

АКТУАЛЬНЫЕ ПРОБЛЕМЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ ЭМГ-ДАТЧИКОВ

К. Р. УРАЗБАХТИНА¹, Е. С. МОРОЗОВА², Ю. О. УРАЗБАХТИНА³

¹ kamilla.kamalova.98@mail.ru, ² m_l_s@mail.ru, ³ urjuol@mail.ru

ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет» (УГАТУ)

Аннотация. В статье представлен обзор на уже существующие первичные преобразователи биопотенциалов, предложена структурная, функциональная схемы, способы подключения уже имеющихся электродов, перечень технических характеристик предлагаемых на рынке миодатчиков.

Ключевые слова: электрод; датчик; миодатчик; протезирование; схемы включения датчиков.

ВВЕДЕНИЕ

Проблема инвалидизации населения является актуальной и на данный момент. Совершенствование предметов для улучшения качества жизни людей с ограниченными возможностями здоровья никогда не теряла свою актуальность.

В настоящий момент существует возможность адаптации пациента при помощи моделей бионических протезов, которые позволяют врачам наглядно объяснить некоторые вещи, важные для понимания при эксплуатации уже полноценного протеза. Демонстрационные модели отличаются своей стоимостью, которая имеет значения меньше чем медицинские устройства, плохим качеством исполнения, достаточным лишь для визуализации некоторых параметров, малой продолжительностью жизни и т.д. Не смотря на вышеперечисленные недостатки, их существование помогает пациенту освоиться в новых для себя условиях.

Реальные модели используемых датчиков отличаются от своих «игрушечных» аналогов даже визуально, их технические характеристики значительнейшим образом отличаются от описанных выше, чувствительность доходит до одной миллионной доли вольта.

ОБЩИЕ ПРИНЦИПЫ УСТРОЙСТВА, РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ

Существуют чувствительные, двигательные и вегетативные, иннервирующие мышечные сосуды, волокна, подходящие к мышцам. Абсолютно к каждому мышечному волокну подходит мотонейрон или, как его еще принято называть, двигательный нейрон.

Возбуждение с двигательного мотонейрона передается на мышечное волокно, которое происходит при помощи медиатора ацетилхолина (АХ). Взаимодействие АХ с холинорецептором концевой пластинки приводит к активации АХ-чувствительных каналов и появлению потенциала концевой пластинки, который может достигать 60 мВ. При этом область концевой пластинки становится источником раздражающего тока для мембраны мышечного волокна и на участках клеточной мембраны, прилегающих к концевой пластинке, возникает потенциал действия (ПД), который распространяется в обе стороны со скоростью примерно 3-5 м/с при температуре 36 °С. Таким образом, генерация ПД является первым этапом мышечного сокращения.

Вторым этапом является распространение ПД внутрь мышечного волокна по поперечной системе трубочек, которая служит связующим звеном между поверхностной мембраной и сократительным аппаратом мышечного волокна (рис. 1 и 2). Г-система тесно контактирует с терминальными цистернами саркоплазматической сети двух соседних саркомеров. Электрическая стимуляция места контакта приводит к активации ферментов, расположенных в месте

контакта, и образованию инозитолтрифосфата. Инозитолтрифосфат активирует кальциевые каналы мембран терминальных цистерн, что приводит к выходу ионов Ca^{2+} из цистерн и повышению внутриклеточной концентрации Ca^{2+} с 10^{-7} до 10^{-5} . Совокупность процессов, приводящих к повышению внутриклеточной концентрации Ca^{2+} , составляет сущность третьего этапа мышечного сокращения. Таким образом, на первых этапах происходит преобразование электрического сигнала ПД в химический – повышение внутриклеточной концентрации Ca^{2+} т.е. электрохимическое преобразование (рис. 3). [1]

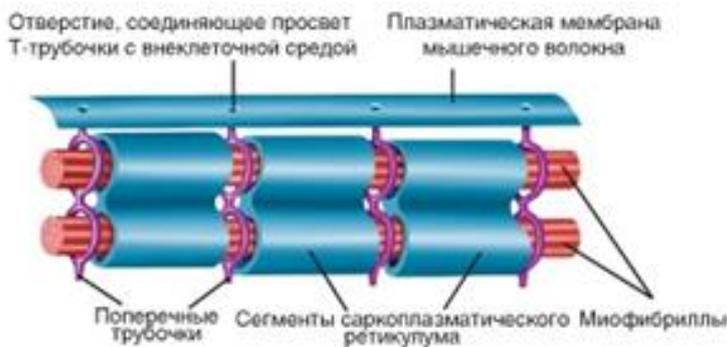


Рис. 1. Схема организации саркоплазматического ретикулума, поперечных трубочек и миофибрилл

