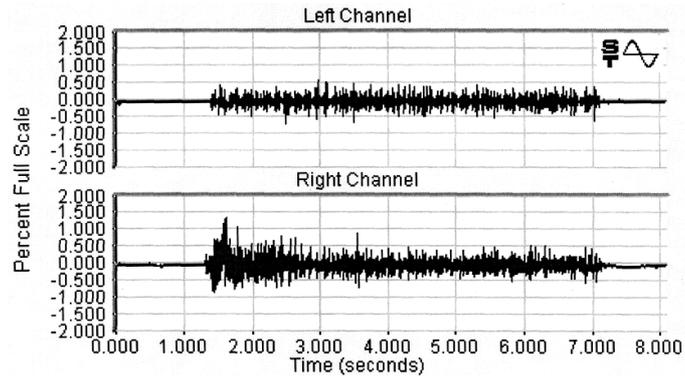


Фиг. 2

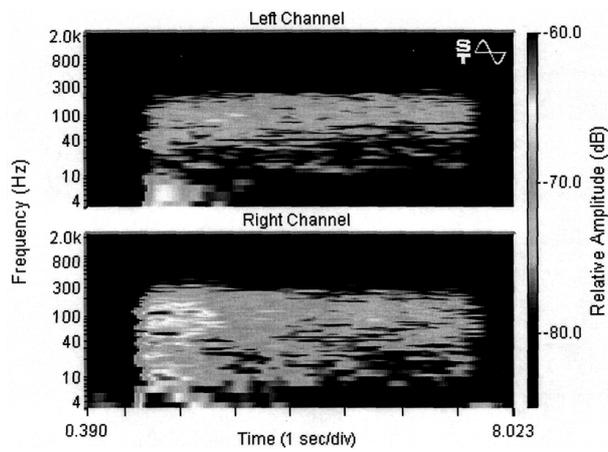


Фиг. 3

BY 7118 U 2011.04.30



Фиг. 4



Фиг. 5