

**ВЫБОР ОПТИМАЛЬНОГО СХЕМОТЕХНИЧЕСКОГО РЕШЕНИЯ БЛОКА РЕГИСТРАЦИИ ЭМГ-СИГНАЛА ДЛЯ ПРОТЕЗА****С.Ю. Куст**

skyst1997mail.ru@mail.ru

SPIN-код: 1220-8581

**С.Х. Кадыров**

kadyrov.suleyman@yandex.ru

SPIN-код: 4639-8400

**П.А. Шостак**

shostak.petya@yandex.com

SPIN-код: 1669-9827

**М.В. Маркова**

markova\_maria\_v@rambler.ru

SPIN-код: 5455-6754

**МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация****Аннотация**

*Создание протезов, в которых в качестве управляющего используется биологический сигнал, представляет собой важную задачу в сфере медицинских технологий. В работе рассмотрены три варианта блока регистрации электромиографического (ЭМГ) сигнала для активных протезов: схема на основе инструментального усилителя, схема с добавлением «активной земли» и схема с добавлением фильтрации напряжения поляризации электродов. На основе данных вариантов был изобретен макет. В ходе исследования, проведенного с использованием макета, зарегистрированы и обработаны сигналы ЭМГ с трехглавой мышцы. На основании полученных результатов выбрана оптимальная схема блока регистрации ЭМГ-сигнала в протезе.*

**Ключевые слова**

*Электромиография, биологический сигнал, «активная земля», протез, поляризация, фильтрация, схемотехника, блок регистрации*

Поступила в редакцию 27.09.2019

© МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2019

**Введение.** Регистрация поверхностного электромиографического (ЭМГ) сигнала имеет широкое применение в современных биомедицинских задачах, таких как диагностика, реабилитация и протезирование. Поэтому получение объективных данных является приоритетной задачей регистрации ЭМГ.

Результаты, полученные в ходе регистрации ЭМГ, могут быть недостоверными вследствие различного рода помех и артефактов, искажающих сигнал. Эти искажения могут быть обусловлены разными причинами: помехами от силовых и осветительных сетей, высокочастотными помехами и артефактами (сдвиг электрода), низкочастотными помехами и артефактами (дрейф изоляции, поляризация электродов, собственное напряжение смещения усилителя) [1]. Существует множество схемотехнических решений реализации блока регистрации ЭМГ, обеспечивающих получение качественных входных сигналов и обладающих своими преимуществами и недостатками.

Целью работы является определение оптимального схемотехнического решения для блока регистрации ЭМГ-сигнала. В статье рассмотрены три варианта построения электрической схемы для регистрации ЭМГ-сигнала. Первый вариант — стандартная схема, основанная на инструментальном усилителе. Второй вариант предполагает добавление «активной земли» для обеспечения дополнительного подавления синфазной помехи. Третий вариант включает дополнительную схему для фильтрации напряжения поляризации электродов. Были проанализированы сигналы, регистрируемые тремя схемами с мышц верхних конечностей, и выбран наиболее подходящий для использования в медицинских целях вариант.

**Виды помех при регистрации ЭМГ.** На регистрируемый ЭМГ-сигнал накладывается много помех, которые искажают форму сигнала. Большинство из них являются сосредоточенными по частоте. Артефакты движения, регистрируемые на электромиограмме, лежат в частотном диапазоне менее 20 Гц [1]. В этом же диапазоне частот находятся смещение сигнала, вызванное медленным изменением напряжения поляризации электродов (около 0,05 Гц), напряжение смещения усилителей, дрейф напряжения смещения из-за нагрева усилителей в процессе работы [2]. Спектральная плотность шума усилителей, используемых в современных медицинских изделиях, равномерна на всей полосе частот (кроме низких частот до 30-90 Гц, на которых присутствует избыточный фликкер-шум). Также в спектральной плотности сигнала ЭМГ обычно содержится сетевая помеха на кратных 50 Гц частотах.

