

31. *Xue J., Ye L., Liu Y., Li X., Chen H.* Noninvasive and fast measurement of blood glucose in vivo by near infrared (NIR) spectroscopy // *Spectrochimica Acta Part A: Molecular and Biomolecular Spectroscopy*. 2017. Vol. 179. PP. 250-254.
32. *Ghadimi-Mahani A., Goodarzi A., Farsad E., Tahamtan S., Nabavi S.H.* Performance and reliability improvement of 905 nm high power laser diode by design, fabrication and characterization of high damage threshold mirrors // *Microelectronics Reliability*. 2021. Vol. 119. 9 p.
33. *Marko I.P., Sweeney S.J.* Progress Toward III-V Bismide Alloys for Near- and Midinfrared Laser Diodes // *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*. 2017. Vol. 23. № 6. PP. 1-12.

Кирилл Витольдович Пожар,
канд. техн. наук, доцент,
Михаил Олегович Михайлов,
инженер,
Евгения Львовна Литинская,
канд. техн. наук, ассистент,
Елизавета Андреевна Полякова,
студент,
Институт биомедицинских систем,
Национальный исследовательский
университет «МИЭТ»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: kir-p@rambler.ru

Е.А. Елисеичев, В.В. Михайлов, И.В. Боровицкий, Р.М. Жилин, Е.О. Сенаторова

Обзор устройств регистрации мышечной активности методом поверхностной электромиографии

Аннотация

Приведен обзор устройств регистрации мышечной активности человека методом поверхностной электромиографии. В качестве объекта исследования рассмотрены готовые схмотехнические решения ЭМГ-датчиков для медицинских исследований фирм-производителей «Elemu» (Россия), «Groove» (Китай) и «CT Retail» (Китай), представленных на современном рынке электроники. Произведен анализ технических характеристик модулей, представлены результаты регистрации мышечной активности при сгибании и разгибании кисти руки в кулак. Сделаны выводы о возможности применения рассмотренных ЭМГ-датчиков в системе управления бионическим протезом кисти человеческой руки.

Введение

Развитие методов диагностики нервной и мышечной систем человека на современном этапе развития привело к появлению группы диагностических методов, имеющих общее название – электромиография, среди которых можно выделить метод поверхностной электромиографии. Первоначально применение данного метода заключалось в изучении высшей нервной деятельности и двигательных функций человека, возрастных закономерностей, двигательной функции животных, инженерной психологии. Медицинское применение электромиографии заключалось в определении участков и степени поражения нервно-мышечного аппарата, распространенности процесса поражения, характера поражения и динамики его изменения. Со временем данный метод, помимо чисто медицинского и научного назначения, приобрел и функцию решения прикладных задач, таких как применение в робототехнике и системах управления бионических протезов, создание человеко-компьютерных интерфейсов, применение в спорте и космонавтике.

Применение метода ЭМГ в системах управления робототехнических систем и в особенности в бионических протезах заключается в регистрации электрических сигналов, передающихся от нервной системы оператора к мышцам конечности, и последующем преобразовании их в управляющий сигнал для исполнительного устройства. На данном принципе строятся и различные человеко-машинные интерфейсы на основе ЭМГ. Использование метода ЭМГ в спорте и космонавтике заключается в отслеживании реакций человеческого организма, в частности нервной системы и мышечного аппарата, при работе на высоких уровнях физической и психологической нагрузки для выработки наиболее оптимальных программ тренировок. Данный метод широко применяется для реабилитации больных с различными патологиями нервной и двигательной систем.

Появление описанного метода потребовало изменения материальной базы в части перехода от громоздких высокоточных медицинских приборов к миниатюрным электронным схе-

мам. Современные электронные схемы, используемые для регистрации сигналов мышечной активности человека, достаточно разнообразны по конструкции, имеют в своей основе различную элементную базу и обладают уникальными наборами технических характеристик.