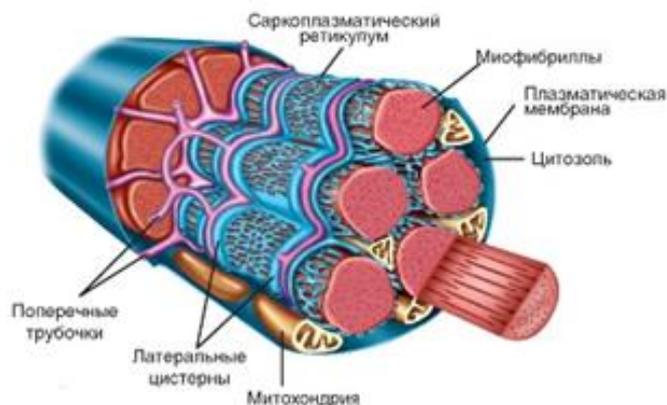


Рис. 2. Схема анатомической структуры поперечных трубочек и саркоплазматического ретикулума в индивидуальном волокне скелетной мышцы.

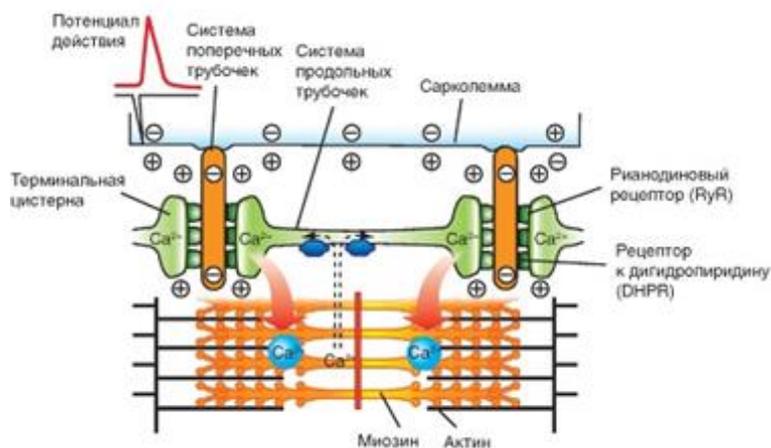


Рис. 3. Роль саркоплазматического ретикулума в механизме сокращения скелетной мышцы

В работе [2], описывающая основы снятия поверхностным образом миосигнала представлена формула «теории трех слоев» (мышечного, жирового, кожного), которая выражает значение ЭМГ потенциала на поверхности кожи для единичного мышечного волокна:

$$\Phi_3(\rho \phi k) = \frac{d}{2\sigma_{3\gamma}} K_0 \left(r \sqrt{\frac{\sigma_{3z}}{\sigma_{3\gamma}} |k|} \right) G(k) + \sum_{n=-\infty}^{\infty} \left(e^{-in\phi} \times \left[E(k)_n I_n \left(\rho \sqrt{\frac{\sigma_{3z}}{\sigma_{3\gamma}} k} \right) + F(k)_n K_n \left(\rho \sqrt{\frac{\sigma_{3z}}{\sigma_{3\gamma}} |k|} \right) \right] \right)$$

Здесь ρ и ϕ – цилиндрические координаты; k – волновое число; σ_{3z} и $\sigma_{3\gamma}$ – электропроводности кожного слоя вдоль двух осей; γ – расстояние от мышечного волокна до точки измерения; $E(k)_n$ и $F(k)_n$ – функции граничных условий; K_n и I_n – функции Бесселя, d – диаметр волокна. Как можно увидеть, регистрируемый сигнал имеет очень сложную зависимость от антропометрических параметров тела человека – толщины жирового слоя, электропроводности кожи, и т.д.

На данный момент можно выделить несколько видов электродов, которые используются для снятия потенциала с периферийной мышцы:

- Игольчатые электроды – одноразовые электроды, применяющиеся для локальных и кратковременных измерений, при которых важна точность измерений
- Пластинчатые – многоразовые электроды, применяющиеся для постоянного измерения ПД и не требующие инвазии.

Игольчатые электроды применяются в диагностических исследованиях и не так распространены в практическом применении. Пластинчатые применяются не только в диагностических целях, но и для измерения потенциала действия при ношении протезов, где требуется постоянные измерения.

Серийно на данном этапе технического прогресса выпускаются ЭМГ-датчики, которые содержат внутри себя те самые электроды и блок первичной обработки сигнала от помех, связанных часто с внешними условиями эксплуатации. На рис. 4 представлена предлагаемая обобщенная структурная схема ЭМГ-датчика.

