

ЭЛЕКТРОННЫЙ КОМПЬЮТЕРНЫЙ МИОГРАФ

Калакутский Л.И., Абрамов Д.А., Белянин Ф.А., Никонов А.В.

Важным направлением в диагностике опорно-двигательного аппарата является измерение параметров биоэлектрической активности мышц – электронейромиография. Целью настоящей работы является создание аппаратно-программных средств регистрации и оценки параметров электромиографического сигнала (ЭМГС), снимаемого с поверхностных электродов.

Электронейромиография (ЭМГ) – метод, основанный на регистрации и анализе биологической активности мышечных и периферических нервных волокон, как спонтанной так и обусловленной электрической стимуляцией нерва или мышцы. Электронейромиографическому исследованию доступны практически все отделы периферической нервной системы и скелетной мускулатуры /1/.

ЭМГС складывается из совокупности биоэлектрических процессов, проходящих в мышце и распространяющихся по ней как по электрическому проводнику. Результатом напряжения мышечных волокон является возникновение разностей потенциалов, которые регистрируются аппаратами.

Различают два метода регистрации ЭМГС:

- Точечная электромиография: используются игольчатые электроды, которые вводятся под кожу. Применяется для исследования локальных зон и отдельных мышечных волокон.
- Суммарная электромиография: используются накожные электроды, представляющие собой проводящие пластины, накладываемые в проекции исследуемых мышц /2/.

В соответствии с задачами исследования, касающимися изучения активности скелетной мускулатуры, в данной работе был выбран второй метод.

Комплекс для регистрации электромиографического сигнала включает в себя аппаратную часть, предназначенную для регистрации физиологической информации и персональный компьютер (ПК) для обработки сигнала, хранения и отображения данных. Аппаратура содержит первичный преобразователь ЭМГС, регистрируемого с поверхности тела пациента при помощи электродов, устройство для предварительной обработки и преобразования сигнала с целью передачи его в персональный компьютер.



Рисунок 1 – Функциональная схема электронного-компьютерного миографа

К современным электронейромиографическим установкам предъявляются требования по точности измерений, высокому коэффициенту усиления и коэффициенту подавления синфазной помехи, низкому уровню шумов, электробезопасности [3]. Принципиальным требованием является необходимость регистрации и обработки сигнала в реальном масштабе времени. Вследствие этого основными условиями к каналу связи с ПК являются: минимальная потеря информации и обеспечение необходимого быстродействия.

Существуют различные способы подключения периферийного устройства к ПК. Наиболее универсальным и распространенным является интерфейс RS-232, который удовлетворяет как по скорости передачи информации, так и по простоте создания электрической развязки. Преобразование сигнала в цифровую форму подразумевает наличие аналогово-цифрового преобразователя. Так как осуществляется лишь визуальная оценка электромиографической кривой, то использование 8-ми разрядного АЦП вполне оправдано.

Первичный преобразователь ЭМГС включает в себя инструментальный усилитель, активный подавитель синфазной помехи и два каскада усиления переменного напряжения.

Функциональная схема устройства приведена на рисунке 1. Сигналы с электродов через ФНЧ (частота среза 600 Гц), поступают на входы инструментального усилителя с коэффициентом усиления равным 5 и собственными шумами, приведенными ко входу, не более 15 мкВ. В схему инструментального усилителя включен активный подавитель с коэффициентом передачи 10, который уменьшает синфазную помеху, возникающую в цепи электродов вследствие влияния электромагнитных помех. Каскады усиления переменного напряжения собраны по схеме неинвертирующего усилителя с емкостной обратной связью. При усилении осуществляется частотная фильтрация сигнала. Коэффициенты усиления двух

каскадов составляют 10 и 25. Таким образом, общее усиление устройства составляет 1500.

Микроконтроллер AT89C51, тактируемый кварцевым резонатором на частоте 12 МГц, управляет работой АЦП и осуществляет непрерывную передачу данных в ПК через встроенный последовательный приемопередатчик. Эксперименты показали, что частота дискретизации, равная 600 Гц, является оптимальной с точки зрения информативности сигнала и минимизации вычислительных затрат.

В процессе испытания аппаратуры были использованы накожные электроды двух типов: жесткие многоразовые электроды с присосками, изготовленные из неокисляемых сплавов, и одноразовые мягкие электроды итальянской фирмы Felichita. Предпочтение отдано вторым, так как в результате напряжения мышц и смещения кожи, у них практически не изменяется качество контакта электрод-кожа. Электроды присоединяются к устройству экранированными кабелями длиной до 2 м.