Материалы и методы

В качестве материала для анализа были выбраны ЭМГ-датчики ряда фирм, представленных на гражданском рынке. Датчики, предлагаемые производителями, предназначены для решения различных прикладных задач. К наиболее распространенным моделям относятся: ЭМГ-модуль «Grove EMG Detector» от фирмы «Seed Studio» (Китай), модуль ЭМГ «MYO v1.2» и датчик ЭМГ/ЭКГ MH-BPS102 от компании «Elemu» (Россия), а также модуль измерения ЭКГ на базе датчика AD8232, имеющий возможность применения в качестве датчика ЭМГ от «CT Retail» (Китай).

Сравнительный анализ датчиков проведен на основе данных, заявленных их производителем. Производится сравнение элементной базы, на которой построены модули, наличия и отсутствия фильтров нижних и верхних частот, усиления сигнала, принципа работы, на котором построены основные компоненты датчиков, функциональных возможностей по регистрации ЭМГ-сигнала. В качестве тестовых условий для сравнительных испытаний датчиков выбрано размещение электродов на правой руке в зоне предплечья в области нахождения мышц, отвечающих за сгибание кисти руки.

ЭМГ-датчик «Grove EMG Detector» построен на основе двух малошумящих операционных усилителей с нулевым дрейфом OPA333 и дифференциального измерительного усилителя INA331IDGKT [1]. Оба данных элемента построены по принципу Rail-to-Rail, что позволяет расширить границы выходного диапазона сигнала до уровня $U_{пит}$ и обеспечить его более точную регистрацию. Данная особенность также позволяет применять для питания всей схемы напряжение низкого уровня. Напряжение питания схемы находится в диапазоне от 3,3 до 5 В. Рекомендуемое напряжение питания – 3,3 В, что позволяет подключать данный датчик напрямую к микрокон-

троллеру. Подключение электродов осуществляется через разъем «mini Jack 3,5 mm», уровень шума усилителей на частотах от 0,01 до 10 Гц составляет 0,1 мкВ, что при уровне выходного аналогового сигнала от 0 до 3,3 В дает достаточно высокую точность измерения ЭМГ [2]. В качестве электродов используются одноразовые сменные электроды, крепящиеся посредством быстроразъемного соединения типа «кнопка».

К недостаткам модуля можно отнести сразу несколько особенностей. Ограниченная полоса пропускания фильтра, установленного в схеме, вызывает неточности в передаче регистрируемого сигнала и невозможность регистрации сигнала с малой амплитудой. Второй недостаток заключается в использовании Rail-to-Rail-элементов, так как из-за конструктивных особенностей данная схема может вносить искажения при работе с переменным сигналом. Недостатками являются отсутствие гальванической развязки по линии питания и подключение электродов при помощи неэкранированных проводов, что может вызывать появление шумов и помех от источника питания или внешних источников шумов, таких как различная электронная аппаратура.

ЭМГ-модуль «MYO v1.2» представляет собой законченное устройство в корпусе, готовое к применению вместе с различными микроконтроллерами. Модуль выполнен в корпусе прямоугольной формы со скругленными краями размером 45,0 x 16,0 x 7,5 мм, имеющем электроды с одной стороны и проводной вывод длиной 60 см. Напряжение питания модуля – 4,5...5,5 В, стандартное значение – 5 В. Модуль обладает низким током потребления 3 мА, оснащен двумя аналоговыми выходами $OUT_{3,3V}$ и OUT_{5V} с диапазонами выходного напряжения 0...3,3 и 0...5 В соответственно. Базовый коэффициент усиления датчика имеет значение 1000 В/В и может быть увеличен при помощи SPI-интерфейса датчика в 2, 4, 5, 8, 10, 16 и 32 раза. Полоса пропускания встроенного фильтра составляет от 8 до 200 Гц. Электроды датчика выполнены из медицинской нержавеющей стали и жестко закреплены на корпусе. Для подключения датчика к микроконтроллеру, подключенному к работающему от бытовой сети электропитания компьютеру, используется USB-Isolator, обеспечивающий гальваническую развязку. Данная развязка необходима для защиты от сетевой наводки на частоте 50/60 Гц [3], [4].

