

Балыбердин Валерий Алексеевич

Центральный научно-исследовательский институт Минобороны РФ.

E-mail: ambelevtsev@yandex.ru.

141006, Московская область, г. Мытищи.

Тел.: +79162386854.

Белевцев Андрей Михайлович

Тел.: +79037691788.

Степанов Олег Алексеевич

Тел.: 89165095834.

Baliberdin Valeriy Aekseeich

Central scientific research institute of Ministry of Defence of the Russian Federation.

E-mail: ambelevtsev@yandex.ru.

Moscow area, Mitishi, 141006, Russia.

Phone: +79162386854.

Belevtsev Andrey Mihaylovich

Phone: +79037691788.

Stepanov Oleg Alexeevich

Phone: +79165095834.

УДК 281.23

А.Ф. Бабякин, А.Н. Можельский, В.В. Котляров, Л.М. Бабина, В.Л. Сахаров**АППАРАТНЫЕ И ПРОГРАММНЫЕ СРЕДСТВА СИСТЕМЫ
КИНЕЗИОЛОГИЧЕСКОГО АНАЛИЗА**

В современных медицинских технологиях по изучению нейро-мышечного аппарата используются методы оценки синхронной активности мышц при осуществлении произвольных движений и в покое. Данный метод нашел отражение в кинезиологическом подходе в неврологии при оценке характера и степени выраженности двигательных дефектов при двигательной патологии, в нейрореабилитации, в прикладной кинезиологии в структуре мануальной медицины и вертеброневрологии, в ортопедии и спортивной медицине.

Нейро-мышечный аппарат; кинезиологический подход; метод.

A.F. Babyakin, A.N. Mozhel'skiy, V.V. Kotlyarov, L.M. Babina, V.L. Sugarov**EQUIPMENT ROOMS AND SOFTWARE OF SYSTEM
OF THE KINEZIOLOGICHESKY ANALYSIS**

In modern medical technologies on the study of neuro-myshechnogo vehicle the methods of estimation of synchronous activity of muscles are used during realization of autokinesias and at peace. This method found a reflection in kineziologicheskoy approach in neurology at the estimation of character and degree of expressed of motive defects at motive pathology, in a neyroreabilitacii, in applied kineziologii in the structure of manual'noy medicine and vertebronevrologii, in an orthopaedy and sporting medicine.

Neyro-myshechnogo vehicle; kineziologicheskoy approach; method.

Кинезиологическая система базируется прежде всего на электромиографическом принципе регистрации сигналов. Для чего мы в течение последних лет сформировали медико-техническое обоснование структуры данных приборов. Нам уда-

лось разработать совмещенную систему для проведения в реальном времени количественной миографии и актографии на основе датчиков трехвекторного анализа движений (акселерометрия) и видеоанализа движений. Система поострена на модульном состоит из двух принципиальных программно-аппаратных блоков: 4-канальный миограф и блок акселерометра с функцией длительного мониторинга и обработки информации.

Электронейромиографы относятся к классу приборов, позволяющих диагностировать нервную и мышечную деятельность человека, т.е. являются нейрофизиологическими приборами. Современный электромиограф представляет собой аппаратно-программный комплекс, в котором аппаратура выполняет функции взаимодействия с пациентом, а программные средства необходимы для реализации алгоритмов обработки сигнала, его отображения и выполнения сервисных функций, необходимых врачу-нейрофизиологу. Программные средства также можно разделить на прикладные и низкого уровня.

Второй модуль данной системы представляет собой датчик акселерометрии движения, работающий в трех плоскостях и описывающий угловые и скоростные пространственные перемещения конечности или движущейся мышцы. Прикладная программа позволяет в простой визуальной форме получить отображение актограммы сопряженная с синхронной мышечной активностью.

При разработке электромиографа стоит учитывать следующие особенности:

1. Сравнительно высокая полоса пропускания по аналоговому каналу по сравнению с другими электрофизиологическими системами. Для электромиографа она должна быть не менее 10 кГц. Соответственно и достаточно высокая частота дискретизации. Для корректной оцифровки сигнала она должна быть не менее 40 кГц на канал.

2. Обеспечение одновременного отображения данных по 4-каналам с указанной частотой дискретизации. Это требует использования достаточно скоростных интерфейсов связи между аппаратными средствами и компьютером.

3. Одновременное с выводом сигнала управление несколькими видами стимуляторов. Для электромиографии и, особенно, вызванных потенциалов, которые также регистрируются с помощью электромиографа, необходима одновременная с регистрацией сигнала управление либо электростимулятором, либо световым стимулятором, либо звуковым стимулятором, либо стимулятором «шахматное поле».

4. Использование высокоразрядных фильтров нижних и верхних частот для формирования необходимой частотной полосы пропускания, а также режекторных фильтров для подавления синфазной помехи.

5. Параллельное с отображением сигнала звуковое сопровождение регистрируемой электромиограммы.

