

УДК 007.51

DOI 10.35211/1990-5297-2024-4-287-15-19

*А. В. Баталов***ОБРАБОТКА БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО СИГНАЛА
ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ ПРИВОДОМ ЭКСОСКЕЛЕТА
НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА СПЕКТРАЛЬНОЙ ПЛОТНОСТИ****Владимирский государственный университет им. А. Г. и Н. Г. Столетовых**

a.batalov@mail.ru

В статье выделены такие проблемы, как влияние низкочастотных помех, входящих в частотный диапазон биоэлектрического сигнала; высокочастотные наведенные и синфазные помехи, вносящие значимые погрешности в процесс измерения. Разработан метод спектрального анализа исходного сигнала, позволяющий уменьшить влияние на конечный сигнал определенного вида помех.

Ключевые слова: биоэлектрический потенциал, экзоскелет, биомеханика, неинвазивная регистрация сигнала, спектральный анализ.

*A. V. Batalov***BIOELECTRIC SIGNAL PROCESSING FOR EXOSKELETON
DRIVE CONTROL BASED ON SPECTRAL DENSITY ANALYSIS****Vladimir State University A. G. and N. G. Stoletovs**

The article highlights such problems as the influence of low-frequency interference included in the frequency range of the bioelectric signal, high-frequency induced and common-mode interference, which introduce significant errors in the measurement process. A method has been developed for spectral analysis of the original signal, which makes it possible to reduce the influence of a certain type of interference on the final signal.

Keywords: bioelectric potential, exoskeleton, biomechanics, non-invasive signal recording, spectral analysis.

Введение

На сегодняшний день во многих областях возрастает необходимость значительного расширения человеческих возможностей (в том числе физических возможностей). Тенденцию можно проследить, обратив внимание на все увеличивающееся количество научных и коммерческих проектов, так или иначе пытающихся решить эту проблему. Одним из способов расширения физических возможностей человека является применение различного рода экзоскелетов. Экзоскелеты, как правило, делятся на несколько категорий в зависимости от выбранного параметра. В рамках данной работы будет рассматриваться категория активных экзоскелетов, то есть имеющих отдельный источник питания и использующих накопленную в нем энергию [1].

Сегодня разработка оптимального способа управления активным экзоскелетом начинает превалировать над кинематической реализацией его конструкции. Отечественные и зарубежные ученые сейчас проводят множество исследований по способности применения различных принципов управления для достижения наилучших характеристик по выбранным критериям. Исследования в области регистрации

и обработки биоэлектрического сигнала на сегодняшний день ориентированы в большинстве на медицинскую отрасль. Как пример, диагностическая миография направлена на выявление неврологических проблем опорно-двигательного аппарата. Степень же научной разработанности проблемы регистрации и обработки биоэлектрического сигнала для генерации управляющего воздействия несколько уже. За рубежом по вопросам регистрации биопотенциалов опубликовано достаточно большое количество монографических работ и статей [2]. Среди них особо следует отметить научные исследования Г. Александера, Д. Бейли, П. Роуза, Д. Диамонда, Р. Гобела.

Управляющее воздействие на привод выбирается на основании типа его регулирования. Однако в общем случае для управляющего воздействия свойственна передача основного параметра «намерения движения». Эта величина может быть рассчитана для каждого звена экзоскелета. Ее задача – насколько можно раньше и точнее спрогнозировать движение оператора.

Одним из способов прогнозирования движения является регистрация биоэлектрической активности на разных этапах ее генерации. Такой способ лишен недостатка в быстродействии,

поскольку регистрация биоэлектрической активности, например мышцы, приводящей в движение сустав, происходит до начала непосредственно движения, в точности подходить под определение «намерение движения». Быстродействие здесь будет определяться тем, сколько времени потребуется для регистрации и обработки исходного сигнала.

Одной из основных проблем регистрации биоэлектрического сигнала в портативных системах является сложность фильтрации и интерпретации полученного сигнала в значение для привода. Причиной этого служит множество факторов, но самые значимые из них – наведенные высокочастотные помехи на электроды, случайные выбросы в диапазоне измеряемой частоты и меняющееся смещение исходного сигнала.

Для уменьшения влияния вышеперечисленных факторов предлагается использовать ряд фильтров, разделяющих исходный сигнал по спектру на несколько зон и формирующих спектральный рисунок, характерный для миографического сигнала.