ЭМГ-модуль «MYO v1.2» построен на основе двух печатных плат. На первой плате, отвечающей за первичное усиление снимаемого сигнала, расположены два прецизионных операционных усилителя малой мощности TS27L2I фирмы «Texas Instruments» (США). Усилители имеют низкое потребление тока 10 мкА [5]. На второй плате размещены еще один операционный усилитель TS27L2I, источник опорного напряжения ADR03A, обеспечивающий на плате опорное напряжение в 2,5 В, инструментальный усилитель AD623A, построенный по принципу Rail-to-Rail и отвечающий за изменение коэффициента усиления сигнала, и операционный усилитель с автоматической калибровкой сигнала MCP652, обеспечивающий фильтрацию сигнала [6].

Важной особенностью ЭМГ-модуля является сухой контакт с кожей, что позволяет проводить регистрацию ЭМГ-сигнала без предварительной подготовки или использования специальных веществ, увеличивающих электропроводность кожи.

Фиксированное расположение электродов является как недостатком, так и достоинством ЭМГ-модуля. С одной стороны, данная особенность позволяет упростить позиционирование электродов на рабочей поверхности, с другой – снижает гибкость применения датчика, так как невозможно изменить положение электродов друг относительно друга при необходимости. К недостаткам также можно отнести применение элементов Rail-to-Rail, которые могут вызывать искажение регистрируемого сигнала.

ЭМГ-датчик MH-BPS102 позиционируется производителем как универсальное решение, пригодное для регистрации ЭМГ- и ЭКГ-сигналов. Датчик представляет собой печатную плату с размещенными на ней элементами с одной стороны и электродами с другой. Размеры платы составляют 19,1 x 14,5 x 3,0 мм,

что делает ее более компактной, чем рассмотренный ранее модуль «MYO v1.2». Напряжение питания платы – от 3,2 до 5,5 В, рекомендуемое – 3,3 В, что позволяет обеспечивать питание датчика напрямую от микроконтроллера, однако, как и модуль «MYO v1.2», датчик требует наличия гальванической развязки по цепи питания для защиты от сетевой помехи или помехи от источника вторичного электропитания [7]. Емкость потребления платы составляет 3 мА, что позволяет экономично расходовать ресурс батареи устройства, в составе которого применяется датчик. Выходной сигнал является аналоговым с максимальным размахом, равным напряжению питания датчика. Датчик поддерживает сухой контакт с кожей и не требует специальной подготовки места контакта. В датчике установлен фильтр с полосой пропускания 8...200 Гц и регулируемым при помощи интерфейса SPI коэффициентом усиления. Стандартный коэффициент усиления составляет 1000 В/В и может увеличиваться в 2, 4, 5, 8, 10, 16 и 32 раза [8].

Узел первичного усиления регистрируемого сигнала, получаемого с электродов, в данном датчике построен на основе двух, по одному на каждый сигнальный электрод, двухканальных прецизионных малошумящих операционных усилителей с малым входным током смещения OP2177 от «Analog Devices» (США). В состав датчика входят дифференциальный усилитель AD8275, обладающий коэффициентом подавления синфазного сигнала 80 дБ для подавления искажений сигнала, и программируемый усилитель с полосой пропускания 12 МГц MCP6S21 от фирмы «Microchip Technology» (США), обеспечивающий возможность изменения коэффициента усиления сигнала [9]. Данный усилитель обладает такими характеристиками, как низкая плотность мощности шума, равная 10 нВ/Гц^{1/2} на частоте 0...10 кГц, искажение сигнала при усилении, составляющее не более 1 %, ток потребления 1 мА. Построен по принципу Rail-to-Rail [10]. Электроды выполнены из медицинской нержавеющей стали.