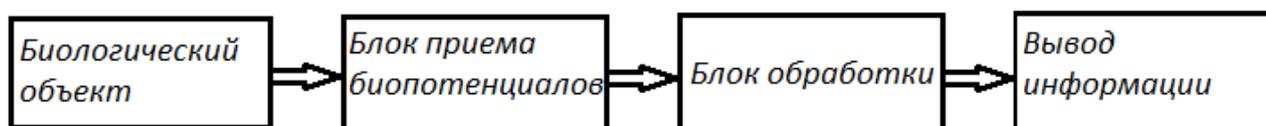


Рис. 4. Структурная схема миодатчика.

Потенциал действия, снимаемый с биообъекта, передается в блок приема биопотенциалов, состоящий из цепи смещения тока, далее на блок обработки, на повторитель, часть сигнала, представляющая собой помехи, идет на цепь защиты, после чего на землю. У повторителя создается положительная и отрицательная обратные связи для улучшения качества полезного сигнала. После чего сигнал поступает на усилитель, находящийся также в блоке обработки сигналов и далее на вывод информации.

Далее, на рис. 5 приведена эквивалентная схема замещения медицинского электрода [3].

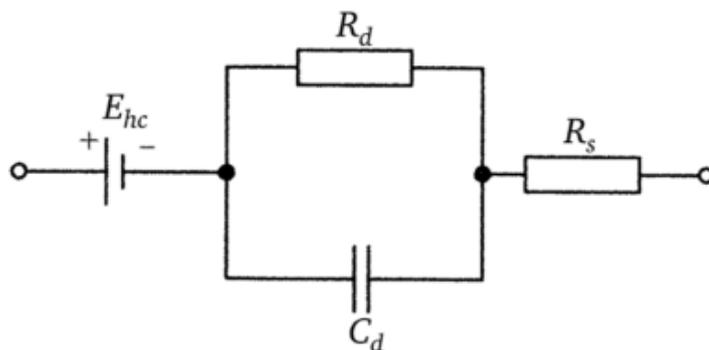


Рис. 5. Эквивалентная схема замещения медицинского электрода:

E_{hc} – электродный потенциал; R_d и C_d представляют полное сопротивление поверхности раздела электрод – электролит с учетом поляризационных эффектов; последовательное сопротивление R_s определяется как эффектами на поверхности раздела, так и сопротивлением электролита

Преобразование структурной схемы в функциональную можно произвести на примере миодатчиков от компании Plessey Semiconductors Ltd, представленных на рис. 6.

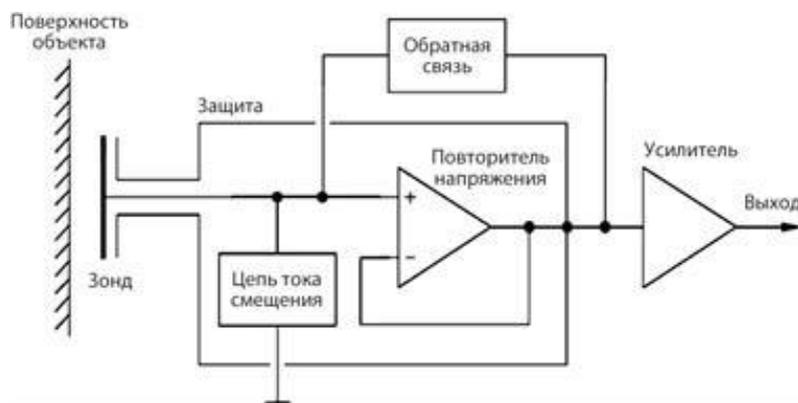


Рис. 6. Функциональная схема миодатчика

Дальнейшее подключение блока первичной обработки сигнала (миодатчика) возможно с помощью серийно выпускаемых операционных усилителей компании Analog Devices типа AD8641/ AD8642/AD8643, ток смещения которых не более 1пА. Приведем примеры подключения такого типа операционных усилителей на рис. 7 и 8.

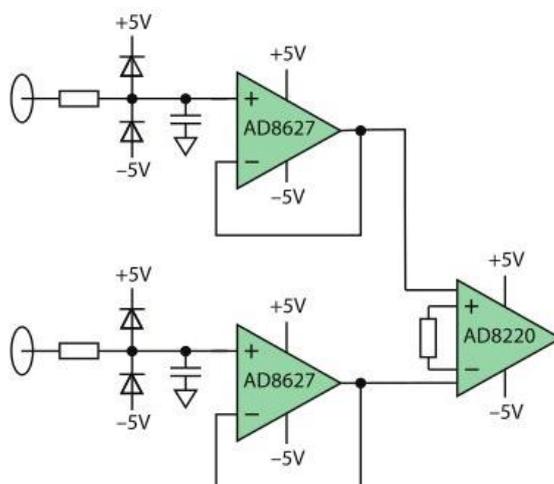


Рис. 7. Аналоговый интерфейс сенсорных электродов при использовании AD8627

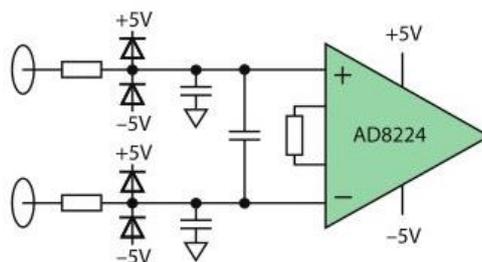


Рис. 8. Аналоговый интерфейс сенсорных электродов при использовании AD8224

Выпускаемые серийно миодатчики от компании Plessey Semiconductors Ltd., сгруппированные по параметрам, наиболее часто требующимся в инженерно-конструкторском деле, представлены в табл. 1 [4].