**Варианты реализации блока регистрации ЭМГ.** Самый простой блок регистрации ЭМГ-сигнала помимо электродной системы содержит инструментальный усилитель, выполненный на трех операционных усилителях. Данная схема позволяет подавить синфазную помеху примерно на 60 дБ (даже если собственный коэффициент подавления синфазной помехи  $K_{сф}$  прецизионного усилителя будет гораздо выше). Это связано с тем, что на разных участках кожи сопротивление электрод-кожа, а также сопротивление кожи могут значительно отличаться. Кроме того, сопротивление перехода электрод – кожа может быть непостоянным в связи с неравномерным высыханием электропроводящего геля или механическими перемещениями электродов.

В работах [3, 4] авторы предлагают использовать схему «активной земли», позволяющую усилить подавление синфазной помехи до 120 дБ (при использовании усилителя с собственным коэффициентом  $K_{сф} = 80$  дБ). Название схемы связано с тем, что заземляющий электрод не соединен с общим проводом прибора, а используется для осуществления отрицательной обратной связи. Главным недостатком схемы является необходимость использования дополнительного электрода для подачи напряжения обратной связи. Также хорошее подавление синфазной помехи обеспечивается только для низких частот, однако для регистрации ЭМГ это ограничение несущественно.

В [4] авторы рассматривают также вариант с использованием активного электрода, т. е. электрода с встроенным предусилителем сигнала. Такой способ регистрации позволяет избавиться от артефактов, вызванных смещением электродов.

Блок регистрации должен не только обеспечивать качественный сигнал, но и обладать небольшими размерами для удобства установки и ношения электродной системы протеза.

**Принципиальная схема блока регистрации.** Все три схемы блока регистрации ЭМГ-сигнала реализованы на инструментальном усилителе AD620 фирмы Analog Devices [5]. К усилителю биопотенциалов предъявляется множество требований ввиду того, что качество получаемого сигнала напрямую зависит от качества исполнения усилителя.

Идеальным для регистрации биопотенциалов является усилитель, который обладает бесконечно большим входным сопротивлением; полностью подавляет помехи от силовых и осветительных сетей; не чувствителен к процессам поляризации и к помехам, лежащим вне пределов полосы частот полезного сигнала (20...500 Гц); не имеет собственных шумов и не вносит частотные и нелинейные искажения в полосе частот и динамическом диапазоне полезного сигнала [6, 7].

Инструментальный усилитель AD620 обладает минимальным подавлением синфазного сигнала в 100 дБ (при усилении сигнала в 10 раз), низким собственным шумом, низким входным током смещения (максимум 1 нА) и низким входным напряжением смещения (максимум 5 мВ). Эти характеристики позволяют применять данный усилитель в медицинских задачах, требующих прецизионной точности измерений. Номиналы резисторов соответствуют ряду E24 ГОСТ 28884–90 [8] и имеют допускаемые отклонения в 5 %.

Коэффициент усиления схемы был подобран с учетом напряжения поляризации ( $\pm 10$  мВ) и максимального значения ЭМГ-сигнала ( $\pm 2$  мВ) [9], а также с учетом опорного напряжения АЦП (3000 мВ). Таким образом,

