

На правах рукописи



Брико Андрей Николаевич

НЕЙРОМЫШЕЧНЫЙ ИНТЕРФЕЙС ПРЕДПЛЕЧЬЯ НА ОСНОВЕ
КОМПЛЕКСИРОВАНИЯ СИГНАЛОВ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНОЙ,
ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОЙ И МИОТОНИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ

Специальность 05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского
назначения

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Москва – 2020

Работа выполнена в федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)»

Научный руководитель: **Щукин Сергей Игоревич**,
доктор технических наук, профессор.

Официальные оппоненты: **Лебедев Георгий Станиславович**,
доктор технических наук,
федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет), директор Института цифровой медицины;

Садыкова Елена Владимировна,
доктор технических наук, доцент,
федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», доцент кафедры биотехнических систем.

Ведущая организация: Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова Российской академии наук, г. Москва

Защита состоится «29» декабря 2020 г. в 12:00 часов на заседании диссертационного совета Д 212.141.24 при Московском государственном техническом университете имени Н.Э. Баумана в зале Ученого Совета по адресу: 105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д.5, стр.1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Баумана и на сайте www.bmstu.ru

Автореферат разослан «___» 2020 г.

Ваш отзыв в двух экземплярах, заверенных гербовой печатью, просьба направлять по адресу: 105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр.1, МГТУ им. Н.Э. Баумана, ученому секретарю диссертационного совета Д 212.141.24.

Ученый секретарь
диссертационного совета

Самородов Андрей
Владимирович

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. Человеческая рука - чрезвычайно сложный инструмент, позволяющий выполнять множество действий, включая мелкую моторику благодаря большому количеству степеней свободы (Cutkosky M., 1989, Ingram J., 2008). Функционал руки используется не только для выполнения почти всех видов повседневной деятельности, таких как прием пищи, переодевание, обеспечение личной деятельности (Aubin P., 2014, Hillman M., 2004, Xie S., 2016), но и необходим для социального взаимодействия.

Потеря двигательной функции верхней конечности значительно снижает качество жизни (Krebs H., 2003, Maciejasz P., 2014). Распространенными причинами являются как инсульт (Bae J., 2012, Meng W., 2015), травмы головы, повреждения спинного мозга, рассеянный склероз или церебральный паралич (Xie S., 2016), так и ампутации вследствие обморожения, травм и инфекций (Maduri P., 2020, Shahsavari H., 2020, Буров Г., 2017).

В данных случаях обеспечение высокофункциональными протезными (Bajaj N., 2015, Belter J., 2013, Shahsavari H., 2020) и реабилитационными (Aubin P., 2014, Housman S. 2007, Kiguchi K., 2007, Ochoa J., 2011, Silveira A., 2018) устройствами является социально значимой научно-технической задачей, так как это позволяет вернуть пациентов к прежней активной жизни путем частичного восполнения утраченных двигательных функций конечности и сокращения времени реабилитации.

Однако, несмотря на технологический прогресс за последние 50 лет, при разработке бионических устройств все еще приходится сталкиваться с определенными ограничениями. Одним из основных, что делает их далекими от удовлетворения потребностей пользователей, является отсутствие интуитивно понятного и надежного интерфейса управления (Clement R., 2011, Dhillon G., 2005, Housman S. 2007, Kiguchi K., 2007, Lo H., 2012, Silveira A., 2018), позволяющего преодолеть проблемы замещения функций верхней конечности (Cordella F., 2016, Leeb R., 2010).

Степень разработанности темы исследования. Проблемы разработки антропоморфного нейромышечного интерфейса рассматривались во многих исследованиях (Cordella F., 2016, Hillman M., 2004, Lo H., 2012, Osborn L., 2002, Xie S., 2016). Ключевым моментом является выбор метода получения информации о совершаемом конечностью движении, позволяющего определять как его тип, так и проводить численную оценку силомоментных характеристик.

Классическим считается управление на основе поверхностной электромиограммы. Анализ амплитудно-частотных характеристик сигнала позволяет реализовывать дискретное (Scott R., 1988), пропорциональное

(Fougner A., 2011) и управление на основе распознавания образов (Cloutier A., 2013, Dohnalek P., 2013, Phinyomark A., 2013). При слабой биоэлектрической активности мышц в практике протезирования используют миотонограмму (Cho E., 2016, Radmand A., 2016, Winingger M., 2008), регистрируемую, традиционно, неинвазивно посредством тензодатчиков, расположенных на поверхности конечности.

Развиваемые сегодня способы управления, в частности при использовании отдельных сигналов, полученных на основе одного физического метода, не позволяют получить детальную информацию биомеханических характеристик мышечной активности, и, как следствие, позволяют только частично удовлетворять требованиям антропоморфного управления, включающее в себя реализацию действия копирующего типа, пропорциональность по силе, комплексирование действий и задержку в реализации команд управления, как правило, не более 150 мс.

В этом смысле электроимпедансная миография (Rutkove S., 2009, Sanchez B., 2017, Zagar T., 2007) в комплексном сочетании с анализом электромиограммы и миотонограммы потенциально может обладать высокой информативностью в системах антропоморфного управления. Концепция использования электроимпеданса для бионического управления привлекательна, поскольку может дать новые знания о биофизических процессах, происходящих в мышечных и окружающих тканях (Кобелев А.В., 2018, Щукин С.И., 2017). Однако проведенный анализ показывает, что существующие методы и подходы не учитывают ряд важных процессов, рассмотрение которых необходимо для разработки эффективных интерфейсов. В связи с этим были сформулированы цель и задачи настоящей диссертационной работы.

Целью работы является разработка биотехнической системы нейромышечного интерфейса предплечья на основе комплексирования сигналов электроимпеданса, электромиограммы и миотонограммы.

Для достижения поставленной цели решены следующие **задачи**:

1. Исследование процессов, влияющих на изменение электрического импеданса при реализации действий кистью.

2. Обоснование схемы и средств измерений электрического импеданса, расположения и геометрических параметров электродных систем, обеспечивающих необходимую чувствительность измерений сигнала с области предплечья для реализации антропоморфного управления.

3. Исследование методов определения типа совершаемого действия кистью на основе комплексирования разных по своей физической природе сигналов нейромышечной активности: электроимпеданса, электромиограммы и миотонограммы.