Недостатки данного датчика, аналогичные недостаткам модуля «MYO v1.2», связаны с жестко расположенными электродами и применением принципа Rail-to-Rail в дифференциальном усилителе AD8275 и усилителе MCP6S21.

Последний рассматриваемый ЭМГ-модуль представляет собой микросхему AD8232 от производителя «Analog Devices» с обвязкой из пассивных элементов. Микросхема AD8232 представляет собой специализированную микросхему, предназначенную для измерения ЭКГ и других биопотенциальных сигналов. Основная ее особенность заключается в возможности микросхемы к регистрации, усилению и фильтрации биопотенциальных сигналов при наличии привносимых шумов и помех, создаваемых движением тела или большим расстоянием от электродов до платы датчика. Потребление тока микросхемы составляет 170 мкА, уровень подавления помех – 80 дБ на частотах до 60 Гц, существует возможность работы с двумя или тремя электродами, высокий коэффициент усиления – 100, двухполюсный настраиваемый фильтр верхних частот и трехполюсный настраиваемый фильтр нижних частот с корректируемым усилением. Напряжение питания схемы составляет от 2 до 3,5 В. Схема построена по принципу Rail-to-Rail, имеет встроенный опорный буфер, генерирующий виртуальное заземление. Выход – аналоговый [11].

К недостаткам данного модуля можно отнести отсутствие гальванической развязки по питанию, необходимость использования неэкранированных проводов для подключения электродов и долгое время установления уровня сигнала в среднем значении.

Из обзора элементной базы модулей для регистрации ЭМГ-сигналов можно сделать вывод о том, что в них широко применяются элементы, построенные по принципу Rail-to-Rail. Конструктивные особенности входных каскадов данных элементов, состоящих из N- и P-канальных транзисторов, могут вызывать искажение сигнала при прохождении его через границу переключения каскадов. Для устранения данной особенности работы операционных усилителей и повышения точности регистрации сигнала ЭМГ-модулями следует применять

операционные усилители, имеющие в своем составе встроенный повышающий регулятор, обеспечивающий работу со всем диапазоном напряжений при помощи только одного каскада [12].

Результаты

Представлены результаты тестирования ЭМГ-модулей и датчиков, рассмотренных выше. Тестирование проводилось посредством программного пакета «Arduino IDE» версии 1.8.5, условия тестирования для каждого ЭМГ-датчика были максимально приближены друг к другу по таким параметрам, как место расположения датчика/электродов на руке, производимое движение рукой – сжатие кисти в кулак с последующим разжатием. Графические результаты работы ЭМГ-датчиков получены при помощи встроенной в программное обеспечение «Arduino IDE» функции – плоттера по последовательному соединению, производящей отрисовку графика на основе данных, полученных через заданный аналоговый вход микроконтроллера.

На графиках данные по оси абсцисс соответствуют временной развертке с момента включения функции плоттера до момента регистрации полученных значений ЭМГ-сигнала снимком экрана, значения по оси абсцисс представлены с размерностью 1/1000 с.

По оси ординат отображается значение сигнала на аналоговом входе в диапазоне от 0 до $U_{пит}$, поскольку рассматриваемые ЭМГ-датчики построены по принципу Rail-to-Rail, зна-

чения по оси ординат представлены с размерностью 1/100 В.

Рассмотрим результаты тестирования ЭМГ-модулей. На *рисунках* в правой части представлены данные на графике, полученные с датчика, слева – фотография датчика в момент тестирования.

На *рис. 1* представлены результаты тестирования ЭМГ-модуля «Grove EMG Detector».

На полученном графике четко можно различить момент максимального напряжения мышц руки при сжатии кулака – вертикальный пик максимальной высоты, момент расслабления мышц после сжатия – нисходящие пики и момент разжатия кисти – провал графика ниже среднего положения.

На *рис. 2* представлены результаты тестирования модуля ЭМГ «MYO v1.2».