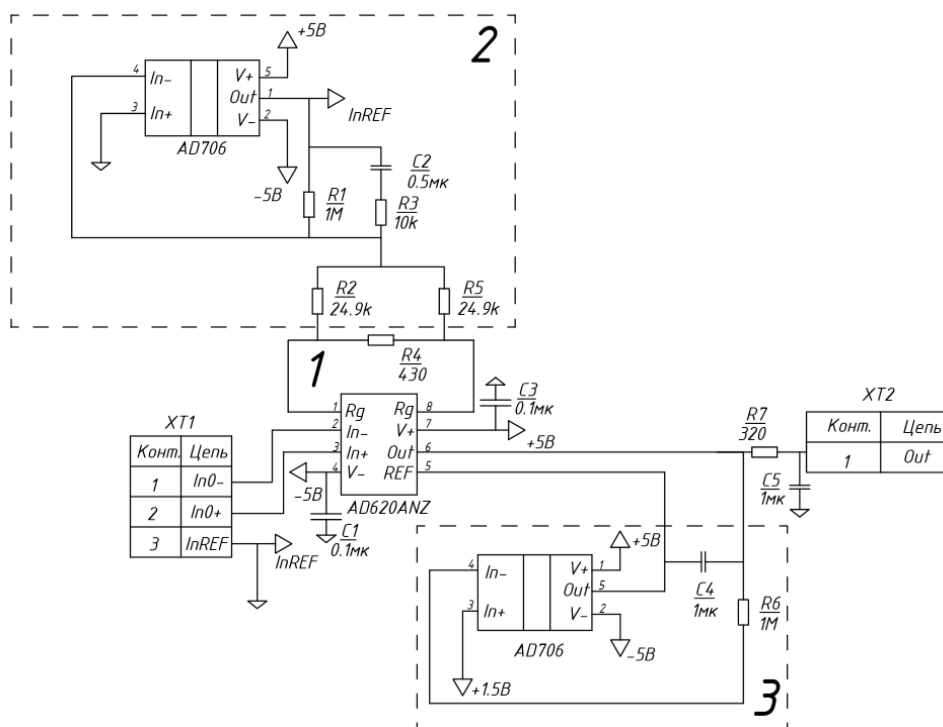
$$K \leq \frac{3000 \text{ мВ}}{2 \cdot (10 + 2) \text{ мВ}} = 125.$$

Для обеспечения нужного коэффициента усиления схемы был выбран резистор номиналом 430 Ом с разбросом номинального значения в 5 %. Тогда пересчитанный коэффициент усиления согласно формуле из паспорта на усилитель AD620 можно определить как

$$K = \frac{49,5 \text{ кОм}}{430 \text{ Ом}} + 1 = 116.$$

В схеме с «активной землей» с помощью усилителя AD705 реализована отрицательная обратная связь, при которой на биообъект подается инвертированное усиленное напряжение синфазной помехи. Теоретически это позволяет подавить синфазную помеху на десятки децибелов сильнее, чем в схеме 1 [3].

Схема 3 содержит также фильтр напряжения поляризации электродов. Данный фильтр высоких частот рассчитан на частоту среза 0,15 Гц. Он служит для выделения поляризационной составляющей сигнала, ее инвертирования и подачи на инструментальный усилитель с целью компенсации напряжения поляризации.



**Рис. 1.** Итоговая схема с добавлением «активной земли» и фильтрации поляризации:

- 1 — схема на основе инструментального усилителя; 2 — добавление «активной земли»; 3 — добавление схемы фильтрации поляризации

**Моделирование схем блока регистрации.** Все схемы блока регистрации были промоделированы в программе Microcap 9.

На входы схемы 1 подавали синусоидальный сигнал амплитудой 5 мВ, на выходе проверяли значение коэффициента усиления схемы. Результат моделирования приведен на рис. 2. Можно наблюдать, что усилительный каскад усиливает дифференциальный сигнал в  $K_{\text{мод}}$  раз:

$$K_{\text{мод}} = \frac{(2637 - 366,7) \text{ мВ}}{(9,8 + 9,9) \text{ мВ}} = 115,2.$$

При этом выходной сигнал не выходит за границы динамического диапазона аналого-цифрового преобразователя (АЦП) (0...3000 мВ).

Работу схемы 2 с добавлением «активной земли» можно проверить следующим образом. На вход схем 1 и 2 подается источник синусоидального напряжения амплитудой 1 В и частотой 50 Гц. Данный источник моделирует синфазную помеху. На рис. 3 и 4 представлены результаты подавления синфазной помехи схемой 1 и 2 соответственно. Схема 2 подавляет помеху примерно на 40 дБ сильнее для всего диапазона частот.