Научная новизна:

1. На основе результатов теоретических и экспериментальных исследований предложена модель формирования сигналов электроимпеданса области предплечья, учитывающая изменение электрофизических и геометрических параметров кожно-жирового слоя и мышечных групп при выполнении действий кистью.

2. Предложен и апробирован метод оценки Парето-оптимальных размеров электродных систем электроимпедансных измерений мышечной активности.

3. На основе проведенных исследований влияния прижатия электродных систем на величину измеряемого электрического импеданса в покое и при выполнении действия кистью для области предплечья впервые обоснованы приемлемые значения прижатия электродных систем с точки зрения выраженности и воспроизводимости сигнала.

4. Предложен и апробирован подход комплексирования сигналов электроимпеданса, электромиограммы и миотонограммы с целью реализации антропоморфного и пропорционального управления, включающий:

– сенсорную систему для совместной регистрации сигналов;

– наложение двух сенсорных систем с приемлемой силой прижатия на поверхность кожных покровов предплечья в области проекции мышц сгибателей/разгибателей;

– определение типа и параметров совершающего действия кистью на основе совместного анализа амплитудно-временных параметров сигналов.

Теоретическая и практическая значимость работы.

Теоретическая значимость результатов работы заключается в следующем:

1. Обоснованы и исследованы механизмы формирования сигнала электрического импеданса при его регистрации в области предплечья и выполнении действия кистью;

2. Развитие методов определения типа и параметров совершающего действия кистью на основе комплексирования разных по своей физической природе сигналов нейромышечной активности для реализации антропоморфного и пропорционального управления.

Практическая значимость работы заключается в следующем:

1. Разработанная биотехническая система позволяет реализовывать антропоморфное и пропорциональное управление с определением действий типа схваты, сгибания/разгибания и ротации с задержкой не более 150 мс и использованием не более двух сенсорных систем.

2. На основании теоретических и экспериментальных исследований был разработан макет сенсорной системы, включающую в себя совместную регистрацию сигналов электрического импеданса, электромиограммы и миотонограммы.

3. Предложенный нейромышечный интерфейс может быть использован в антропоморфных системах управления реального времени при создании экзоскелетов медицинского и промышленного назначения, бионических экзо- и эндо- протезов, реабилитационных роботизированных комплексов для пациентов с нарушениями двигательных функций.

Положения, выносимые на защиту:

1. Для исследования механизмов влияния толщины кожно-жирового слоя, её изменения и проводимости мышечных тканей предплечья на величину электрического импеданса, в случае размеров электродных систем не более радиуса конечности, при выполнении действий кистью допустимо использовать двуслойную модель однородного полупространства.

2. Использование Парето-оптимальных электродных систем с приемлемой силой прижатия, определяемых индивидуально, в области проекции активной при выполнении действия группы мышц для электроимпедансной миографии позволяет достичнуть наилучших характеристик амплитудно-временных параметров сигнала с точки зрения качества управления и воспроизводимости.

3. Разработанный метод управления на основе комплексирования сигналов электроимпеданса, электромиограммы и миотонограммы позволяет реализовывать антропоморфное и пропорциональное управление с определением действий типа схваты, сгибаний/разгибания и ротации с задержкой не более 150 мс и использованием не более двух сенсорных систем.

Результаты работы внедрены в учебный процесс ФГБОУ ВО «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана» в рамках образовательных программ по направлению подготовки «Биотехнические системы и технологии»; нашли отражение в научно-исследовательских работах ПАО «РКК Энергия» и ПАО «ИНЭУМ им. И.С.Брука»; используются в научно-практической деятельности Клиники реабилитации Университетской клинической больницы №2 Первого Московского государственного медицинского университета имени И.М. Сеченова.

Методология и методы исследования. Исследования, представленные в диссертации, опираются на классические труды отечественных и зарубежных ученых, изучавших проблемы бионического управления на основе регистрации сигналов нейромышечной активности с области предплечья, в значительной мере уточняют и обобщают их. На основе анализа УЗИ, МРТ и данных электрофизических свойств тканей были построены аналитические и численные модели формирования электроимпедансного сигнала при мышечном сокращении. Производился сбор и анализ экспериментальных данных. Полученные данные систематизированы, изложены в главах собственных исследований.

Степень достоверности и апробация работы. Достоверность представленных в диссертационной работе результатов подтверждается проверочными численными и физическими экспериментами, а также соответствием результатов экспериментов известным научным данным, теоретическим расчетам и результатам, полученным в работах других авторов.

Основные положения диссертации докладывались и обсуждались на: «11th Russian German Conference on Biomedical Engineering» (Germany, Aachen, 2015); «12th Russian German Conference on Biomedical Engineering» (Сузdalь, 2016); «2018 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT)» (Екатеринбург, 2018); «11th International Conference on Bioelectromagnetism» (Germany, Aachen, 2018); «13th Russian German Conference on Biomedical Engineering» (Germany, Aachen, 2018); «Приборостроение, электроника и телекоммуникации – 2018» (Ижевск, 2018); «2019 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT)» (Екатеринбург, 2019); «XIV Russian-Germany Conference on Biomedical Engineering» (Санкт-Петербург, 2019); «2020 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT)» (Екатеринбург, 2020); «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии (ФРЭМЭ 2020)» (Сузdalь, 2020).

Материалы диссертации использовались в ходе исследований, проводимых в рамках научного проекта при поддержке РФФИ и DFG (№ 20-51-45001). За работы, которые являются частью данной диссертации, автору присуждена стипендия Президента Российской Федерации молодым учёным и аспирантам (СП-2019).

Публикации. Основные результаты диссертационного исследования отражены в 11 научных работах, из которых: 2 статьи в рецензируемых журналах и изданиях из перечня ВАК РФ; 6 статей, индексируемых в Scopus. Общий объем 3,14 п.л.

Структура и объем работы. Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав, общих выводов и заключения, списка литературы. Основное содержание работы изложено на 128 страницах, работа содержит 83 рисунка, 12 таблиц и список литературы из 229 библиографических источников.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении показана актуальность диссертационной работы, определена область исследования, сформулированы цель и задачи работы, представлены научная новизна и практическая ценность, положения, выносимые на защиту.

В первой главе проведен анализ современных принципов бионического управления. Рассмотрены основные инструментальные методы управления и описаны их ограничения. Представлены принципы антропоморфного и пропорционального управления. Показано, что использование высокочувствительного электроимпедансного метода для определения базовых типов совершаемых действий кистью самостоятельно, а также в случае комплексирования с сигналами электромиограммы и миотонограммы дает потенциальную возможность повысить качество бионического управления.