Материалы и методы

В качестве эталонного сигнала для определения влияния помех и эффективности разработанного алгоритма в работе будет использован биоэлектрический сигнал, снятый и оцифрованный со стационарного медицинского миографа. При помощи математической модели, построенной в среде динамического междисциплинарного моделирования сложных технических систем Simulink, в исходный сигнал будут внесены различные типы помех и определится эффективность алгоритма к их подавлению.

Основная часть

Регистрация биоэлектрической активности в системах управления экзоскелета подразделяется, в основном, на два типа: электроэнцефалограмма (ЭЭГ) и электромиография (ЭМГ). Электромиография существенно проще в реализации. Она основана на регистрации наведенного биопотенциала активной мышцы. В быстродействии она проигрывает электроэнцефалограмме, однако позволяет с высокой достоверностью определить активность мышцы еще до начала непосредственного движения. Для управления активным экзоскелетом этого достаточно.

Согласно исследованию по измерению импеданса на границе электрод – кожа двух типов

поверхностных ЭМГ-электродов при длительных записях, опубликованному в работе [3], частотный диапазон лежит в пределах 10–400 Гц. Также потенциал покоя мембраны мышечного волокна составляет 80–90 мВ. Когда нервная клетка возбуждается на гребне аксона, образуется потенциал действия, распространяющийся вдоль аксона. Распространение нервного импульса по аксону происходит за счет последовательной деполяризации мембраны с образованием потенциала действия со скоростью около 15–120 м/с. Продолжительность потенциала действия мышечного волокна составляет 3–5 мс. Поэтому максимальное количество импульсов, способных воспроизвести мышцу, составляет не более 200–300 импульсов в секунду [4].

Далее (рис. 1) приведены исходный сигнал, записанный на стационарном миографе с частотой дискретизации 4 кГц, и его спектральная плотность.

Специфика спектральной плотности миографического сигнала заключается в характерном для двигательной активности резком спаде в диапазоне 0–300 Гц [5]. Эту особенность предполагается использовать для фильтрации помех, возникающих в процессе регистрации и выходящих за пределы определенного шаблона. Амплитуда биоэлектрического мышечного сигнала колеблется от 20 мкВ до 30 мВ. Достаточно широкий диапазон значений связан с физиологическими особенностями каждого человека [6].

Для регистрации величины стимуляции мышцы необходимо разделить спектральный рисунок на несколько зон, вносящих разное влияние на выходное значение. Так как спектральная плотность миографического сигнала неоднородна, это позволяет оценивать полученный сигнал, корректируя входные значения на коэффициенты, соответствующие своей спектральной зоне. Обычно имеющие наибольшую интенсивность помехи, могут лежать в диапазоне от 0 до 300 Гц. Этот диапазон был разделен на пять зон (рис. 2) с соответствующей степенью ослабления сигнала.

Исходя из спектральной картины, чем выше частота исходного сигнала, тем меньше полезной информации, в контексте управления экзоскелетом, он несет, и если рассматривать диапазон высоких частот (от 150 Гц и выше) в той же степени, что и остальной спектр [7], то помехи, в основном возникающие в этом диапазоне, будут вносить большое влияние на конечный сигнал.