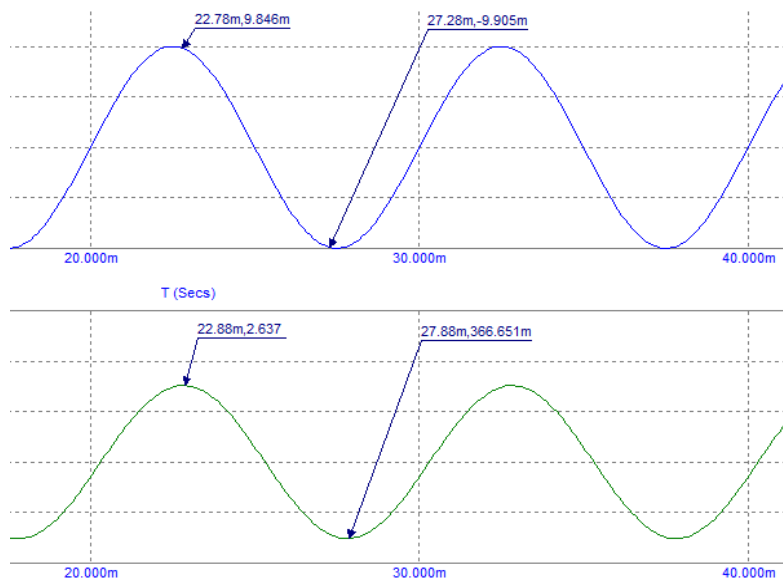


Рис. 2. Результат проверки коэффициента усиления

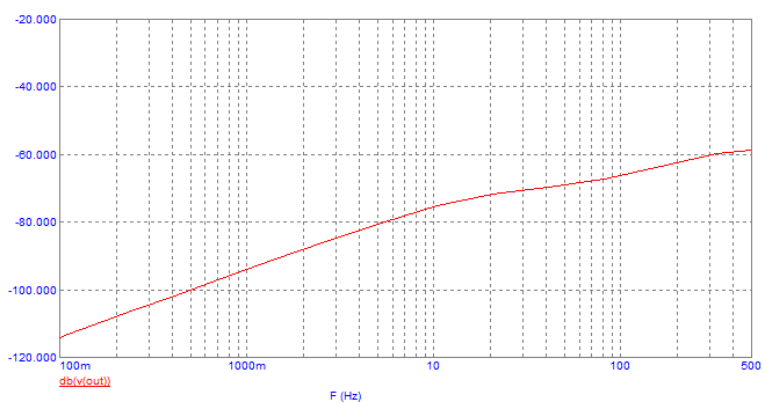


Рис. 3. Подавление синфазной помехи схемой 1

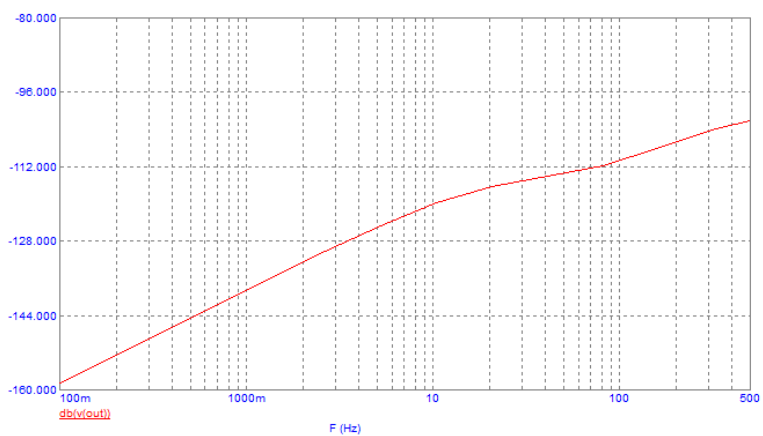


Рис. 4. Подавление синфазной помехи схемой 2

Для проверки схемы 3 на один из входов кроме синусоидальных сигналов (как при проверке коэффициента усиления) подавали также постоянное напряжение амплитудой 10 мВ, моделирующее напряжение поляризации электродов. На рис. 5 изображен результат фильтрации схемой 3 постоянной составляющей сигнала (выходной сигнал колеблется относительно нуля).

