

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования
«Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого»

На правах рукописи

Подпись аспиранта

Берро Сомар

ФИО аспиранта

РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ МЕХАТРОННЫХ МОДУЛЕЙ ДЛЯ
МАНИПУЛЯЦИОННОЙ РЕАБИЛИТАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ

наименование темы научно-квалификационной работы

15.06.01 «Машиностроение»

ФИО аспиранта

15.06.01_03 «Роботы, мехатроника и робототехнические системы»

наименование темы научно-квалификационной работы

Академический степень **Исследователь. Преподаватель-исследователь**

НАУЧНЫЙ ДОКЛАД

Научный руководитель: д.т.н., доцент, профессор, Тимофеев Андрей Николаевич

Санкт Петербург – 2022

Научный доклад выполнен в высшей школе автоматизации и робототехники института машиностроения, материалов и транспорта федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого»

Научный руководитель: – Тимофеев Андрей Николаевич,
д.т.н., доцент, профессор

Рецензент: – Кочнева Ольга Владимировна,
к.т.н., доцент, доцент ВШАиР,
ФГАОУ ВО СПбПУ

С научным докладом можно ознакомиться в библиотеке ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого» и на сайте Электронной библиотеки СПбПУ по адресу: <http://elib.spbstu.ru>

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы

Предлагаемые на рынке протезы верхних конечностей являются преимущественно косметическими с минимальными функциональными возможностями. Протезы с высокой функциональностью, то есть пригодные для выполнения разнообразных функций (универсальные) оказываются чрезмерно дорогими для большинства пациентов с небольшим материальным достатком. В последние годы производители сосредотачиваются на разработке новых и усовершенствованных систем управления протезами верхних конечностей, но, наоборот, в механической концепции протеза делается меньше усовершенствований. Помимо крючка или пяти пальцев для захвата объектов и кисти с двумя степенями свободы, больше никаких механических функций не представлено. Это приводит к тому, что протезы способны имитировать движения руки человека без эффективности его функций. Отказ от протеза может достигать четверти пользователей, и немногие считаются постоянными пользователями протезов верхних конечностей. Основные негативные отзывы пользователей бионических рук заключаются в раздражении их большим весом, сложностью использования, стоимостью и долговечностью. Современные бионические протезы этими микромоторными функциями не обладают. В лучшем случае типовыми хватами инструменты зажимаются и фиксируются относительно кисти. Поскольку существующие решения все еще недостаточны для компенсации функции руки и не отвечают запросам пользователей, необходим другой подход к разработке, чтобы разработать систему реабилитации, предназначенную для того, чтобы помочь ее пользователям вернуться к работе, ориентируясь на категорию ремесленников или средний уровень образования и ниже.

Цель и задачи исследования

Целью работы является разработка принципов построения мехатронных модулей для манипуляционной реабилитационной системы для лиц без кисти.

Для достижения поставленной цели поставлены и решены следующие задачи:

1. Анализ имеющихся на рынке протезов верхних конечностей, их недостатков и отзывов лиц без кисти об их использовании.
2. Разработка предложений по основным схемным и конструктивным решениям реабилитации микромоторных возможностей человека.
3. Формирование математической модели манипуляционной системы, отражающую связь между структурой и характеристиками функциональных элементов модулей и эксплуатационными показателями системы в целом.
4. Разработка предложений по управлению реабилитационной системы, где лица без кисти является частью человеко-машинной системы.

5. Реализовать методом компьютерного моделирования условий и критериев системы управления «лица без кисти-протез».

Научная новизна

1. Предложен новый (патент RU 210 950 U1) принцип повышения точности манипулирования схвата протеза за счет оснащения протеза опорно-позиционирующим устройством, выполненным с возможностью оперативного регулирования лицом без кисти высоты и ориентации протеза относительно неподвижного объекта окружающей среды.

2. Разработан новый принцип построения электромеханического протеза повышенной точности для лиц без кисти, отличающегося от известных оснащением микроманипулятором, выполненным с возможностью перемещения протеза относительно опорно-позиционирующего устройства, управляемым от силомоментного датчика воздействия культи на культеприемник.

3. Впервые разработана математическая модель динамики и точности системы «лицо без кисти - предложенный протез», учитывающая задержки реакции и погрешности нервной системы и опорно-двигательного аппарата человека, кинематические и динамические характеристики микроманипулятора и опорно-позиционирующего устройства

4. С помощью этой математической модели выявлены области допустимых значений характеристик жесткости микроманипулятора и опорно-позиционирующего устройства, обеспечивающих требуемую точность манипулирования порядка – 0,1...0,3 мм.