Проанализированы научно-технические и инструментальные особенности метода управления на основе измерения электрического импеданса с области предплечья. Обоснованы научные и технические задачи, которые необходимо решить в данной работе с целью повышения эффективности управления.

Во второй главе представлены результаты собственных исследований, обосновывающие выбор модели формирования электроимпедансных сигналов области предплечья при выполнении базовых действий кистью и описание предложенной методики определения оптимальных параметров электродных систем для регистрации электрического импеданса с учетом индивидуальных данных.

Анализ зависимостей электрофизических свойств биологических тканей верхней конечности от частоты зондирующего тока позволил обосновать диапазон частот и приемлемые амплитуды. В главе отмечено, что на основе анализа УЗИ, МРТ и данных электрофизических свойств тканей на частотах измерения 50-150кГц при продольном расположении электродной системы (Рисунок 1,а) модель среды зондирования конечности следует рассматривать многослойной, состоящей из кожно-жирового слоя, слоя мягкой ткани, представленную поверхностными и глубоколежащими мышцами, и костной ткани. С целью определения степени детализации анатомических особенностей предплечья с точки зрения измеряемого электрического импеданса было выполнено численное моделирование в среде Comsol Multiphysics с использованием МРТ изображений предплечья добровольцев с обхватом от 20 до 35 см.

Рассматривались анатомические модели, полученные посредством 3D реконструкции МРТ, после чего было выполнено их редуцирование до односрезных, эллипсоидных, цилиндрических и плоских моделей. Все модели представлялись изотропными многослойными с удельными сопротивлениями, приближенными к сопротивлению кожно-жирового слоя, мягкой ткани и костной ткани на частоте 100 кГц: 10 Ом·м, 2.8 Ом·м, 100 Ом·м соответственно.

Установлено, что если использовать электродные системы размеров, не более радиуса конечности, то двуслойная модель (Рисунок 1,б) дает хорошие результаты, при которых максимальное отличие электрического

импеданса от анатомической модели не превышало 10% для 16-ти радиальных зон измерения.

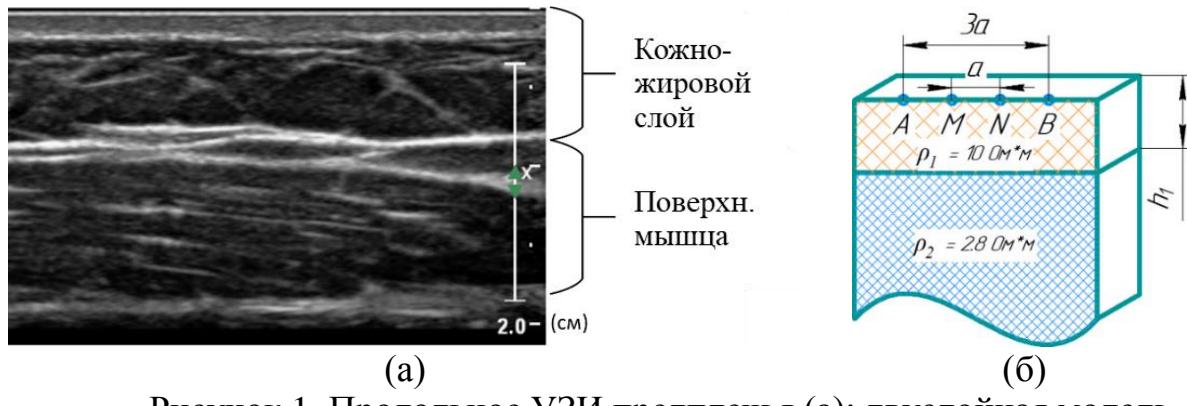


Рисунок 1. Продольное УЗИ предплечья (а); двуслойная модель однородного полупространства, представленного кожно-жировым слоем и мягкими тканями, А и В – токовые электроды, М и Н – измерительные электроды (б)

Для двуслойной модели с тетраполярной электродной системой типа Веннера (Рисунок 1,б) выражение зависимости электрического импеданса для точечных электродов (1) зависит от таких параметров модели, как: межэлектродное расстояние a , удельные электрические сопротивления кожно-жирового слоя ρ_1 и мягких тканей ρ_2 , толщина кожно-жирового слоя h_1 .

$$Z = \frac{U_{MN}}{I_{AB}} = f(a, \rho_1, \rho_2, h_1) \quad (1)$$

Для обоснования приемлемых размеров электродных систем для электроимпедансной миографии на основе анализа результатов собственных исследований и литературных данных было показано, что при сокращении удельное электрическое сопротивление мышцы изменяется, а посредством УЗИ возможно численно оценить толщину кожно-жирового слоя и ее изменение в процессе выполнения действия. Эти два процесса влияют на величину электрического импеданса, измеряемого электродными системами.

В качестве критериев оптимальности для обоснования размера электродных систем в работе рассмотрены относительные чувствительности электрического импеданса к толщине кожно-жирового слоя (2) и удельному сопротивлению мышечной ткани (3).

$$\frac{dZ_{dh_1}}{Z} = \frac{df(a, \rho_1, \rho_2, h_1)}{dh_1} / Z \quad (2)$$

$$\frac{dZ_{d\rho_2}}{Z} = \frac{df(a, \rho_1, \rho_2, h_1)}{d\rho_2} / Z \quad (3)$$

С использованием аналитических выражений для критериев оптимальности произведена оценка чувствительности изменения

электрического импеданса в зависимости от толщины и удельного сопротивления кожно-жирового слоя (Рисунок 2).

