

- ◆ 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.*

A.N. Mojelskyi

## FEATURES OF MOBILE MIOGRAPHS INPUT CIRCUITS FOR SPORTSMEN

*This article covers the features of EMG acquisition, electrode types and their influence on developing mobile miograph's input circuits. Types of noise covered and schemes of electrodes usage. Positive sides of instrumentation amplifiers in input circuits of miograph are shown.*

*Miograph; mobility; sport medicine; input analogue circuits.*

Современный спорт требует максимальной отдачи всех ресурсов организма при выполнении спортивной задачи, особенно мышечной системы как основной исполняющей системы, и нервной системы, как основной управляющей системы. Основным средством наблюдения за качеством работы обеих систем и оценки их взаимодействия служит миография.

В настоящее время большинство спортивных учреждений не могут приобрести компактный и пригодный для использования в спорте миограф из-за их отсутствия на рынке. На рынке широко представлены холтеровские мониторы ЭКГ и ЭЭГ с количеством отведений, доходящих до 16.

Однако ЭМГ монитор для спортсмена – это прибор, существенно отличающийся от ЭКГ и ЭЭГ мониторов. Это, прежде всего, связано с особенностями ЭМГ сигнала и особенностями применения этого прибора в спорте. Основное «оружие» спортсмена – мышца, от качества ее работы зависит спортивный результат. Функциональным элементом скелетной мышцы является мышечное волокно. Сокращение мышечного волокна происходит в результате прихода к нему возбуждения по двигательным нервным волокнам.

В состоянии покоя имеется поляризация мембраны мышечного волокна, составляющая около 90 мВ [2]. Эта разность потенциалов обусловлена различиями концентрации ионов натрия, калия, кальция, хлора и др. во внутриклеточной и межклеточной жидкостях. Последовательность деполяризации, инверсии потенциала и реполяризации клеточной мембраны миоцита носит название «потенциал действия мышечного волокна» [3]. При внутриклеточной регистрации потенциал действия выглядит как положительный пик, состоящий из быстрой деполяризации, длящейся около 1 мс, быстрой реполяризации, представляющей собой возвращение потенциала почти до уровня покоя, длящейся около 2 мс; затем следуют медленная реполяризация, небольшая следовая гиперполяризация и возврат потенциала к уровню покоя [1]. Длительность фазы медленной реполяризации и гиперполяризации достигает нескольких десятков миллисекунд.

Наблюдаемые при электромиографическом исследовании потенциалы фибрилляции являются потенциалами действия одного мышечного волокна, находящегося вблизи игольчатого электрода, введенного в мышцу. Мышечные волокна внутри мышцы объединены в функциональные группы, называемые нервно-мышечными двигательными единицами (ДЕ), которые представляют собой совокупность мышечных волокон, иннервируемых одним мотонейроном передних рогов спинного мозга или ядер ствола [4]. При возбуждении мотонейрона возбуждаются соответственно все мышечные волокна, которые он иннервирует. В результате регистрируется потенциал действия (ПД) ДЕ, представляющий собой сумму ПД многих мышечных волокон, имеющий большую амплитуду, чем потенциал фибрилляции. Длительность этого потенциала также больше, чем длительность потенциала фибрилляции, поскольку возбуждение отдельных мышечных волокон происходит не абсолютно синхронно из-за разного времени распространения потенциала действия по концевым веточкам нервного волокна, подходящим к отдельным мышечным волокнам.

Сигнал ЭМГ состоит из большого числа остrokонечных импульсов, сдвинутых на случайную задержку, и обладающих широким спектром – до 10 кГц. Сигналы ЭКГ и ЭЭГ, например, занимают частотный диапазон, не превышающий 100 Гц.

Общие принципы техники отведения и регистрации ЭМГ не отличаются от техники электроэнцефалографии, электрокардиографии и других электрографических методов. Система состоит из электродов, отводящих потенциалы мышцы, усилителя этих потенциалов и регистрирующего устройства [5].

В классической электромиографии используется два вида электродов – поверхностные и игольчатые. Поверхностные электроды представляют собой металлические пластины или диски площадью около 0,2-1 см<sup>2</sup>. Такие электроды накладывают на кожу над областью двигательной точки мышцы [6]. Большой размер и удаленность от мышечной ткани поверхностного электрода позволяют регистрировать с его помощью только суммарную активность мышц, представляющую собой интерференцию потенциалов действия многих сотен и даже тысяч мышечных волокон. При больших усилениях и сильных мышечных сокращениях поверхностный электрод регистрирует также активность соседних мышц [6].