Теоретическая и практическая значимость

1. Мехатронные модули могут быть использоваться для построения реабилитационных систем с целью реинтеграции лиц без кисти в производственную деятельность с повышенной точностью, например сборки или ремонта приборов.

2. Математическая модель может использоваться для определения областей характеристик протезов для лиц без кистей, обеспечивающих требуемую точность позиционирования инструмента.

3. Разработана система реабилитации обеспечивает точность позиционирования инструмента «0,1 мм» при нормальном, эссенциальном и паркинсоновском типе тремора человека.

Апробация работы

Результаты работы рассказывались на семинарах кафедры «Автоматы» Санкт-Петербургского Политехнического Университета Петра Великого в 2018–2022 гг.

Публикации

По теме диссертационной работы опубликовано 4 работы. Одна статья входит в международную базу данных Scopus. Одна статья входит в перечень журналов, рекомендованных ВАК. Получен патент РФ на полезную модель.

Еще одна статья принята к публикации в издании из перечня ВАК РФ. На рассмотрении в Роспатенте находятся еще одна заявка на полезную модель.

Представление научного доклада: основные положения

1. Принцип увеличения точности позиционирования инструмента протеза оснащен опорно-позиционирующим устройством.
2. Принцип построения манипуляционной реабилитационной системы с эластичными звеньями.
3. Критерии выбора параметров манипуляционной реабилитационной системы.
4. Метод определения отклика разработанной системы «человек-машина» и точности позиционирования инструмента.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Диссертация состоит из введения, 4-х глав, заключения и списка литературы. Объем работы 103 печатных страниц, 15 рисунков, 3 таблиц. Библиография содержит 90 наименований, из них 85 иностранных источников.

Во введении обоснована актуальность темы диссертации, так же определены цель и задачи исследования, подтверждена теоретическая и практическая значимость, представлено представление о работе и методах исследования, показаны научная новизна работы и структура диссертации.

В первой главе проведен обзор текущих решений протезов верхних конечностей для людей без кисти и так же обсуждены ограничения в отношении выполнения микромоторных функций.

Потеря кисти в результате в результате ампутации существенно ограничивает трудовые возможности лиц без кистей (ЛБК). Современные бионические протезы кисти и предплечья обеспечивают только удержание объектов ограниченным набором хватов. Далее инструмент перемещается суставами локтевым, плечевым и корпуса. Это крупные суставы, удаленные от рабочей части инструмента на расстояние 400...600 мм и более. Поэтому погрешность (разрешающая способность) таких манипуляций составляет порядка 0,3...3 мм. В отличие от этого здоровый человек более точные операции с погрешностью 0,1...0,5 мм выполняет пальцами кисти, опертой на неподвижные объекты окружающей среды. Устройство кистевых и локтевых функциональных протезов в общем подобно механизмам кисти антропоморфных манипуляторов. Но их функциональные возможности варьируются в широком диапазоне. Простейшие протезы кисти с тяговым приводом имеют только одну степень подвижности – зажима объекта. В доступных для пользователя бионических протезах также одна, реже две

степени подвижности. В наиболее продвинутых бионических протезах кисти и локтя количество независимых степеней подвижности достигает шести.

Далее в главе рассмотрены и проанализированы управления системы протезов кисти. Однако проблемы управления пациентом существенно ограничивают потенциальные функциональные возможности исполнительных механизмов этих протезов. После ампутации культи излучает множество биоэлектрических сигналов от сохранившихся мышц. Из-за малого количества каналов управляющих сигналов и силового очувствления даже высокофункциональные бионические протезы работают в комбинированном варианте управления. Различные сочетания управляющих сигналов кодируются и используются для выбора типа хвата из ограниченного числа возможных конфигураций. И далее в следящем режиме регулируется скорость и сила хвата. Таким образом, самые продвинутые бионические протезы не в состоянии выполнить обычную для кисти микромоторную операцию.

В выводах главы формулируются задачи научных исследований, представленных в диссертации.