Форма сигнала, полученная при помощи ЭМГ-модуля «MYO v1.2», имеет большее количество пиков и провалов сигнала, чем форма сигнала, зарегистрированная ЭМГ-модулем «Grove EMG Detector». Это связано с большей скоростью обмена данными с микроконтроллером, благодаря чему ЭМГ-модуль успевает передать каждое изменение в значении сигнала без слияния его с соседними. Кроме максимального по амплитуде пика, указывающего на момент максимального напряжения мышц, на графике можно отметить регистрацию активности мышц, предшествующую сжатию кулака. Видна также работа мышц руки, не связанная со сжатием – изменение уровня сигнала после основного каскада пиков и провалов. Это свидетельствует о высокой чувствительности ЭМГ-

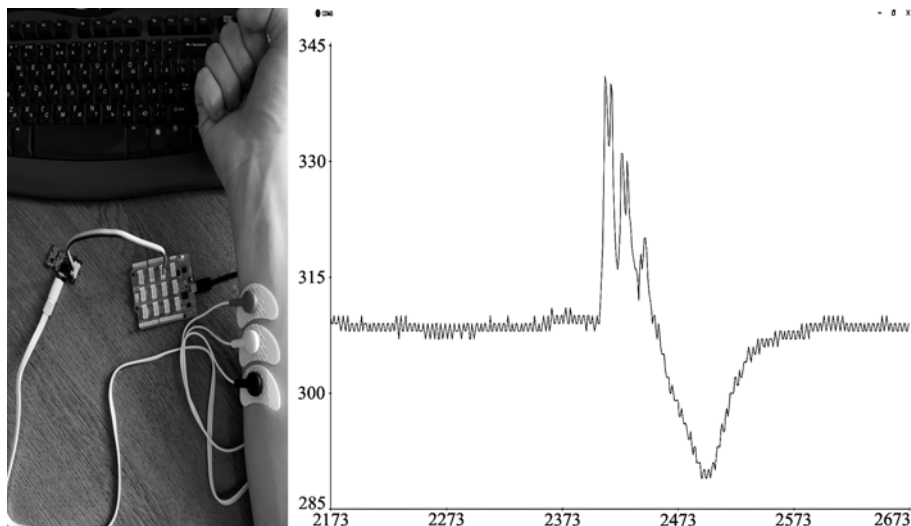


Рис. 1. Проведение эксперимента и график ЭМГ-сигнала, полученный при помощи ЭМГ-модуля «Grove EMG Detector»

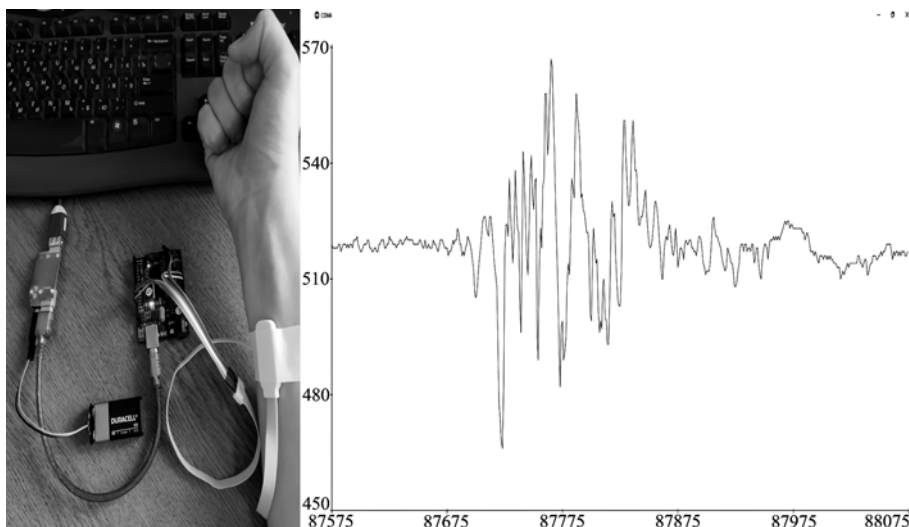


Рис. 2. Проведение эксперимента и график ЭМГ-сигнала, полученный при помощи ЭМГ-модуля «MYO v1.2»

модуля, позволяющей регистрировать сигналы даже от мышц, не задействованных в непосредственном совершении движения.