Такие особенности накладывают определенные требования к аппаратным средствам электромиографов, которые рассмотрим далее, вначале применительно к перечисленным возможностям, а потом и ко всему комплексу в целом.

Как было отмечено выше, минимально допустимая частота дискретизации для электромиографа составляет 40 кГц по одному каналу. Возможен вариант одновременного 4-канального ввода электромиограммы. Соответственно общая частота дискретизации будет составлять не менее 160 кГц. Учитывая, что большинство функций по обработке сигнала, к которым относятся цифровое переключение чувствительности, фильтрация нижних и верхних частот, а также режекторная фильтрация целесообразно выполнять непосредственно с оцифрованным сигналом, то важное значение играет разрядность представляемых данных. Физически максимальное количество разрядов, которое могут дать пригодные для использования в электромиографах АЦП, составляет 24 разряда. Опыт использования раз-

личных фильтров позволяет сказать, что для обеспечения нужной точности представления данных после фильтрации необходимо минимум 32 разряда данных. Итак, общий поток данных должен передаваться в компьютер со скоростью не менее 640 Кбайт в секунду, что соответствует около 8 Мбит в секунду. Из стандартных интерфейсов связи, который в настоящий момент имеются у персональных компьютеров, только два могут обеспечить нужную скорость обмена данными – это Ethernet и USB. Предпочтительным среди данных интерфейсов является USB, поскольку, во-первых, интерфейсов USB у компьютера, как правило, несколько, во-вторых, организация гальванической развязки по интерфейсу USB проще и, в-третьих, появляется возможность отказаться от питания 220 В, используя питание через интерфейс USB, ограничение только в потребляющем токе электромиографа, который должен быть не более 500 мА.

Исходя из приведенных требований к разработке электромиографа и рекомендуемого интерфейса, можно представить структуру аппаратных средств системы на примере разработки научно-медицинской фирмы «Нейротех».

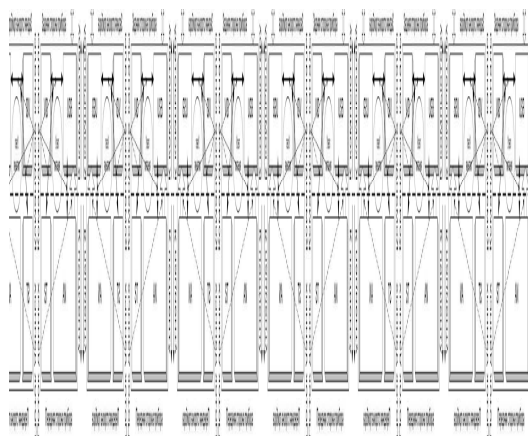


Рис. 1. Блок-схема аппаратной части электромиографа

Приведенная структура электромиографа состоит из 4 основных узлов: узел интерфейса USB (USB), аналоговый узел (AN), узел управления звуковым и световым стимуляторами (ST), узел стимулятора «шахматное поле» (VID). Все узлы прибора взаимно гальванически развязаны. Узлы USB и VID расположены около задней стенки прибора. Эти узлы относятся к потенциально опасным для пациента. Узлы AN и ST расположены около передней стенки прибора. Эти узлы могут иметь контакт с пациентом и имеют гальваническую развязку по отношению к потенциально опасным узлам в соответствии с нормами для медицинских приборов данного класса.

От узла AN к узлу USB идет высокоскоростной поток данных с информацией, регистрируемой четырьмя миографическими каналами. Узел USB имеет двунаправленные командные каналы связи со всеми остальными узлами. Вся информация от компьютера поступает только на узел USB, и только затем уже этот узел может ретранслировать информацию на остальные блоки. Прибор подключается к компьютеру через интерфейс USB стандартным кабелем.

Управление электромиографом полностью программное с помощью специально разработанной системной библиотеки, оформленной в виде dll. Основными функциями библиотеки являются:

- ◆ открытие канала связи и инициализация всех узлов электромиографа;

- ◆ освобождение канала связи и выключение всех узлов прибора;
- ◆ включение/выключение передачи данных по выбранному каналу или по всем каналам;
- ◆ задание верхней и нижней полос пропускания сигнала в режиме регистрации;
- ◆ задание верхней и нижней полос пропускания в режиме останова;
- ◆ включение/выключение режекторных фильтров на 50, 100 и 150 Гц, для подавления синфазной помехи и ее гармоник;
- ◆ задание параметров озвучивания электромиограммы (громкость в дБ);
- ◆ выбор типа стимулятора;
- ◆ задание параметров электростимулятора (ток, длительность импульса);
- ◆ задание параметров фоностимулятора (громкость, длительность импульса, частота заполнения);
- ◆ задание параметров фотостимулятора (яркость, длительность светового импульса).