Преимуществом этого метода являются атравматичность, отсутствие риска инфекции, простота обращения с электродами. Безболезненность исследования не налагает ограничений на количество исследуемых за один раз мышц, делает этот метод предпочтительным при физиологическом контроле в спортивной медицине или при исследовании с применением массивных и сильных движений. Игольчатые электроды позволяют изучать практически отдельные мышечные волокна, но абсолютно не применимы в спорте с его большими нагрузками и амплитудами движений.

Разность потенциалов от электродов подается на вход усилителя напряжения. Обычные пределы усиления: от 10<sup>4</sup> до 10<sup>6</sup> раз. ЭМГ содержит большое количество высокочастотных составляющих, так что для получения полного спектра интерференционной активности и неискаженной формы отдельных потенциалов необходимо использование по возможности широкой полосы пропускания высоких частот. По современным требованиям верхняя полоса пропускания усилителя ЭМГ должна быть около 20 000 и не менее 10 000 Гц. Отсутствие на ЭМГ собственных медленных составляющих потенциала и необходимость исключения медленных потенциалов, связанных с движением мышцы при ее сокращении, позволяют существенно ограничить нижнюю полосу пропускания усилителя. Обычно она составляет 2-10 Гц [1].

Основная проблема, возникающая при проектировании мобильного ЭМГ монитора – разработка компактного и эффективного усилителя, подавляющего помехи различного типа. По взаимодействию с полезным входным сигналом помехи можно разделить на аддитивные и мультипликативные. Аддитивные помехи складываются с сигналом. Они вносят наибольшую погрешность при регистрации биопотенциалов. Аддитивные помехи делятся на синфазные и дифференциальные.

Синфазные – помехи, мгновенные значения которых на активных входах усилителя биопотенциалов совпадают (к таким помехам относятся “наводки” от питающей сети). Наличие емкости между проводами силовой или осветительной цепи и пациентом приводит к тому, что на поверхности тела относительно земли присутствует напряжение частотой 50 Гц, амплитуду и фазу которого вследствие относительно хорошей проводимости тканей организма можно считать практически одинаковыми во всех точках тела.

Инфранизкочастотные синфазные помехи зависят от среднего уровня поляризованных потенциалов электродов, который может достигать сотен микро-

вольт, а среднечастотные и высокочастотные – от уровня биоэлектрической активности органов, близко расположенных к месту отведения потенциалов, и от кожного-гальванического рефлекса (КГР).

Дифференциальными называют помехи, мгновенные значения которых на активных входах усилителя биопотенциалов равны и противоположны по знаку. К их числу относят следующие составляющие:

- 1) биоэлектрической активности органов, близко расположенных к месту отведения;
- 2) неравенство поляризационных потенциалов электродов, достигающее уровня 300 мкВ;
- 3) напряжение КГР.

Кроме того, дифференциальные помехи могут создаваться магнитными полями, пронизывающими контур, образованный проводами, которые соединяют электроды с усилителем биопотенциалов.

Мультипликативные помехи связаны с изменением параметров одного или нескольких элементов канала передачи информации от биообъекта к усилителю. Такие помехи зависят в основном от реакции живого организма на внешние психофизические воздействия, приводящие к существенному изменению внутренних электрических параметров биообъекта, а также от условий отведения биопотенциалов в системе «электрод – кожа», влияющих на изменение коэффициента передачи канала прохождения ЭМГ сигнала.

Кроме помех на качество передачи ЭМГ сигналов влияют искажения, вносимые измерительным трактом, включающим в себя входные цепи и усилитель. Эти искажения делятся на линейные, нелинейные и динамические.

Линейные искажения обусловлены прежде всего наличием реактивных элементов во входных цепях и инерционных активных элементов. Эти искажения существенно влияют на изменение формы сигнала.

Нелинейные искажения связаны с зависимостью коэффициентов усиления активных элементов от амплитуды сигнала. При условии использования современной элементной базы (например, операционных усилителей (ОУ), охваченных отрицательной обратной связью), нелинейные искажения пренебрежимо малы, если сигнал не выходит за рамки фактического динамического диапазона усилителя.

Проведенный анализ помех и искажений, возникающих при измерении биопотенциалов, показывает, что в наибольшей степени результирующая погрешность измерения информативных параметров ЭМГ сигнала определяется следующими составляющими:

- ◆ синфазные помехи от сети;
- ◆ мультипликативные помехи;
- ◆ дифференциальные низкочастотные помехи;
- ◆ линейные искажения.