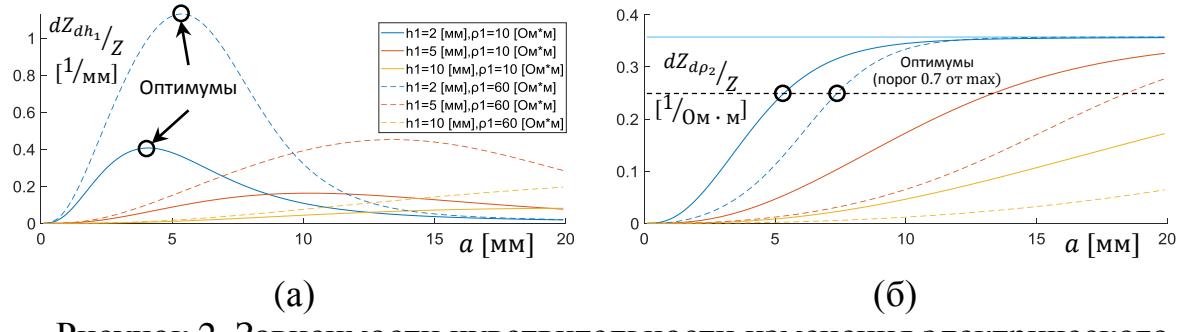


Рисунок 2. Зависимости чувствительности изменения электрического импеданса двуслойной модели от межэлектродного расстояния: для критерия dZ_{dh_1}/Z (а); для критерия dZ_{dp_2}/Z (б)

Для значений оптимумов получены диаграммы для выбора размеров электродных систем в зависимости от толщины и проводимостей кожно-жирового слоя (Рисунок 3). Установлено, что размеры электродных систем слабо зависят от удельного сопротивления кожно-жирового слоя, и гораздо более выраженно зависят от его толщины.

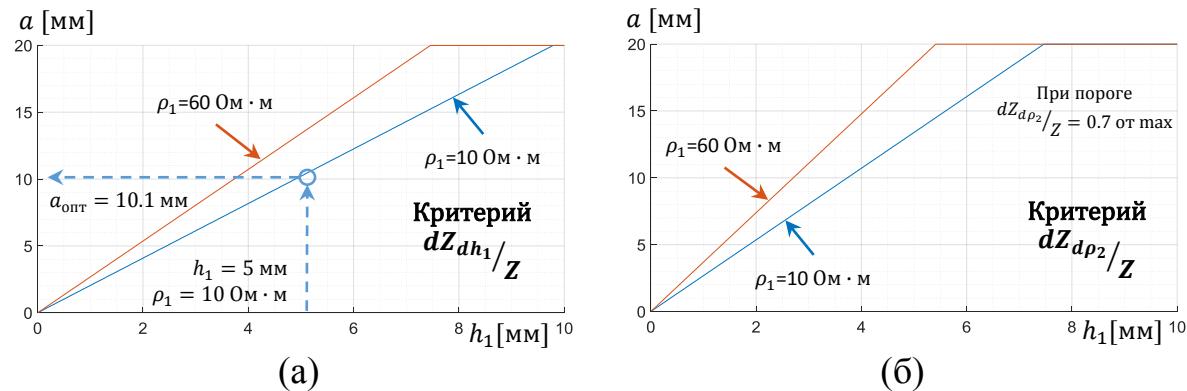


Рисунок 3. Графики приемлемых значений межэлектродного расстояния от толщины кожно-жирового слоя: для критерия dZ_{dh_1}/Z (а); для критерия $dZ_{d\rho_2}/Z$ (б)

На основе полученных результатов в работе впервые предложен и реализован подход определения размеров электродных систем на основе фронтов Парето-оптимальных решений (Рисунок 4). В Таблице 1 приведены данные для мышечного сокращения. Эти данные показывают, как зависят вклады в изменение электрического импеданса при изменении толщины кожно-жирового слоя ($\Delta Z_{\Delta h_1}$) и удельного сопротивления мышц ($\Delta Z_{\Delta \rho_2}$) от размеров электродных систем.

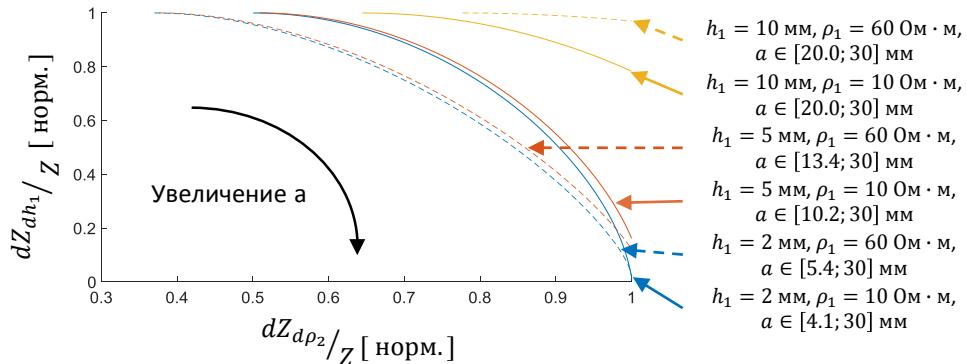


Рисунок 4. Множество оптимальных решений по Парето для выбора межэлектродного расстояния

Кроме того, проведены исследования параметров форм для трех типов электродов: полусферических, плоских круговых и плоских эллиптических. Анализ моделирования электроимпеданса от токосъемной поверхности показывает, что предпочтительней использовать плоские круговые электроды, поскольку подобные формы в меньшей степени подвержены влиянию факторов прижатия и изменению значения электроимпеданса в зависимости от варьирования размеров.

Таблица 1.

Выбор значения межэлектродного расстояния при параметрах мышечного сокращения: $\Delta\rho_2 = 5\%$, $\Delta h_1 = 0.5$ мм

Параметры		Критерий $\frac{dZ}{dh_1}/Z$			Критерий $\frac{dZ}{dp_2}/Z$ (для порога 0.7)				
ρ_1 [Ом · м]	h_1 [мм]	a_{min} [мм]	Z [0м]	$\Delta Z_{\Delta h_1}$ [0м]	$\Delta Z_{\Delta \rho_2}$ [0м]	a_{max} [мм]	Z [0м]	$\Delta Z_{\Delta h_1}$ [0м]	$\Delta Z_{\Delta \rho_2}$ [0м]
10	2	4.0	203.7	41.2	5.0	5.3	123.2	20.0	4.3
10	5	10.1	80.0	6.5	2.0	13.3	49.0	3.4	1.7
10	10	20.0	40.7	1.7	1.0	20.0	40.7	1.7	1.0
60	2	5.3	277.3	126.9	5.0	7.3	103.0	30.4	3.5
60	5	13.4	106.9	22.5	2.0	18.4	40.3	6.0	1.4
60	10	20.0	134.4	13.1	1.2	20.0	134.4	13.1	1.2

В третьей главе изложены результаты проведенных исследований, направленных на обоснование количества и расположения электродных систем, совместному измерению и анализу сигналов электрического импеданса и электромиограммы.