Вторая глава посвящена разработке решениях проблему компенсации утраченных микромоторных возможностей. предлагается решать на основе антропоморфности протеза по конечной функции, а не по внешнему подобию (виду). Вместо косметических или функциональных протезов предлагается реабилитационный комплекс (РК) рабочих протезов и сервисного оснащения рабочего места ЛБК. Представлены три различные конфигурации РК:

1. Свинчивание, сверление, шлифование, тому подобное предполагается выполнять обычным электроинструментом 1 (рис.1(а)) с адаптерами беспроводной связи и управления. Кисть человека имеет несколько десятков степеней подвижностей. При наличии унифицированного захватно-стыковочного устройства 2 функции кисти по перемещению электроинструмента в принципе могут быть воспроизведены манипулятором 3 с пятью степенями подвижности и габаритами рабочей зоны порядка 30...40 мм. Он устанавливается на корпусе приемной гильзы 4 протеза, опирающемся на рабочий стол 5 с устройством 6 фиксации обрабатываемого (например, ремонтируемого) объекта 7. На этом рисунке (рис.1(а)) упрощенно показан ангулярный манипулятор. Весьма сложной задачей представляется уже создание такого манипулятора в рамках приемлемых для протезов массовых, габаритных, силовых и энергетических ограничений.

2. Рядом положительных эффектов отличается схема с манипулятором 8 (рис.1(б)), установленным между корпусом приемной гильзы 9 протеза и опорой 10. Здесь ЛБК корпусом и уцелевшими плечевым и локтевым

суставами предварительно приводят протез с инструментом 11 в захватно-стыковочном устройстве 12 в положение (включая ориентацию), удобное для последующего выполнения целевой операции. Затем манипулятор опускает опору 10 до фиксации на рабочем столе 13. Далее этот манипулятор осуществляет высокоточные перемещения инструмента, например вводит миниатюрный винт в резьбовое отверстие и заворачивает его. Основной проблемой в данной схеме остается сложность создания манипулятора с 5...6 степенями подвижности в пределах приемлемых массогабаритных ограничений. Реабилитационная система (рис.1(б)) может быть образована из протеза общего применения и дополнительной монтируемой на нем оснастки для точного манипулирования.

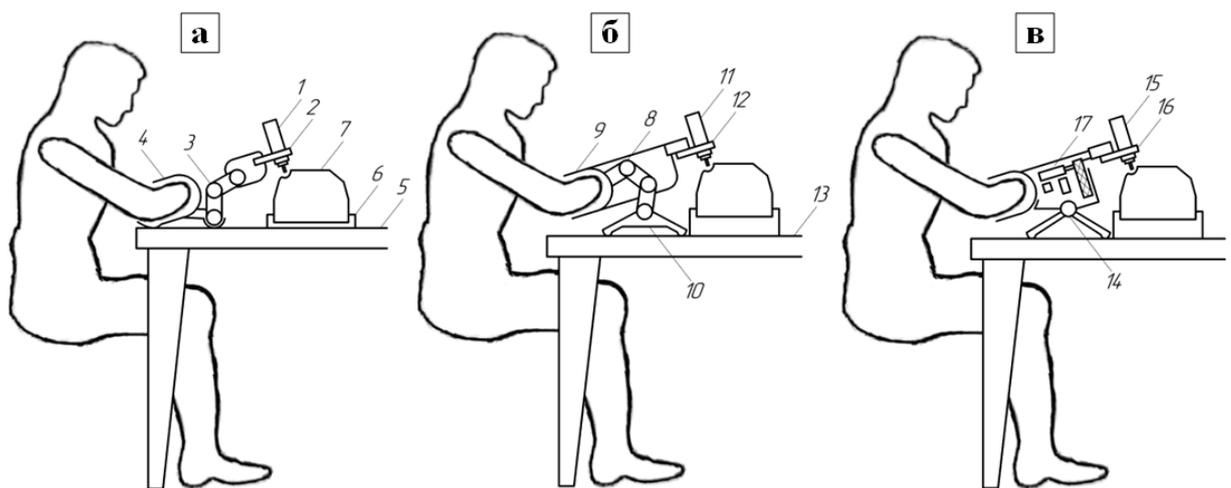


Рисунок 1- Упрощенные схемы предлагаемых реабилитационных комплексов для компенсации утраченных микромоторных возможностей

3. В целях повышения быстродействия, упрощения и удешевления протеза предлагается его опоре 14 (рис.1(в)) придать возможность автоматической адаптации к требуемому положению инструмента. Эта адаптивная опора содержит несколько поступательных или качающихся стоек с тормозным механизмом. В исходном состоянии стойки втянуты и заторможены. ЛБК корпусом и сохранившимися плечевым и локтевым суставами выводит инструмент 15 в захватно-стыковочном устройстве 16 в положение, удобное для последующей точной целевой операции. По команде тормоза отпускают, стойки под действием веса независимо друг от друга падают до упора в рабочий стол или иные неподвижные объекты. Затем по следующей команде они вновь фиксируются. Ход стоек порядка 30...50 мм. Их выдвижение и фиксация занимает менее 1 с. На долю манипулятора 17 остаются только небольшие перемещения до 5 мм, но с повышенной точностью. Конечную особо точную фазу целевых операций здоровый человек выполняет агрегатом, образованным пальцами, зажимающими