На *рис. 3* представлены данные, полученные при помощи ЭМГ-датчика МН-BPS102.

Как и предыдущий модуль, МН-BPS102 имеет повышенную скорость обмена данными с микроконтроллером, что позволяет получать более точную форму сигнала. На графике хорошо видны момент напряжения мышц для сжатия, а также их переход в расслабленное состояние после него. В целом датчик показал себя на одном уровне с ЭМГ-модулем «МУО v1.2», однако уровень помех, вносимый другими, не задействованными в движении мышцами, оказался ниже вследствие меньших размеров датчика и электродов.

Далее на *рис. 4* представлен график ЭМГ-сигнала, полученный при помощи ЭМГ-модуля на основе микросхемы AD8232.

На графике можно четко увидеть момент сжатия кисти и последующего разжатия. По характеристикам снимаемого сигнала датчик близок к ЭМГ-датчику «Grove EMG Detector». Из-за низкой скорости обмена данными происходит искажение сигнала путем слияния соседних пиков в один, также у датчика выявлен недостаток в виде достаточно длительного времени установки среднего уровня сигнала после подключения его к руке, составляющее 3...5 с.

При рассмотрении полученных результатов было выявлено, что датчики «Grove EMG Detector» и AD8232 имеют более

низкие показатели по фильтрации сигнала от помех, чем остальные рассмотренные модули.

Кроме рассмотрения функциональных и технических параметров представленных модулей следует дать им экономическую оценку. Каждый из рассмотренных модулей имеется в свободной продаже, поэтому сравнение было проведено по розничным ценам за единицу каждого модуля.

Стоимость ЭМГ-модулей:

- 1) ЭМГ-модуль «Grove EMG Detector» – 4400 руб.;
- 2) модуль ЭМГ «МУО v1.2» – 3950 руб.;
- 3) датчик ЭМГ/ЭКГ МН-BPS102 – 1900 руб.;
- 4) модуль измерения ЭКГ на базе датчика AD8232 – 740 руб.

Как видно из списка, наименьшей стоимостью обладает модуль ЭКГ на основе микросхемы AD8232, однако по функциональным возможностям данный модуль уступает модулям «МУО v1.2» и МН-BPS102. Кроме того, применение модуля на основе AD8232, как и модуля «Grove EMG Detector», требует использования одноразовых поверхностных электродов, предназначенных для подключения к человеку. Это увеличивает стоимость их эксплуатации. Модули «МУО v1.2» и МН-BPS10, напротив, используют встроенные многоразовые электроды. Модуль для регистрации ЭМГ «МУО v1.2» и датчик ЭМГ/ЭКГ МН-BPS10 сопоставимы по своим функциональным возможностям, но при этом стоимость МН-BPS10 в 2 раза ниже стоимости «МУО v1.2». МН-BPS10 позиционируется как универсальный датчик ЭМГ/ЭКГ. На основе сравнения мож-