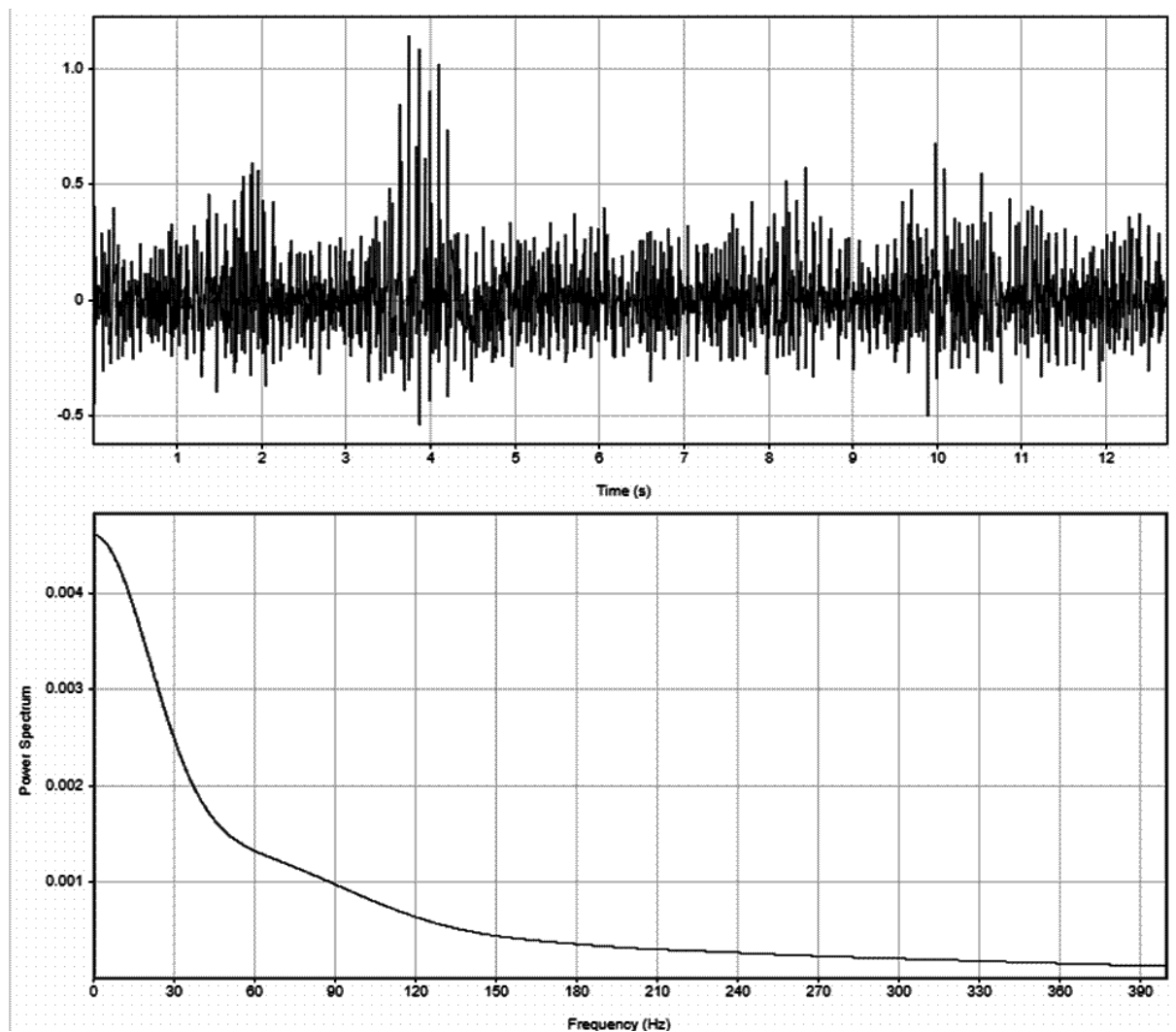


Рис. 1. Исходный сигнал электрической активности мышцы и его спектральная плотность