Для уменьшения влияния электромагнитных помех питающей сети, в конструкцию устройства введено экранирование силовых кабелей, блока питания и усилителя, что значительно улучшило отношение сигнал/шум в тракте усиления.

Программа ПК осуществляет чтение данных со скоростью 7200 бит/с, фильтрацию, обработку, отображение на экран и сохранение в файл.

Удаление сетевой наводки осуществляется программным путем, с помощью одного из двух цифровых фильтров:

- адаптивного компенсатора сетевой помехи;
- заграждающего фильтра высокого порядка;

Испытания показали, что с этой задачей лучше справляется заграждающий фильтр с полосой заграждения 46-54 Гц. С помощью ФВЧ (частота среза 4 Гц) производится удаление постоянной составляющей и НЧ помех.

Электромиографический сигнал представлен в графическом режиме с разрешением 640x480 пикселей с частотой горизонтальной развертки 0.66 Гц. Обновление экрана происходит за 1.5 секунды, и на нем вмещается весь цикл напряжения и расслабления мышцы. Разрешение по вертикальной оси зависит от амплитуды сигнала и может выбираться автоматически. На рисунке 2 показаны электромиографические сигналы, зарегистрированные с трицепса и бицепса руки (соответственно сверху и снизу).

Для получения диагностической информации о состоянии мышц необходима количественная оценка паттерна электромиографической кривой:

1. Оценка частоты следования спайков активности: число пересечения с нулевой линией или частота следования спайков. Частота связа-

на со степенью напряженности мышцы и лежит в диапазоне 1..170 Гц. Здесь возможен анализ спектра и определение средней частоты.

2. Оценка амплитуды интерференционной ЭМГ, которая вычисляется как средняя за выбранное время (больше 10 с).

3. Оценка амплитуды огибающей путем интегрирования, так как площадь является наиболее адекватной мерой электрической активности мышц /4/.

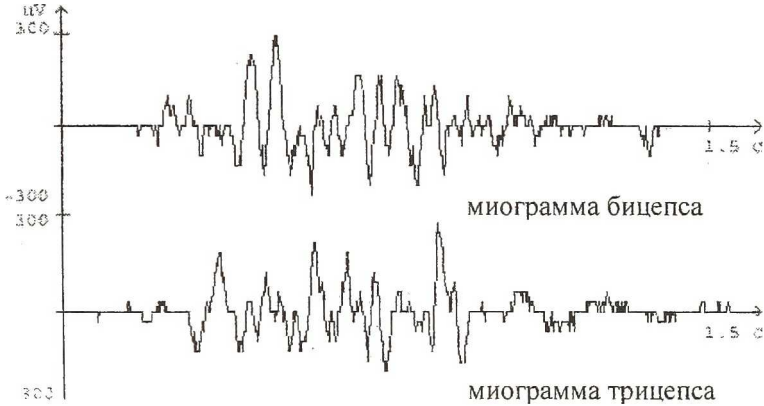


Рисунок 2 – Зарегистрированные электромиографические сигналы

Для исследования вызванной электрической активности мышц желательна синхронизированная работа электромиографа и электростимулятора /5/, а также наличие нескольких каналов для исследования мышц антагонистов /6/.

Разработанная аппаратура позволяет осуществлять оценку состояния мышечных структур, отражающую степень напряженности мышцы. В результате исследования реакции мускулатуры на внешнее воздействие различной силы и направления определяется тонус мышечных тканей, являющийся важным диагностическим критерием в ЭМГ /7/.

Список использованных источников

1. Гехт Б.М. Теоретическая и клиническая электромиография, Л.: Наука, 1990. - 189 с.
2. Бадалян Л.О., Скворцов И.А. Клиническая электронейромиография. М.: Медицина, 1986. – 368 с.
3. Гладков А.А. Теоретические основы электромиографии. Л.: Наука, 1975. - 180 с.
4. Бабкин П.С., Гехт Б.М., Полуказаков С.Н. Автоматический анализ игольчатой ЭМГ в диагностике нейро-мышечных заболеваний // Невропатология и психиатрия – 1986. - №11. С 1623-1628.
5. Коуэн Х., Брумлик Дж. Руководство по электромиографии и электродиагностике. М.: Медицина, 1975. – 188 с.
6. Персон Р.С. Мышцы антагонисты в движениях человека. М.: Наука, 1965. – 112 с.
7. Гехт Б.М., Касаткина Л.Ф., Самойлов М.И., Санадзе А.Г. Электромиография в диагностике нервно-мышечных заболеваний. Таганрог: ТРТУ, 1997. - 370 с.