Ослабление дифференциальных низкочастотных помех достигается выбором материала электрода, места его расположения на теле пациента, а также выбором соответствующей полосы пропускания усилителя.

Обобщенная биотехническая система (БТС) включает следующие элементы: биологический объект (БО), систему «электрод – кожа» (СЭК), входные цепи (ВЦ), биоусилитель (БУ).

С учетом системы отведений электрический аналог биологического объекта может быть представлен схемой (рис. 1,а, где 1, 2, 3 – номера отведений Z12; Z13; Z23 – комплексные сопротивления между соответствующими электродами; U12; U13; U23 – напряжения, возникающие между соответствующими электродами). Однако такая схема неудобна для анализа. Поэтому, используя известные преобра-

звания сопротивлений треугольника в эквивалентную звезду, найдем сопротивления лучей по следующим формулам:

$$Z_1 = \frac{Z_{12} \cdot Z_{13}}{Z_{12} + Z_{13} + Z_{23}};$$

$$Z_2 = \frac{Z_{12} \cdot Z_{23}}{Z_{12} + Z_{13} + Z_{23}};$$

$$Z_3 = \frac{Z_{13} \cdot Z_{23}}{Z_{12} + Z_{13} + Z_{23}}.$$

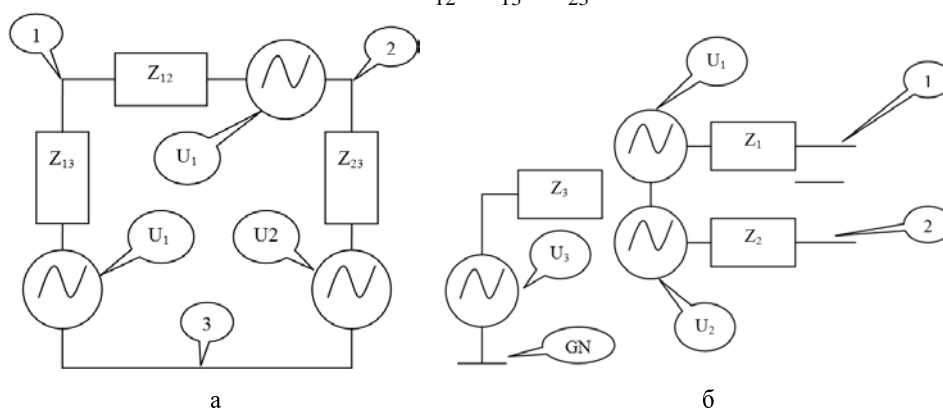


Рис. 1. Биоплярная схема отведения биопотенциалов: а – треугольник; б – звезда

После преобразования схема отведения биопотенциалов будет иметь вид, изображенный на рис. 1,б, где  $U_1 = -0,5 \cdot U_d$  – дифференциальное напряжение;  $U_2 = 0,5 \cdot U_d$  – дифференциальное напряжение;  $U_3 = U_{с.с.}$  – синфазное напряжение.

Величины  $Z_{12}$ ,  $Z_{13}$ ,  $Z_{23}$  носят в общем случае комплексный характер. Многочисленные исследования показывают, что электрический импеданс биологических тканей может быть представлен в виде набора R- и C-элементов [7]. Биофизическая сущность этих элементов может быть пояснена следующим образом. Значение сопротивления R обусловлено прежде всего электропроводностью межклеточной жидкости, имеющей электрические свойства и насыщенной ионами Na, K и др. Помимо ионов межклеточная жидкость и кровь содержат достаточно большое количество молекул белка, отличающихся существенно большими размерами по сравнению с ионами. При приложении внешнего электрического поля возникает ток, обусловленный, во-первых, движением ионов, во-вторых, поляризацией белковых молекул и их ориентацией по направлению поля. Ионный ток определяет активную его составляющую. Занимающий достаточно продолжительное время процесс поляризации и ориентации белковых молекул во внешнем поле определяет емкостную составляющую тока. Импеданс биоткани существенно зависит от амплитуды и частоты измеряемого тока, а также от площади измерительных электродов.