Представлены результаты электроимпедансного картирования на добровольцах с использованием многоканальной электроимпедансной системы «Рео-32», разработанной на факультете биомедицинской техники в МГТУ им. Н. Э. Баумана, обладающей необходимой чувствительностью и временным разрешением. При этом в исследованиях многоканальная электродная система с межэлектродным расстоянием 10 мм располагалась продольно в области верхней трети предплечья (Рисунок 5,а).

В процессе исследований совершались предельные разгибание/сгибание и ротация. Данные по каждому каналу были обработаны: тренд изолинии сигнала отфильтрован, амплитуда нормирована. Результаты представлялись в полярной системе координат, при этом угол соответствовал расположению канала, полярный радиус – изменению значения электрического импеданса при действии (Рисунок 5,б).

Установлено, что сгибание/разгибание, приводит к уменьшению электрического импеданса со стороны сокращающихся мышц и его увеличению с противоположной. При выполнении ротации электрический импеданс, регистрируемый в различных каналах, вел себя единообразно: увеличивался при супинации и уменьшался или не изменялся при пронации.

Показано, что для различения действий сгибание/разгибание и ротации достаточно использования двух каналов при расположении электродной системы в проекции мышц сгибателей/разгибателей. Рисунок 5,а демонстрирует оптимальные места для расположения измерительных каналов.

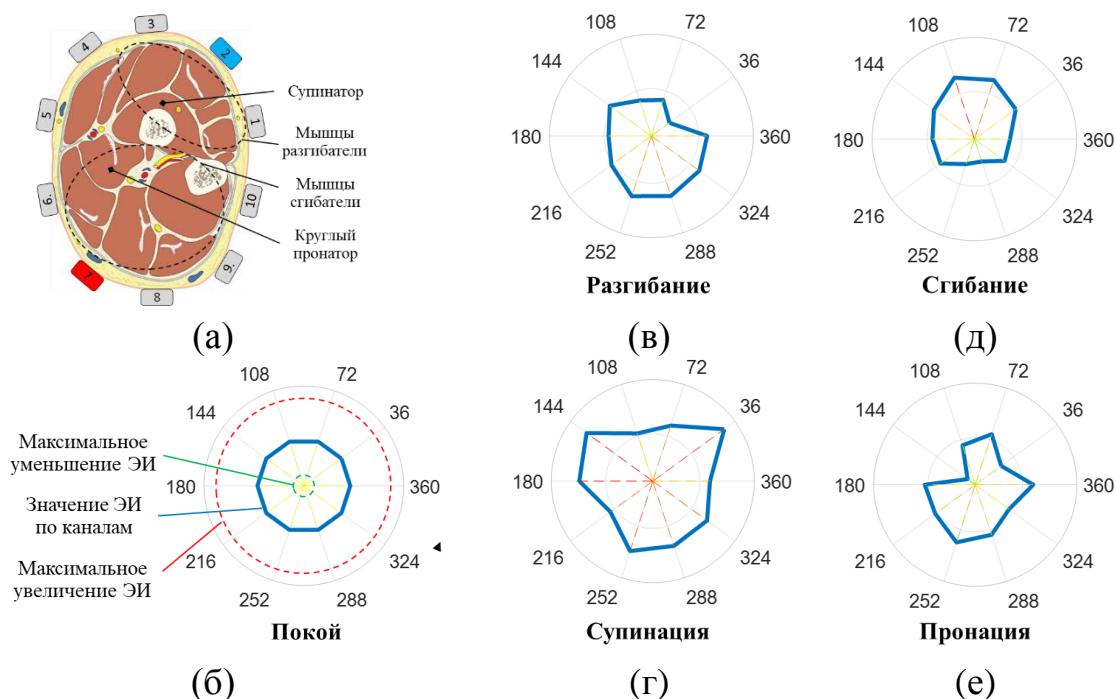


Рисунок 5. Изменение полярных диаграмм значений нормированного электроимпеданса при выполнении действий: расположение каналов (а); представление результатов (б); паттерны сигнала (в-е)

В главе рассматриваются вопросы антропоморфного и пропорционального управления движениями схватка, сгибания/разгибания, ротации посредством совместного анализа электроимпедансных и электромиографических сигналов. Метод предполагает использование одних и тех же электродов для регистрации сигналов с их последующим

разделением в частотной области. Отмечено, что пропорциональное по силе управление может осуществляться на основе анализа амплитудных параметров электромиограммы, а определение типа совершаемого действия – на основе анализа изменений электрического импеданса. Для этих исследований (Рисунок 6) использовался двухканальный прибор «Статус-А», разработанный на факультете биомедицинской техники в МГТУ им. Н. Э. Баумана, обладающий необходимой чувствительностью и временным разрешением.