инструмент. Причем его конфигурация почти неизменна. Перемещения по курсу и тангажу осуществляются малыми качаниями этого агрегата в запястье. А выдвижение – совместным движением пальцев, удерживающих инструмент. Адаптивная опора 14 позволяет минимизировать движения и превратить манипулятор 17 в микроманипулятор. Подобно кисти человека он работает в полярной системе координат с тремя степенями подвижности. Реализуются малые углы поворота по курсу « α » и тангажу « β », а также выдвижение « R » инструмента вперед.

Представлена кинематическая схема манипуляторной реабилитационной системы на рис. 2. Схема основана третьей конфигурации РК, показанном на рисунке 1в. Роль суставов запястья выполняет объемный упруго деформируемый элемент 1 в виде рамки с диафрагмой с надрезами вертикальных соек. Он установлен между корпусом (искусственная пясть) 2 протеза и основанием опорно-позиционирующего устройство 3. Форма элемента 1 выбрана таким образом, что жесткость на кручение относительно осей α и β , а также сдвига вдоль оси R пренебрежимо мала по сравнению с другими направлениями деформаций. Корпус 2 и основание 3 соединены тремя взаимно перпендикулярными линейными актуаторами, каждый из которых включает: мотор 10 винт 11 и гайку 12 на направляющей 14. Актуаторы установлены на основании 3, а их выходы соединены с корпусом 2 упругой развязки 13 в виде деформируемого стержня с поперечными надрезами. Продольная податливость последнего пренебрежимо мала по сравнению с податливостью в остальных направлениях.

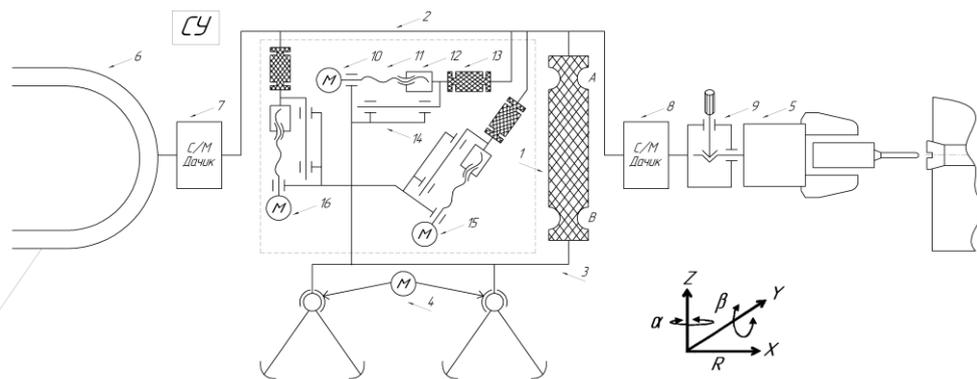


Рисунок 2- Разработана кинематическая схема манипуляторной реабилитационной системы

Корпус 2 соединен с приемной гильзой 6 через силомоментный датчик 7 с одной стороны и с захватно-стыковочным устройством 9 также через

силомоментный датчик 8 с другой стороны. Захватно-стыковочное устройство 9 позволяет устанавливать рабочий орган 6 на датчик 8 и заменять его другим устройством, когда это требуется оператору (ЛБК). Датчики посылают системе управления (СУ) необходимую информацию о состоянии рабочего органа 5 и приемной гильзы 6. Двигатель 10 через гайки 12 обеспечивает поступательное движение (R). упругая развязка 13 толкает основной корпус 2 по оси X, который изгибает упругую подвеску 1 в точке B. В пределах микроперемещений, кривая траектории рабочего конца инструмента может быть аппроксимирована прямой линией. Подобным образом, двигатели 15 и 16 соответственно обеспечивает движение поворота по курсу « α » и тангажу « β ». Опорно-позиционирующее устройство состоит из четырех опор с тормозной системой 4, сконфигурированной таким образом, чтобы позволять каждой опоре стоять под разными углам.