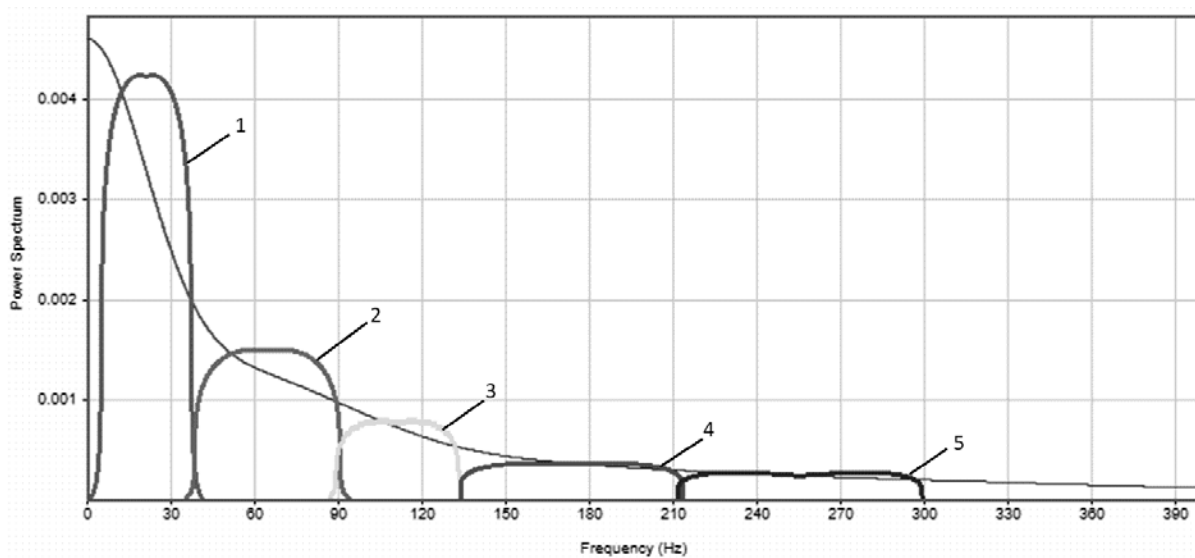


Рис. 2. Разделение частотного диапазона на зоны с разной степенью ослабления сигнала:
1 – < 30 Гц; 2 – $30\text{--}90$ Гц; 3 – $90\text{--}130$ Гц; 4 – $130\text{--}210$ Гц; 5 – > 300 Гц

Для ограничения частоты одной зоны были использованы полосовые фильтры, рассчитанные под диапазон каждой зоны. Затем выход каждого фильтра был скорректирован, ослаблен или уси-

лен в соответствии с зоной, в которой он работает. Из полученного значения каждого фильтра было рассчитано абсолютное значение, используемое для дальнейшей обработки (рис. 3).

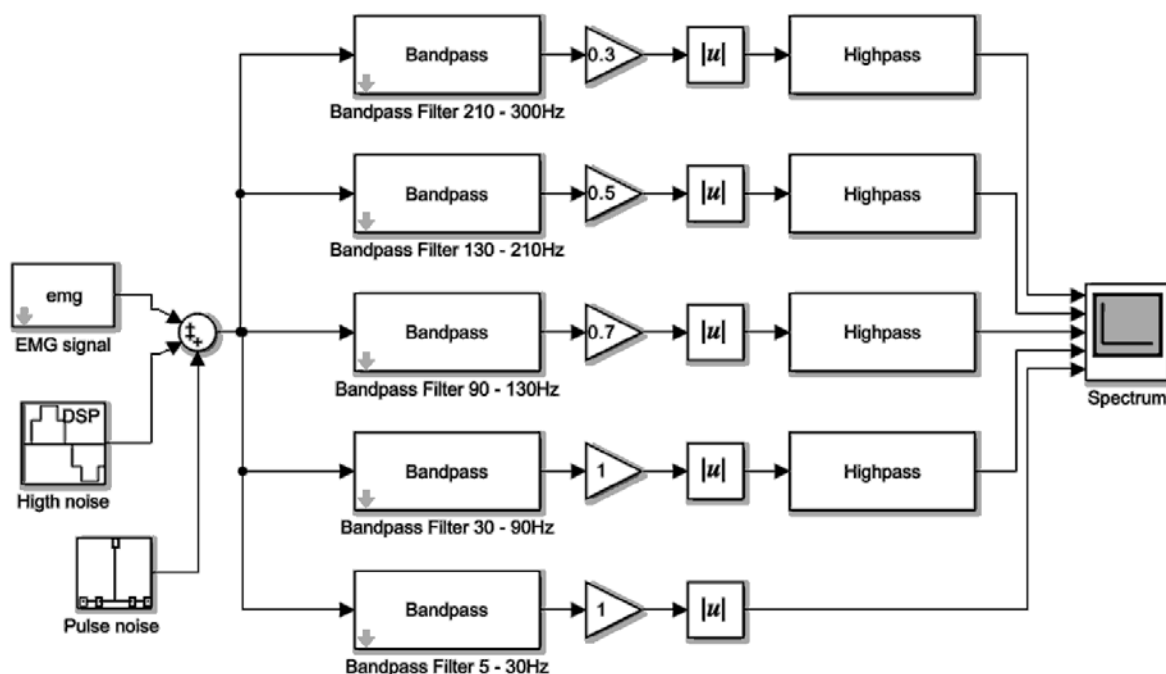


Рис. 3. Обработка биоэлектрического сигнала по частотным зонам

Результаты симуляции (рис. 4) в отсутствие внешних помех демонстрируют частотный выходной сигнал, соответствующий вышеуказанным характеристикам с незначительны-

ми колебаниями, из-за неравномерности усиления, прикладываемого в момент записи исходной миограммы.