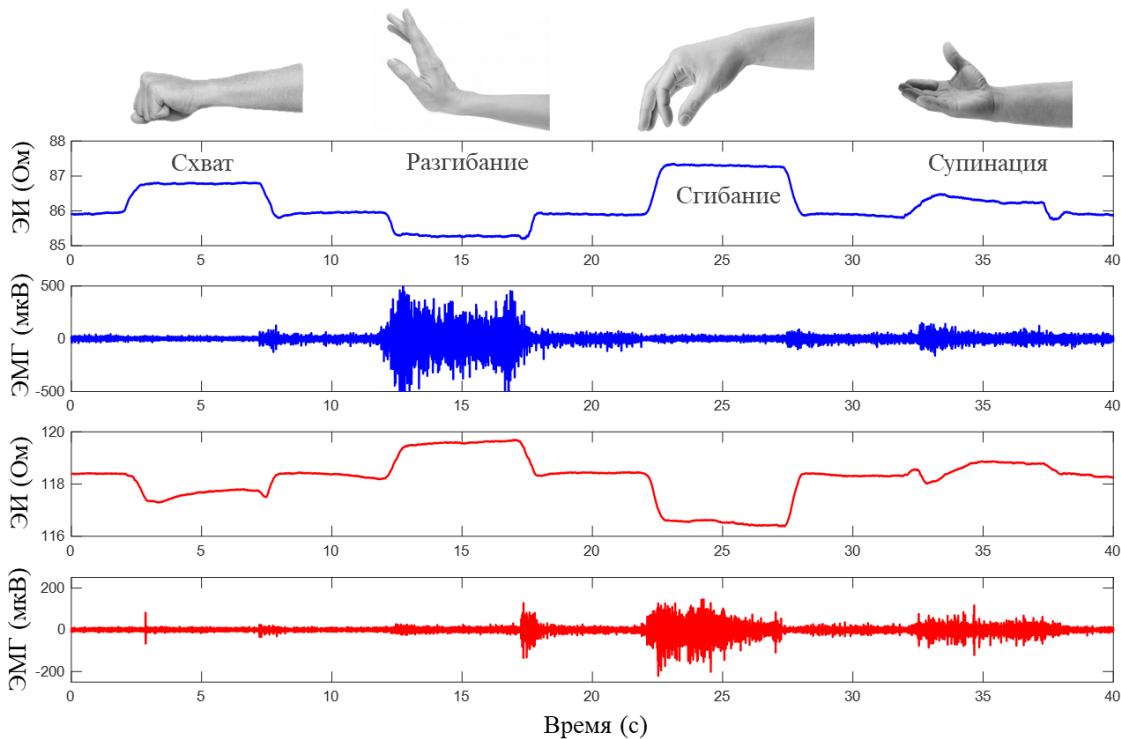


Рисунок 6. Совместная регистрация электроимпеданса и электромиограммы при выполнении действий

Так как при ротации сигналы с каналов следуют в фазу, при схвате и сгибании/разгибании - в противофазу, что демонстрируется пунктирными линиями для выраженных фаз действий (Рисунок 7,а), то для их различения возможно использовать способ представления сигналов электрического импеданса в виде фазовой диаграммы (Рисунок 7,б). Таким образом, по движению точки текущих значений сигнала вдоль линий схвата и линий ротации возможно определить тип совершаемого действия.

На Рисунке 8 показана зависимость между электромиограммой и силой в рамках исследований, где добровольцы выполняли сжатие специально разработанного стенда изометрического схвата (Рисунок 9,а) с разным усилием. Результаты этих измерений показали в целом известную в литературе линейную зависимость амплитуды электромиограммы и силы, которая позволяет реализовывать пропорциональное по силе управление.

Повысить значение сигнала электромиограммы возможно сменой мест измерительных и токовых электродов в соответствии с принципом взаимности. Увеличение базы измерения электромиографического сигнала приводит к увеличению регистрируемой амплитуды без изменения электрического импеданса, что было экспериментально подтверждено.

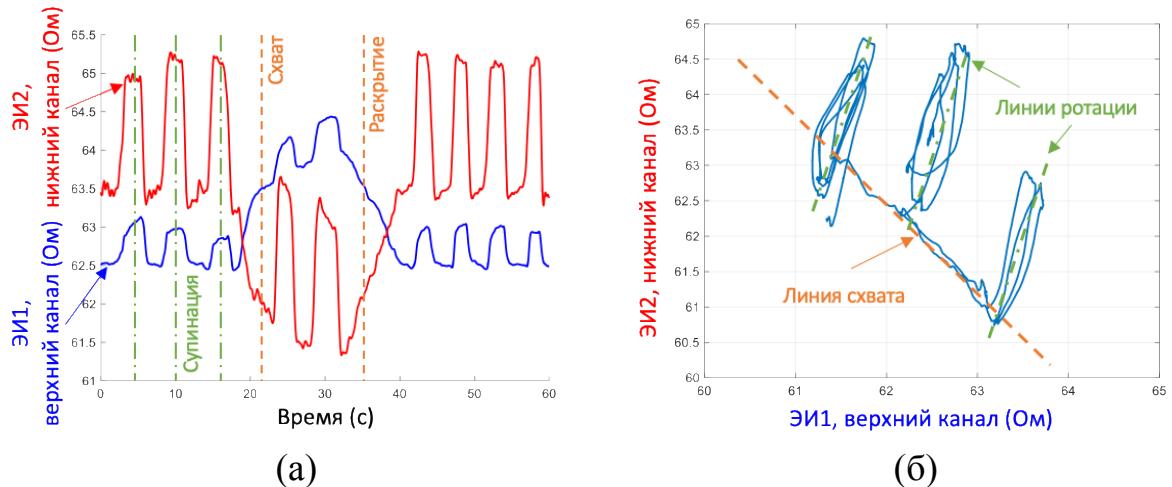


Рисунок 7. Анализ сигналов электрического импеданса:
экспериментальные данные (а), фазовая диаграмма (б)

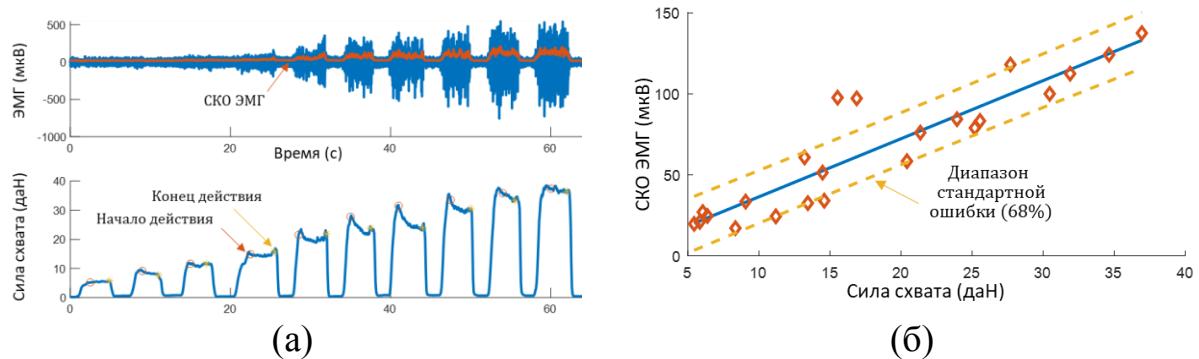


Рисунок 8. Анализ сигналов электромиограммы: экспериментальные
данные (а), зависимость среднеквадратичного отклонения сигнала от
усилия (б)

Четвертая глава посвящена анализу вклада прижатия электродной системы в изменение сигнала электрического импеданса, совместному анализу электроимпедансных, электромиографических и миотонических сигналов при выполнении базовых действий кисти и разработке биотехнической системы модуля нейромышечного интерфейса.