Таблица 1

Выпускаемые серийно миодатчики от компании Plessey Semiconductors Ltd.

Наименование	Тип датчика	Назначение	Коэффициент усиления по напряжению	Полоса пропускания, Гц	Входное сопротивление, ГОм	Входная емкость, пФ	Напряжение питания, В	Ток потребления, мА	Диапазон рабочих температур, °С						
PS25201	контактный	датчик совмещенный с электродом	50	$0,2 - 10^4$	20	15	$\pm 2,4 \div \pm 4,0$ биполяр.	1,5 ÷ 3,5 на шину	- 25 ÷ +75						
PS25203			10	$0,2 - 2 \cdot 10^4$											
PS25205				$0,2 - 10^4$											
PS25251			50												
PS25253			10	$0,2 - 2 \cdot 10^4$											
PS25255															
PS25401	бесконтактный	датчик без электрода	50	$0,2 - 10^4$			$\pm 2,4 \div \pm 4,0$ биполяр.	1,5 ÷ 3,5 на шину							
PS25405			10	$30 - 2 \cdot 10^4$											
PS25451			50	$0,2 - 10^4$											
PS25454			10	$0,2 - 2 \cdot 10^4$											
PS25101			датчик ЭКГ в металлическом корпусе	50						$0,1 - 10^4$	10		$\pm 2,4 \div \pm 5,5$ биполяр.	4,5 мА	0 ÷ +50
PS25102				10											

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной статье проведен анализ существующих на рынке датчиков для регистрации биопотенциалов различного номинала, разработана структурная схема миодатчика, приведено описание блоков, функциональная схема, схема подключения электродов к системе управления протезом.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Энциклопедия – [Электронное издание] URL: <https://www.grandars.ru/college/medicina/myshechnoe-sokrashchenie.html> (дата обращения: 11.02.2022)
2. Merletti, Roberto & Farina, D.. (2016). Surface Electromyography: Physiology, Engineering and Applications. 10.1002/9781119082934.
3. Chipnt – [Электронное издание] URL: <https://chipnt.ru/shem/sensornyie-elektrodyi-dlya-izmerenmya-biopotencialov-v-ekg,-eeg-i-emg> (дата обращения: 09.02.2022)
4. В. Я. Распопов. ИНЕРЦИАЛЬНЫЕ ДАТЧИКИ И СИСТЕМЫ ОРИЕНТАЦИИ, СТАБИЛИЗАЦИИ И НАВИГАЦИИ / В.Я. Распопов // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии. — 2012. — №3.

ОБ АВТОРАХ

УРАЗБАХТИНА Камилла Рифовна, магистрант 1-го курса ФАВИЭТ.

МОРОЗОВА Елена Сергеевна, доцент каф. БМИ ФАВИЭТ.

УРАЗБАХТИНА Юлия Олеговна, доцент каф. БМИ ФАВИЭТ.

METADATA

Title: Current problems of designing EMG sensors.

Authors: K. R. Urazbakhtina ¹, E. S. Morozova ², J. O. Urazbakhtina ³

Affiliation: Ufa State Aviation Technical University (UGATU), Russia.

Email: ¹ kamilla.kamalova.98@mail.ru, ² m_l_s@mail.ru, ³ urjuol@mail.ru

Language: Russian.

Source: Molodezhnyj Vestnik UGATU (scientific journal of Ufa State Aviation Technical University), no. 1 (26), pp. 84-89, 2022. ISSN 2225-9309 (Print).

Abstract. The article provides an overview of the already existing primary transducers of bio-potentials, proposes structural and functional diagrams, methods of connecting existing electrodes, a list of technical characteristics of myosensors offered on the market.

Key words: electrode; sensor; myodensor; prosthetics; sensor switching circuits.

About authors:

УРАЗБАХТИНА, Kamilla Rifovna, postgraduate student 1 year, Ufa State Aviation Technical University.

МОРОЗОВА, Elena Sergeevna, Associate Professor, Ufa State Aviation Technical University.

УРАЗБАХТИНА, Julia Olegovna, Associate Professor, Ufa State Aviation Technical University.