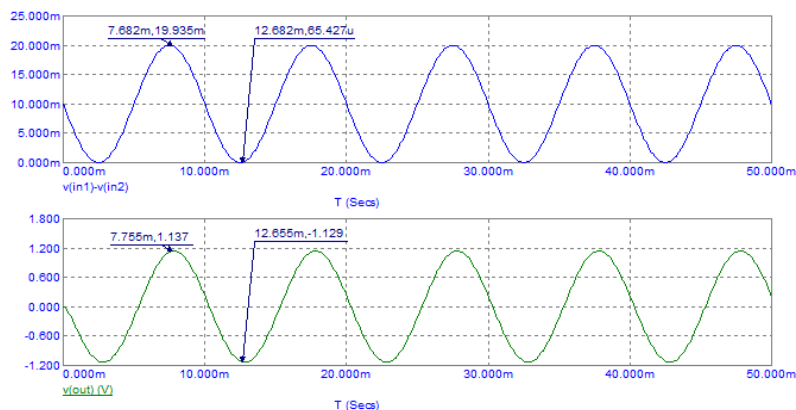


Рис. 5. Фильтрация постоянной составляющей схемой 3

**Исследование по регистрации ЭМГ.** Испытание схем проходило на кафедре медико-технических информационных технологий МГТУ им. Н.Э. Баумана. На латеральную головку трехглавой мышцы плеча испытуемого прикрепляли два электрода. Заземляющий электрод крепили на запястье, чтобы обеспечить его минимальное влияние на измерительные электроды. В качестве электродов применяли круглые слабополяризующиеся хлорсеребряные электроды Swaromed 1019 диаметром 50 мм производителя Tyrolmed GmbH (Австрия) [10]. Данные электроды выбраны ввиду небольшого напряжения поляризации, возникающего на них во время регистрации сигнала. Заявленное напряжение поляризации  $\pm 10$  мВ было подтверждено в ходе исследования по определению разброса напряжения поляризации электродов. Биопотенциалы регистрировали с трехглавой мышцы плеча испытуемого. Испытуемый совершал разгибательные движения в локтевом суставе. При этом мышца напрягалась и расслаблялась. Время регистрации сигнала составило 3 мин. Сигнал с электродов поступал на усилительный каскад каждой из схем, после чего передавался на ножку микроконтроллера STM 32. Внешний 16-битный АЦПАД7680 оцифровывал входной сигнал с частотой дискретизации 1000 Гц, передавал результат преобразования на микроконтроллер по SPI интерфейсу, после чего цифровой сигнал передавался по универсальному асинхронному приемопередатчику на персональный компьютер. Далее сигнал был отфильтрован цифровым фильтром высоких частот с частотой среза 20 Гц и полосно-заграждающим фильтром для удаления сетевой наводки. Для каждого схемотехнического решения было рассчитано СКО сигнала с мышцы в спокойном и напряженном состоянии, а также отношение сигнал/шум. Результаты испытания представлены в разделе «Результаты».

**Результаты.** На рис.6–8 представлены результаты регистрации ЭМГ-сигнала с использованием трех схем (без последующей цифровой фильтрации).