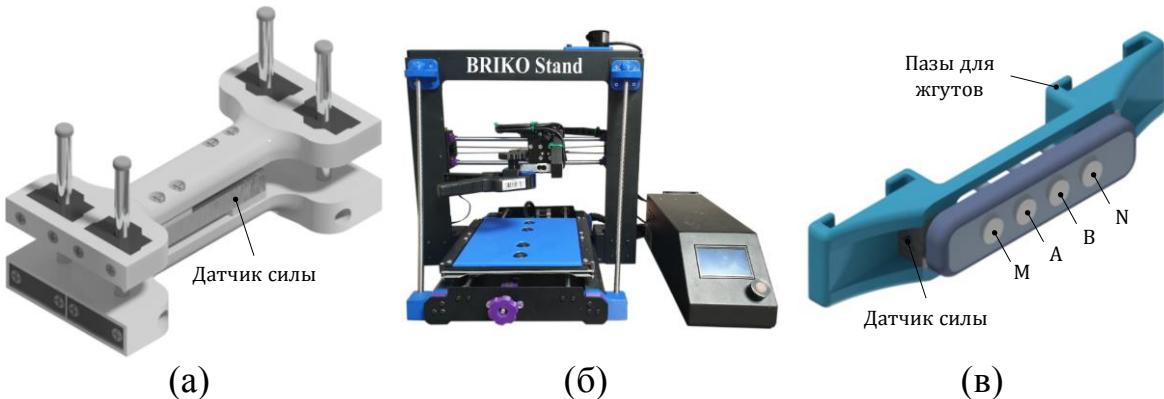


Рисунок 9. Экспериментальное оборудование: стенд изометрического схвата (а), стенд прижатия (б), макет сенсорной системы для регистрации электроимпедансного, электромиографического и миотонического сигналов (в)

Результаты исследований, изложенных в третьей главе, показали, что сила прижатия электродной системы к поверхности предплечья оказывает существенное влияние на сигнал электрического импеданса. Для изучения влияния степени прижатия произведены измерения на добровольцах (Рисунок 10) с различным прижатием электродных систем в области верхней трети предплечья с помощью разработанного стенда прижатия (Рисунок 9, б). В ходе ультразвуковых исследований установлено, что с прижатием утончается кожно-жировой слой и изменяются морфологические свойства мышц при сокращении.

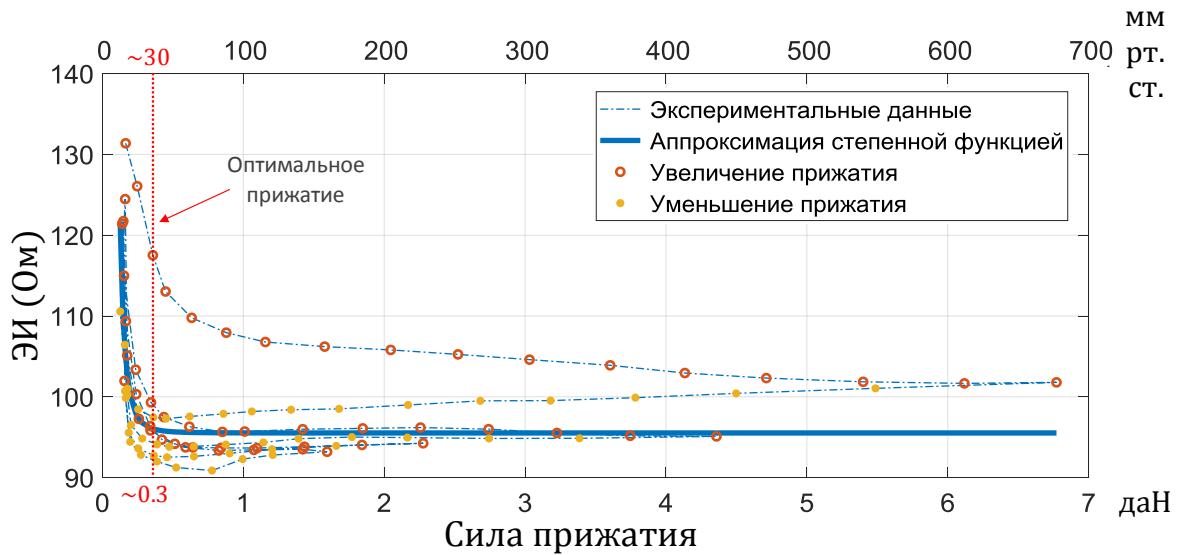


Рисунок 10. Зависимость электрического импеданса от прижатия электродной системы

Для стабилизации переходного электрического импеданса требуется прижатие электродной системы к кожным покровам в соответствии с значением оптимального прижатия (Рисунок 10), которое определяется

следующими характеристиками: нет дискомфорта у испытуемого, наблюдается стабильный контакт, изменение сигнала электрического импеданса при выполнении действия выражено и воспроизводимо. Анализ результатов исследований на здоровых добровольцах показал, что оптимальная степень прижатия, как правило, находится в диапазоне от 0.2 до 0.4 даН.

С целью контроля силы прижатия и регистрации миотонического сигнала был разработан макет специальной сенсорной системы (Рисунок 9,в). Контроль силы прижатия производился с помощью затягивания медицинских жгутов. Пример зарегистрированных сигналов при использовании одной электродной системы, расположенной в проекции мышц-сгибателей предплечья при выполнении действий сгибание/разгибание представлен на Рисунке 11.