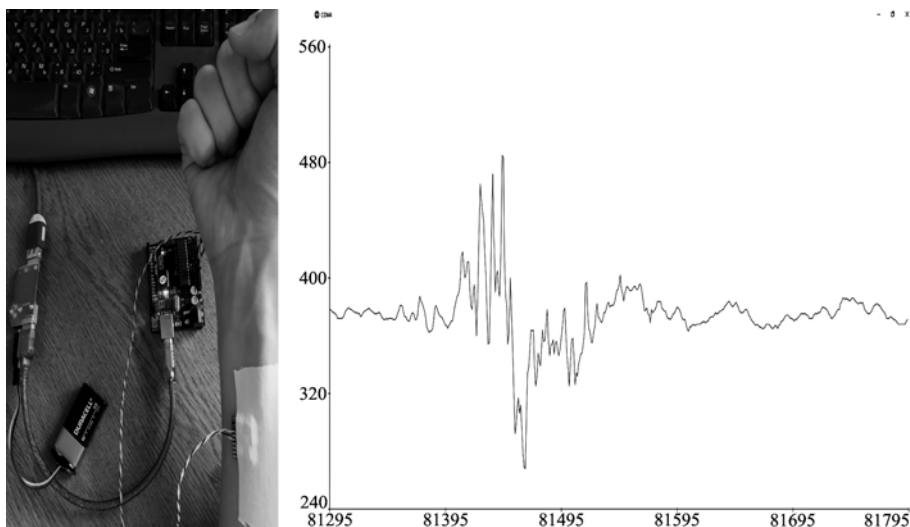


Рис. 3. Проведение эксперимента и график ЭМГ-сигнала, полученный при помощи ЭМГ-модуля МН-BPS102

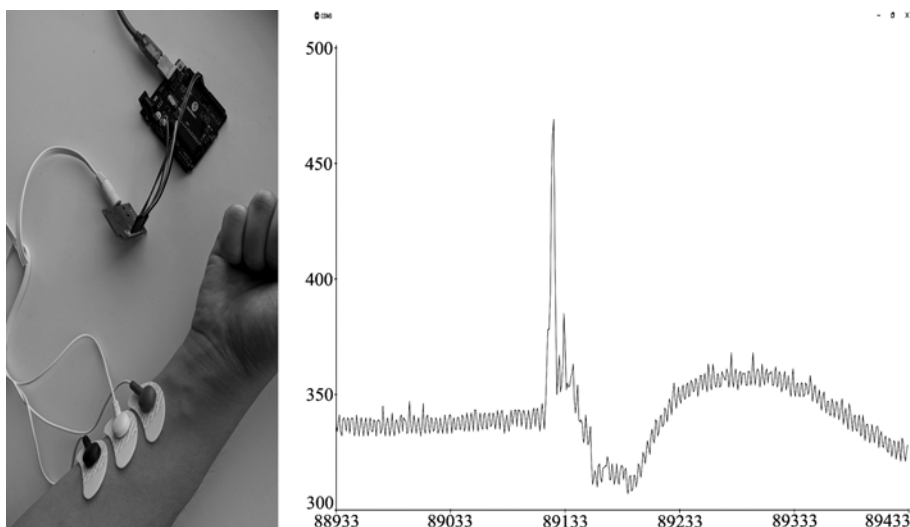


Рис. 4. Проведение эксперимента и график ЭМГ-сигнала, полученный при помощи ЭМГ-модуля AD8232

но сделать вывод, что наиболее выгодным с точки зрения экономических параметров является использование датчиков МН-BPS10.

Заключение

В ходе проведения сравнительного анализа различных ЭМГ-датчиков и ЭМГ-модулей, представленных на рынке, было выявлено, что все из представленных датчиков обеспечивают регистрацию ЭМГ-сигнала при сокращении мышц, однако наиболее точную регистрацию данного сигнала обеспечивают датчики, имеющие несколько уровней усиления как для сигнала на одном из регистрирующих электродов, так и для суммарного сигнала обоих электродов, а также регулируемый коэффициент усиления, позволяющий подстраиваться под разный уровень сигнала в зависимости от скорости и силы сокращения мышц. Также важным фактором для получения ЭМГ-сигнала является наличие системы фильтрации сигнала как верхних, так и нижних частот, что позволяет отсекаать помехи, вызванные внешними источниками, и наличие гальванической развязки цепи питания для отсечения сетевой помехи 50 Гц. Кроме того, датчик должен обладать высокой скоростью обмена информацией с микроконтроллером, поскольку при низкой скорости обмена происходит искажение формы сигнала, что может негативно сказаться на работе систем управления, где требуется точная форма регистрируемого сигнала для корректной работы. Из представленных и проанализированных образцов датчиков наиболее полно соответствуют требованиям и могут быть использованы как основа для системы управления бионического протеза ЭМГ-датчики МН-BPS102 и «МУО v1.2».