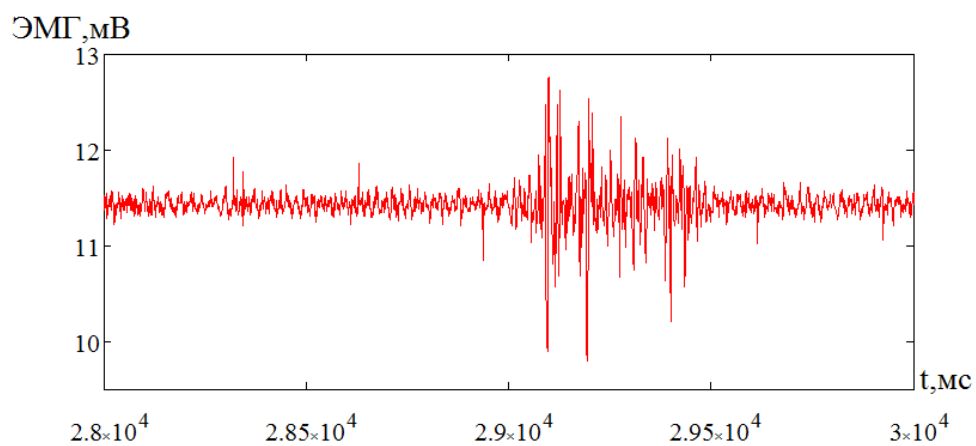


Рис. 6. Сигнал, регистрируемый схемой 1

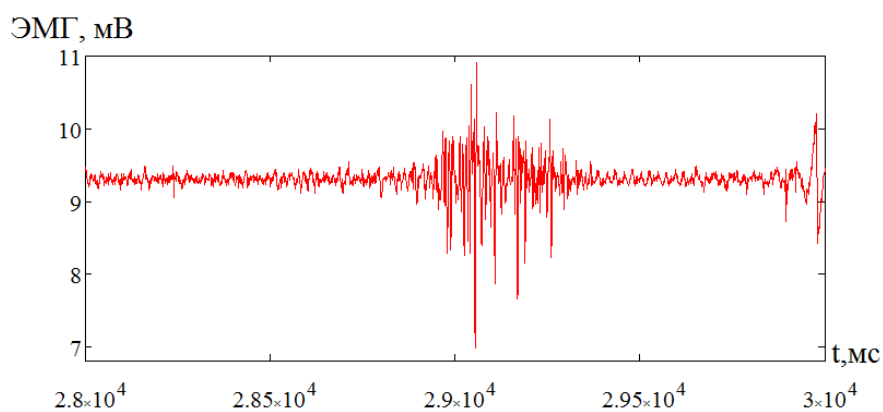


Рис. 7. Сигнал, регистрируемый схемой 2

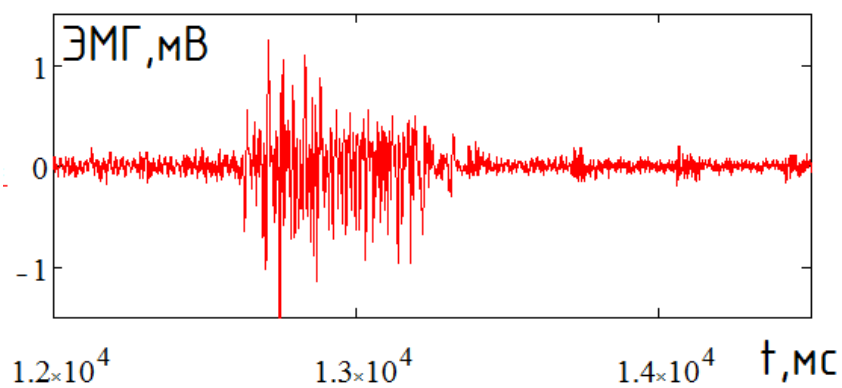


Рис. 8. Сигнал, регистрируемый схемой 3

Были рассчитаны средние квадратичные отклонения (СКО) сигнала с мышцы в спокойном и напряженном состоянии, а также отношение сигнал/шум (SNR) для схем 1–3:

$$\text{СКО}_{\text{покой1}} = 0,078 \text{ мВ};$$

$$\text{СКО}_{\text{напряж1}} = 0,36 \text{ мВ};$$

$$\text{SNR}_1 = 13,3;$$

$$\text{СКО}_{\text{покой2}} = 0,063 \text{ мВ};$$

$$\text{СКО}_{\text{напряж2}} = 0,47 \text{ мВ};$$

$$\text{SNR}_2 = 17,5;$$

$$\text{СКО}_{\text{покой3}} = 0,065 \text{ мВ};$$

$$\text{СКО}_{\text{напряж3}} = 0,43 \text{ мВ};$$

$$\text{SNR}_3 = 16,4.$$

В соответствии с полученными результатами были сформулированы выводы по проведенному исследованию.