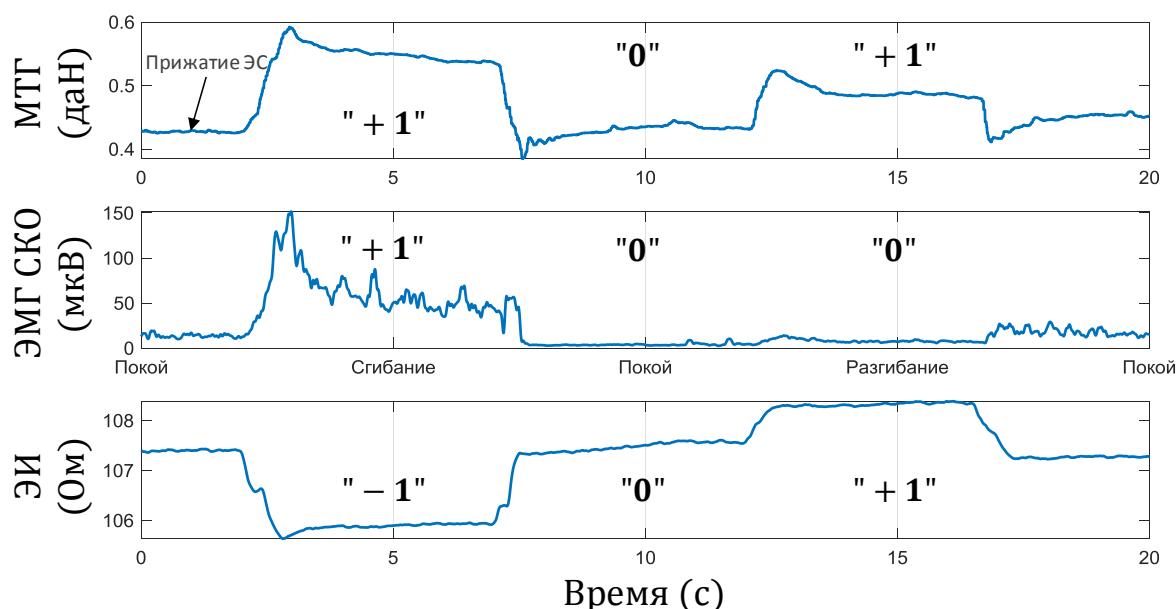


Рисунок 11. Совместная регистрация электроимпедансного, электромиографического и миотонического сигналов при сгибании/разгибании

Анализ результатов исследований сигналов электрического импеданса, электромиограммы и миотонограммы с использованием разработанной сенсорной системы при базовых действиях кисти показал, что использование сигнала миотонограммы повышает информативность при анализе силы и типа выполняемого действия. С точки зрения оценки силы электромиограмма позволяет судить о выполняемом действии с большим и средним усилием, в то время как миотонограмма является более чувствительной к небольшим усилиям. В добавление к электромиографическому сигналу миотонический позволяет выявить факт выполнения действия при участии мышечных групп со стороны, противоположной расположению сенсорной системы, что увеличивает информативность при идентификации типа выполняемого действия.

На основе полученных данных были обоснованы требования к основным функциональным характеристикам биотехнической системы нейромышечного интерфейса предплечья на основе комплексирования сигналов электроимпедансной, электромиографической и миотонической активности.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

1. Разработана биотехническая система нейромышечного интерфейса предплечья на основе комплексирования электроимпедансных, электромиографических и миотонических сигналов.

2. На основе литературных и экспериментальных данных определены основные процессы, влияющие на изменение электрического импеданса области предплечья при реализации базовых действий кистью, к которым относится изменение толщины кожно-жирового слоя, проводимости мышц, силы прижатия электродной системы.

3. На основе результатов моделирования обоснована двуслойная модель, представленная кожно-жировым слоем и мышцами, адекватно описывающая изменение электрического импеданса при выполнении базовых действий кисти при условии, что размер электродной системы не превышает характерных размеров конечности.

4. Разработан метод оценки Парето-оптимальных размеров электродных систем для электроимпедансных измерений мышечной активности с учетом индивидуальных параметров кожно-жирового слоя.

5. Разработан аппаратно-программный комплекс для проведения комплексных исследований электроимпедансной, электромиографической, миотонической активности и морфологических свойств мышц с учетом силомоментных характеристик совершаемых действий и прижатия сенсорной системы.

6. На основе моделирования и экспериментальных данных обосновано количество, расположение, степень прижатия сенсорных систем и форма электродов для регистрации и совместного анализа электроимпедансных, электромиографических и миотонических сигналов.

7. Разработан метод антропоморфного и пропорционального управления на основе комплексирования электроимпедансных, электромиографических и миотонических сигналов для определения действий типа схвата, сгибания/разгибания и ротации с задержкой не более 150 мс и использованием не более двух сенсорных систем.

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Оценка влияния силы прижатия электродной системы на сигналы нейромышечной активности / Брико А. Н. [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. 2018. № 6. С. 32-35 (0,47 п.л./ 0,40 п.л.).
2. Стенд регистрации нейромышечной активности при изометрическом схвате / Брико А. Н. [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. 2018. № 10. С. 9-14 (0,70 п.л./0,50 п.л.).
3. Electrodes interchangeability during electromyogram and bioimpedance joint recording / Briko A.N. [и др.] // 2018 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT). Екатеринбург. 2018. С. 17-20 (0,23 п.л./0,15 п.л.).
4. Effect of Electrode Pressure on Neuromuscular Signals During Hand Movements / Briko A.N. [и др.] // 2019 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT). Екатеринбург. 2019. С. 120-123 (0,23 п.л./0,15 п.л.).
5. Joint influence of isometric hand grip force and electrode pressure on neuromuscular signals / Briko A.N. [и др.] // AIP Conference Proceedings. Санкт-Петербург. 2019. № 020008 (0,23 п.л./0,15 п.л.).
6. Multichannel bioimpedance forearm mapping for biosignal management / Briko A.N. [и др.] // AIP Conference Proceedings. Санкт-Петербург. 2019. № 020009 (0,23 п.л./0,15 п.л.).
7. Influence of electrodes shape on electrical impedance registration in solving bionic control problems / Briko A.N. [и др.] // 2020 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT). Екатеринбург. 2020. С. 73-76 (0,23 п.л./0,15 п.л.).
8. Determination of tissue properties based on modeling and electrical impedance registration / Briko A.N. [и др.] // 2020 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT). Екатеринбург. 2020. С. 28-31 (0,23 п.л./0,15 п.л.).
9. Evaluation of informative parameters of the EMG signal for controlling of prosthetic arm in real time / Briko A.N. [и др.] // Proceedings of the 11th German-Russian-Conference on Biomedical Engineering. Aachen. 2015. С. 132-133 (0,19 п.л./0,10 п.л.).
10. Determining committed action type by dual-channel phase rheogram portrait for bioelectric forearm prosthetics / Briko A.N. [и др.] // Proceedings of the 12th Russian-German-Conference on Biomedical Engineering. Сузdal. 2016. С. 102-105 (0,23 п.л./0,15 п.л.).
11. Брико А.Н., Каправчук В.В. Стенд определения оптимального прижатия электродной системы для бионического управления на основе сигнала электрического импеданса // 14-я Международная Научная Конференция «Физика и Радиоэлектроника в Медицине и Экологии» (ФРЭМЭ'2020). Сузdal. 2020. С.240-242 (0,17 п.л./0,10 п.л.).