Список литературы:

1. Grove – EMG Detector – Техническая документация [электронный ресурс] / <https://static.chipdip.ru/lib/156/DOC004156297.pdf> (дата посещения: 28.05.2021 г.).
2. Grove – EMG Detector – официальный сайт [электронный ресурс] / https://wiki.seeedstudio.com/Grove-EMG_Detector/ (дата посещения: 28.05.2021 г.).
3. Муо v1.2 Модуль для регистрации ЭМГ-сигналов – Инструкция по эксплуатации [электронный ресурс] / <https://drive.google.com/file/d/1OsCOC6UhO3uZjDJSOgZqn9KPosG3rShK/view?usp=sharing> (дата посещения: 14.05.2021 г.).
4. Модуль МУО v1.2 – официальный сайт [электронный ресурс] / https://elemyo.com/producty/modul_mu_v1_2 (дата посещения: 14.05.2021 г.).
5. Precision very Low Power CMOS dual operational amplifiers TS27L2C, I, M – Техническая документация [электронный ресурс] / <https://www.st.com/resource/en/datasheet/ts27l2.pdf> (дата посещения: 18.05.2021 г.).
6. Ultracompact, Precision 10.0 V/ 5.0 V/ 3.0 V Voltage References ADR01/ADR02/ADR03/ADR06 – Техническая документация [электронный ресурс] / https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADR01_02_03_06.pdf (дата посещения: 19.05.2021 г.).
7. Датчик МН-BPS102 – официальный сайт [электронный ресурс] / https://elemyo.com/producty/datchik_mhbps102 (дата посещения: 23.05.2021 г.).

8. МН-BPS102 Датчик для регистрации ЭМГ-, ЭКГ-сигналов – Инструкция по эксплуатации [электронный ресурс] / <https://drive.google.com/file/d/17eKBfF7E8k11OviZrxRwNmjIiXeeEyqo/view?usp=sharing> (дата посещения: 23.05.2021 г.).
9. G=0.2, Level Translation 16-Dit ADC Driver AD8275 – Техническая документация [электронный ресурс] / <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8275.pdf> (дата посещения: 24.05.2021 г.).
10. Single-Ended, Rail-to-Rail I/O, Low Gain PGA MCP6S21/2/6/8 – Техническая документация [электронный ресурс] / <http://radio-hobby.org/uploads/datasheet/87/mcp6/mcp6s21.pdf> (дата посещения: 24.05.2021 г.).
11. Single Lead, Heart Rate Monitor Front End AD8232 – Техническая документация [электронный ресурс] / <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf> (дата посещения: 26.05.2021 г.).
12. Что нужно знать о входах rail-to-rail. Compel.ru [электронный ресурс] / <https://www.compel.ru/lib/90099> (дата посещения: 10.11.2021 г.).

*Евгений Александрович Елисеичев,
начальник сектора гражданской продукции,
отдел главного конструктора,
АО «Рыбинский завод приборостроения»,
ст. преподаватель по совместительству,
кафедра «Электротехника
и промышленная электроника»,
ФГБОУ ВО «Рыбинский государственный
авиационный технический университет
им. П.П. Соловьева»,
Владимир Владимирович Михайлов,
канд. техн. наук, гл. конструктор,
АО «Рыбинский завод приборостроения»,
Игорь Васильевич Боровицкий,
директор,
ООО «НПП «Энергоприбор»,
Руслан Михайлович Жилин,
инженер-конструктор 2 категории,
Екатерина Олеговна Сенаторова,
инженер-конструктор 2 категории,
отдел главного конструктора,
АО «Рыбинский завод приборостроения»,
г. Рыбинск,
e-mail: EvgenijEliseichev@yandex.ru*

* * * * *