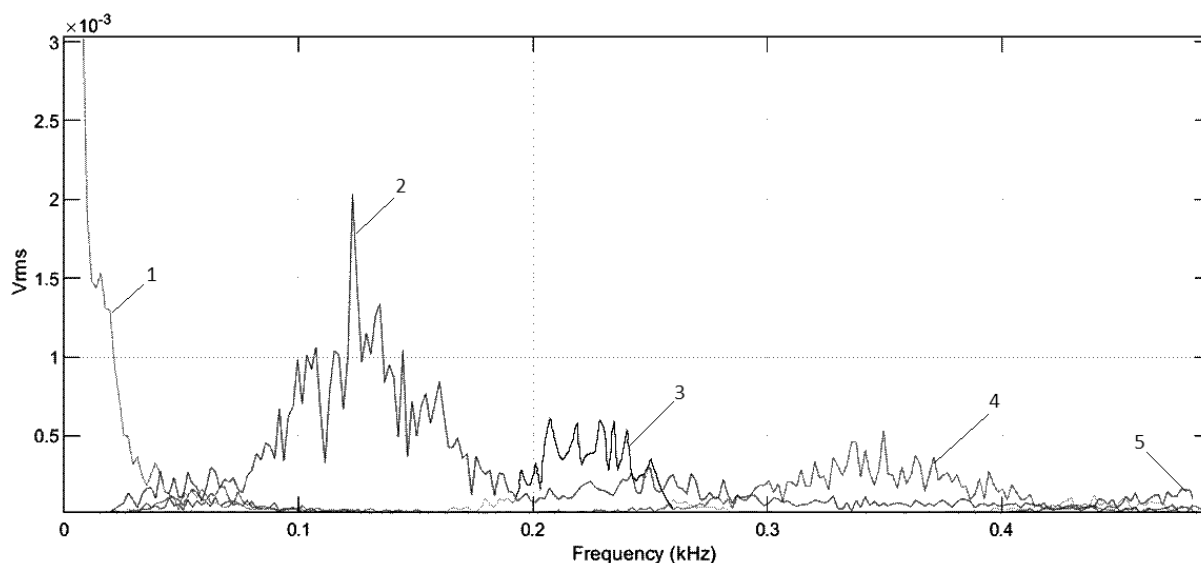


Рис. 4. Чистый выходной сигнал, распределенный на частотные зоны с коэффициентами ослабления:
1 – < 30 Гц; 2 – 30–90 Гц; 3 – 90–130 Гц; 4 – 130–210 Гц; 5 – > 300 Гц

Далее в исходный сигнал были добавлены сигналы, имитирующие внешние помехи: высокочастотный шум, соответствующий наведенному сигналу от импульсных преобразова-

телей, и импульсные помехи низкой частоты, имитирующие синфазную составляющую при перемещении измерительного электрода.