**Выводы.** Схема 2 с использованием «активной земли» оказалась самой результативной. Для нее СКО сигнала в напряженном состоянии оказалось больше СКО в покое в 7,5 раз, когда у стандартной схемы это отношение равно около 5.

Схема с добавлением фильтрации поляризации имеет средний показатель качества сигнала, однако хорошо фильтрует артефакты, связанные со случайными движениями испытуемого (что не является преимуществом, поскольку сигнал все равно фильтруется фильтром низких частот).

В результате схема 2 с использованием «активной земли» была выбрана как оптимальный вариант блока регистрации ЭМГ, поскольку по сравнению с другими проанализированными схемами она позволяет получать более качественный сигнал, при этом незначительно увеличивая габариты блока регистрации.

## Литература

- [1] Сафин Д.Р. Информационно-измерительная система управления биоэлектрическим протезом. Дисс. ... канд. техн. наук. Астрахань, Астрахан. гос. ун-т, 2011.
- [2] Зайченко К.В. Съём и обработка биоэлектрических сигналов. СПб., СПбУАП, СПбМТИ, 2001.
- [3] Гордейчук А.П. Система «активной земли» в электрокардиографах. *Петербургский журнал электроники*, 2005, № 2, с. 36–40.
- [4] Сафин Д.Р. Оценка эффективности различных конструкций электродов и усилителей биосигналов в системах управления протезами. *Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки*, 2009, № 2(10), с. 88–101.
- [5] AnalogDevices: веб-сайт компании. URL: <http://www.analog.com/> (дата обращения: 20.03.2019).
- [6] Гусев В.Г., Мулик А.В. Аналоговые измерительные устройства. Уфа, УГАТУ, 1996.
- [7] Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него. М., Машиностроение, 2004.
- [8] ГОСТ 28884-90. Ряды предпочтительных значений для резисторов и конденсаторов. М., Издательство стандартов, 1990.



- [9] Гурфинкель В.С., Малкин В.Б., Цетлин М.Л. и др. Биоэлектрическое управление. М., Наука, 1972.
- [10] TyrolmedGmbH: веб-сайт компании. URL: <https://vermed.co.uk/> (дата обращения: 20.03.2019).

**Куст Сергей Юрьевич** — студент кафедры «Медико-информационные технологии», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

**Кадыров Сулейман Хасанович** — студент кафедры «Медико-информационные технологии», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

**Шостак Петр Алексеевич** — студент кафедры «Медико-информационные технологии», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

**Маркова Мария Владимировна** — магистр кафедры «Медико-информационные технологии», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

**Ссылку на эту статью просим оформлять следующим образом:**

Куст С.Ю., Кадыров С.Х., Шостак П.А., Маркова М.В. Выбор оптимального схемотехнического решения блока регистрации эмг-сигнала для протеза. *Политехнический молодежный журнал*, 2019, № 11(40). <http://dx.doi.org/10.18698/2541-8009-2019-11-544>