Библиотека содержит API совместимые (WinAPI) функции, необходимые для взаимодействия прикладной программы с прибором. Доступ к ним осуществлен в пользовательском режиме при работе с прикладной программой. Принцип взаимодействия функций при работе с сигналом электромиограммы показан на рис. 2.

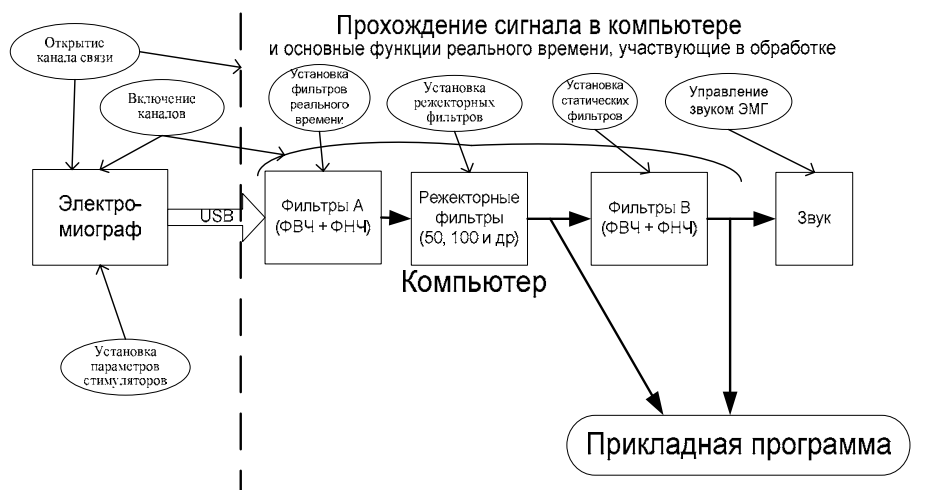


Рис. 2. Принцип обработки сигнала в электромиографической системе

Прикладная программа, помимо функций взаимодействия с прибором, реализует также медицинские методики обработки электромиограммы. Основными методиками, реализованными в данной системе, являются:

- ◆ анализ интерференционной, спонтанной, интегральной электромиограммы;
- ◆ турн-амплитудный анализ;
- ◆ анализ потенциалов двигательных единиц;
- ◆ расчет скорости проведения импульсов по двигательным (проксимальным и дистальным участкам) и чувствительным нервам;
- ◆ определение характеристик F-волны;
- ◆ анализ H-рефлекса, мигательного рефлекса;
- ◆ анализ декремента М-ответа на ритмическую стимуляцию и тетанизацию;
- ◆ анализ реципрокности;

- ◆ регистрация и анализ соматосенсорных, акустических, зрительных вызванных потенциалов, в том числе и на основе шахматного паттерна;
- ◆ анализ жевательной и мимической ЭМГ.

В прикладной программе реализован принцип модульности, суть которого в том, что каждая методика представляет собой отдельную программу. Имеется дизайн-методик, разработанный таким образом, чтобы каждый пользователь смог самостоятельно создать свою программу по реализации какой-либо методики, если ее нет в базовой версии прикладной программы.

Бабякин Александр Федорович

ФГУ «Пятигорский Государственный НИИ Курортологии» ФМБА России.

E-mail: it@kmv-niikurort.ru

357501, г. Пятигорск, пр. Кирова, 30.

Тел.: 88793330661.

Можельский Андрей Николаевич

Котляров Валерий Викторович

Бабина Людмила Михайловна

Сахаров Вадим Леонидович

Специальное конструкторское бюро «РИТМ» Южного федерального университета.

E-mail: main@ritm.tsure.ru.

347900, г. Таганрог, ул. Петровская, 99.

Тел.: 88634311933.

Babyakin Alexandr Fedorovich

FGU "Fivemountainous State NII of Kurortologii" of FMBA of Russia.

E-mail: it@kmv-niikurort.ru.

30, Kirova pr., Pyatigorsk, 357501, Russia.

Phone: +78634311933.

Mozhel'skiy Andrey Nikolaevich

Kotlyarov Valeriy Viktorovich

Babina Ludmila Mihaylovna

Sakharov Vadim Leonidovich

Specialized Design Bureau "RITM" Southern Federal University.

E-mail: main@ritm.tsure.ru.

99, Petrovskay street, Taganrog, 347900, Russia.

Phone: +78634311933.

УДК 681.23

А.Н. Можельский

**ОСОБЕННОСТИ ВХОДНЫХ ЦЕПЕЙ МОБИЛЬНЫХ МИОГРАФОВ
ДЛЯ СПОРТСМЕНОВ**

В данной статье рассматриваются особенности измерения миограммы, типы электродов и влияние этих факторов на проектирование входных цепей мобильных миографов. Рассмотрены типы помех, искажающих сигнал, схемы наложения электродов. Показаны положительные стороны применения инструментальных усилителей во входных каскадах миографов.

Миограф; мобильность; спортивная медицина; входные аналоговые цепи.