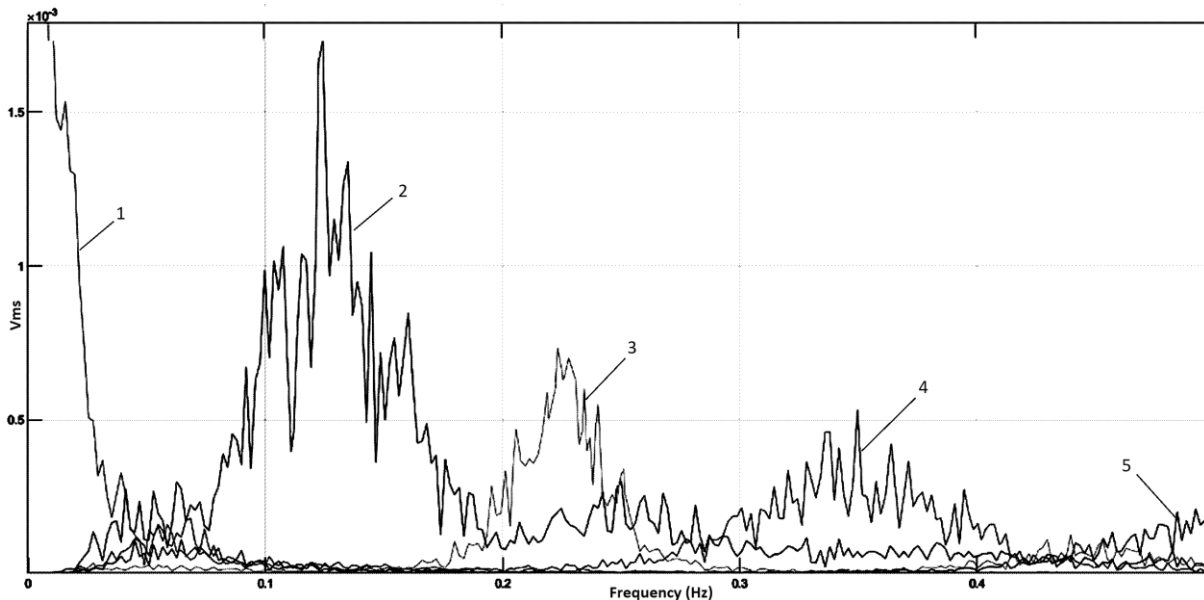


Рис. 5. Выходной сигнал при воздействии на исходный сигнал разнородных помех:
1 — < 30 Гц; 2 — 30–90 Гц; 3 — 90–130 Гц; 4 — 130–210 Гц; 5 — > 300 Гц

На результирующем графике (рис. 5) для наглядности была увеличена вертикальная развертка, заметны незначительные отклонения в зоне 130–210 Гц, связанные с захватом зоны низкочастотных помех, однако негативное влияние этого было уменьшено соответственно с коэффициентом работы зоны (0,5). Наиболее же эффективно система показывает себя в области высокочастотных помех; влияния на результирующий график наведенный сигнал преобразователя не оказал.

Выводы

Выявлено, что использование алгоритма анализа спектральной мощности исходного сигнала позволяет снизить влияния основных, разнородных помех на конечный сигнал. Показано, что наибольшее влияние вносят низкочастотные синфазные помехи, появляющиеся вследствие перемещения измерительного электрода. Для уменьшения их действия могут быть применены гелиевые электроды.

Полученный в результате работы алгоритм способствует повышению достоверности динамического измерения биопотенциала в мобильной системе управления активным экзоскелетом и является частью исследования по разработке алгоритма управления активным экзоскелетом ног [8].

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Самсонова, А. В. Биомеханика мышц : Учебно-методическое пособие / А. В. Самсонова, Е. Н. Комиссарова ; под ред. А. В. Самсоновой. — СПб.: Изд-во СПбГУФК им. П. Ф. Лесгафта, 2008. — 127 с.
2. Крисвелл, Д. Э. Поверхностная электромиография // Государственный университет Сономы : Изд-во Jones and Bartlett Publishers, 2-е изд. — Садбери, Массачусетс, 2011 — 12 с.
3. Хьюсон, Д. Дж. Эволюция импеданса на границе электрод — кожа двух типов поверхностных ЭМГ-электродов во время длительных записей / Д. Дж. Хьюсон, Дж. Ю. Хокрел, Ж. Дюшен // Журнал электромиографии и кинезиологии. — 2003. — № 1. — С. 31.
4. Николаев, С. Г. Практикум по клинической электромиографии / С. Г. Николаев. — 2-е изд., перераб. и доп. — Иваново, 2003. — 64 с.
5. Физиотерапия : Учебное пособие / Г. Ш. Гафиятулина, В. П. Омельченко, Б. Е. Евтушенко, И. В. Черникова. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2010. — 272 с.
6. Попов, Г. И. Биомеханика двигательной активности : Учебник для студентов учреждений высшего профессионального образования / Г. И. Попов, А. В. Самсонова. — М.: Академия, 2014. — 320 с.
7. Мошиц, Г. Проектирование активных фильтров : пер. с англ. / Г. Мошиц, П. Хорн. — М.: Мир, 1984. — 320 с.
8. Баталов, А. В. Регистрация и обработка сигнала биоэлектрической активности мышц для управления приводом бионического протеза / А. В. Баталов, О. В. Веселов // Современные наукоемкие технологии. — 2020. — № 12, Часть 2. — С. 263–268.