## SELECTION OF THE OPTIMAL CIRCUIT CONFIGURATION OF THE EMG SIGNAL REGISTRATION UNIT FOR PROSTHESIS

S.Yu. Kust

skyst1997mail.ru@mail.ru

SPIN-code: 1220-8581

S.Kh. Kadyrov

kadyrov.suleyman@yandex.ru

SPIN-code: 4639-8400

P.A. Shostak

shostak.petya@yandex.com

SPIN-code: 1669-9827

M.V. Markova

markova\_maria\_v@rambler.ru

SPIN-code: 5455-6754

**Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation**

---

### Abstract

*The creation of prostheses with a biological control signal is an important task in the field of medical technology. Three options for the registration of an electromyographic (EMG) signal for active prostheses are considered: a circuit based on an instrumental amplifier, a circuit with the addition of "active ground", and a circuit with the addition of filtering the polarization voltage of the electrodes. Based on these options, a layout was invented. In the course of a study conducted using the prototype, EMG signals from the triceps were recorded and processed. Based on the results obtained, the optimal scheme of the EMG signal registration unit in the prosthesis was selected.*

### Keywords

*Electromyography, biological signal, "active ground", prosthesis, polarization, filtration, circuitry, registration unit*

Received 27.09.2019

© Bauman Moscow State Technical University, 2019

---

### References

- [1] Safin D.R. Informatsionno-izmeritel'naya sistema upravleniya bioelektricheskimi protezom. Diss. kand. tekhn. nauk [Information and measurement control system for bioelectric prosthesis. Kand. tech. sci. diss.]. Astrakhan', Astrakhan. gos. un-t Publ., 2011 (in Russ.).
- [2] Zaychenko K.V. S'em i obrabotka bioelektricheskikh signalov [Retrieval and processing of bioelectric signals]. Sankt-Petersburg, SPbUAP Publ., SPbMTI Publ., 2001 (in Russ.).
- [3] Gordeychuk A.P. "Active earth" system in electrocardiographs. *Peterburgskiy zhurnal elektroniki*, 2005, no. 2, pp. 36–40 (in Russ.).
- [4] Safin D.R. Performance evaluation of different electrode structures and biosignal amplifiers in artificial limbs control systems. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedeniy. Povolzhskiy region. Tekhnicheskie nauki* [University proceedings. Volga region. Technical sciences], 2009, no. 2(10), pp. 88–101 (in Russ.).
- [5] AnalogDevices: company website. URL: <http://www.analog.com/> (accessed: 20.03.2019).
- [6] Gusev V.G., Mulik A.V. Analogovye izmeritel'nye ustroystva [Analogue measurement devices]. Ufa, UGATU Publ., 1996 (in Russ.).
- [7] Gusev V.G. Poluchenie informatsii o parametrakh i kharakteristikakh organizma i fizicheskie metody vozdeystviya na nego [Attaining information on organism parameters and characteristics and methods of physical effect on it]. Moscow, Mashinostroenie Publ., 2004 (in Russ.).

- [8] GOST 28884-90. Ryady predpochtitel'nykh znacheniy dlya rezistorov i kondensatorov [State standard 28884-90. Preferred number series for resistors and capacitors]. Moscow, Izdatel'stvo standartov Publ., 1990 (in Russ.).
- [9] Gurfinkel' V.S., Malkin V.B., Tsetlin M.L., et al. Bioelektricheskoe upravlenie [Bioelectric control]. Moscow, Nauka Publ., 1972 (in Russ.).
- [10] TyrolmedGmbH: company website. URL: <https://vermed.co.uk/> (accessed: 20.03.2019).

**Kust S.Yu.** — Student, Department of Medical and Technical Information Technologies, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

**Kadyrov S.Kh.** — Student, Department of Medical and Technical Information Technologies, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

**Shostak P.A.** — Student, Department of Medical and Technical Information Technologies, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

**Markova M.V.** — M.Sc. Student, Department of Medical and Technical Information Technologies, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

**Please cite this article in English as:**

Kust S.Yu., Kadyrov S.Kh., Shostak P.A., Markova M.V. Selection of the optimal circuit configuration of the emg signal registration unit for prosthesis. *Politekhnicheskii molodezhnyy zhurnal* [Politechnical student journal], 2019, no. 11(40). <http://dx.doi.org/10.18698/2541-8009-2019-11-544.html> (in Russ.).