Система «электрод – кожа» в простейшем случае может быть представлена параллельно соединенными резистором и конденсатором. Емкость  $C_{ЭК}$  возникает в результате поляризации электрода на границе раздела сред и зависит от площади электрода, материала электрода, а также от электродной пасты. Значение  $C_{ЭК}$  в зависимости от перечисленных факторов колеблется в диапазоне 0,05 ... 1,0 мкФ. Сопротивление электрод – кожа  $R_{ЭК}$  зависит от состояния кожных покровов, применяемой электродной пасты и материала электрода. Значение  $R_{ЭК}$  обычно лежит в диапазоне 100...1000 Ом.

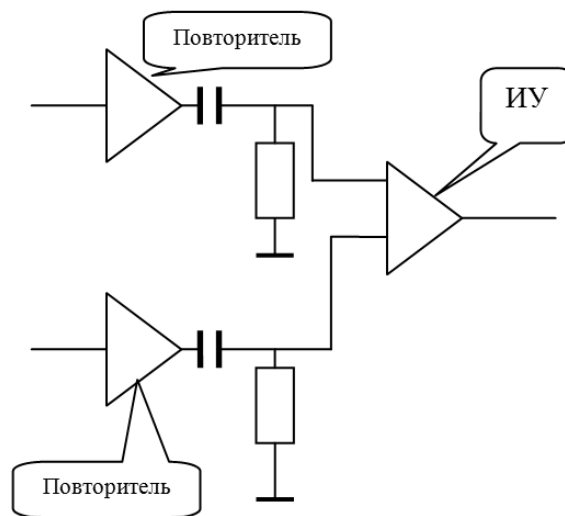


Рис. 2. Схема входной цепи мобильного монитора ЭМГ

Входной усилитель современного монитора можно строить на широкополосных операционных усилителях или на специализированных инструментальных усилителях (ИУ). Использование ОУ неизбежно приводит к необходимости применения прецизионных малогабаритных дискретных компонент, что весьма затруднительно, особенно для емкостей.

Практически применению ИУ нет альтернативы, поскольку они позволяют достигнуть реального подавления синфазной помехи до 130 дБ на 50 Гц. Особенность современных ИУ – зависимость коэффициента подавления синфазной помехи от коэффициента усиления и идентичности внутренних сопротивлений источников сигнала.

Как показано выше, очень трудно добиться полной идентичности входных сопротивлений (даже омических, тем более комплексных). Поэтому идентичность лучше обеспечивать с помощью радиокомпонентов. Практически это возможно осуществить следующим образом.

Входные цепи каждой ветви биполярного отведения представляют собой повторитель напряжения с высоким входным сопротивлением на ОУ, а ИУ развязан от повторителей RC цепями с высокой степенью идентичности. Данные цепи убирают инфранизкочастотный дрейф и позволяют использовать ИУ с большими коэффициентами усиления, что одновременно повышает коэффициент подавления синфазной помехи.

Таким образом, применение современных ОУ в паре с ИУ позволяет создать компактные входные цепи монитора ЭМГ одновременно обеспечивающие большой коэффициент усиления и хорошее подавление синфазной помехи при наличии значительной неидентичности комплексных сопротивлений ветвей источника сигнала.

#### БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Зенков Л.Р., Ронкин М.А.* Функциональная диагностика нервных болезней. – М.: Медицина, 1991. – 623 с.
2. *Румянцева М.Ф., Лосева Т.Н., Бунина Т.П.* Руководство к практическим занятиям по физиологии с основами анатомии человека. – М.: Медицина, 1986.
3. *Гульд К., Розенфальк Л., Виллисон Р. Дж.* Технические факторы в регистрации электрической активности и электродиагностике: Пер. с англ. – М.: Медицина, 1975. – С. 151-187.

4. *Персон Р.С.* Двигательные единицы и мотонейронный пул // Физиология движений. – М.: Наука, 1976. – С. 69-101.
5. *Рубин Л.Р.* Электродиагностика // Многотомное руководство по неврологии. Семиотика и диагностика нервных заболеваний. – М.: Медгиз, 1962. – Т. 2. – С. 355-385.
6. *Водолазский Л. А.* Основы техники клинической электрографии. – М.: Медицина, 1966. – 272 с.
7. *Лощилов В.И., Калакутский Л.И.* Биотехнические системы злектронейростимуляции. Основы теория и проектирования. – М.: Изд-во МГТУ, 1991. – 169 с.

**Можельский Андрей Николаевич**

ФГУ «Пятигорский Государственный НИИ Курортологии» ФМБА России.

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

357501, г. Пятигорск, пр. Кирова, 30.

Тел.: 88793330661.

**Mozhel'skiy Andrey Nikolaevich**

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

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

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

Phone: +78634311933.