Выполненный по данной предлагаемой кинематической схеме протез кисти для операций повышенной точности показан на рис. 3. Рабочий протез кисти для протезирования руки на уровне предплечья, содержащий приемную гильзу 1, рабочий орган 3, микроманипулятор 2 и опорно-позиционирующее устройство 4 (Пат. 210950). Протез кисти дает возможность перемещать инструмент вокруг точки покоя на расстояние 5мм.

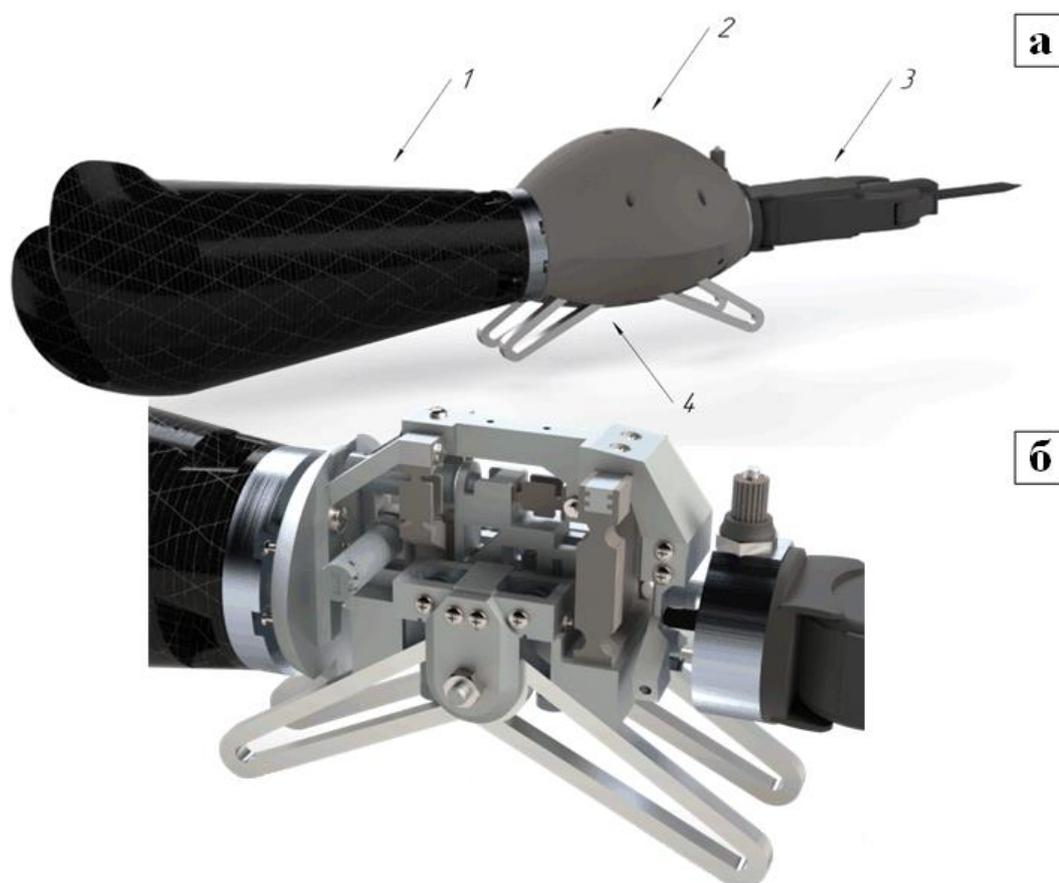


Рисунок 3 - Рабочий протез кисти для операций повышенной точности: а) внешний вид; б) микроманипулятор на адаптивной опоре.

По результатам написания главы разработана механические решения манипуляционной реабилитационной системы.

В третьей главе проводится поиск решения проблемы влияния произвольных движений кисти лиц без кисти на стабильность рабочего органа в фазе точного движения (инструмент).

Предлагаемая схема математического моделирования манипуляционной системы с одной поступательной степенью подвижности «R» представлена на рис. 4. Кисть ЛБК представлена моделью Войта, который содержит параметры механического импеданса m_a , b_a и k_a , обозначающие массу, демпфирование и жесткость остаточной кисти соответственно. Найти точные истинные значения параметров кисти непросто, так как значения уникальны для каждого случая ЛБК, поэтому их можно аппроксимировать по литературным данным. Масса m_c представляет массу тела протеза, рабочего органа и инструмента. Масса m_b представляет массу манипулятора и основания. Сила F_M , действующая на корпус и основание приводом. Произвольные и произвольные движения кисти ЛБК генерируют силу F_T . Значение жесткости k_s зависит от силомоментного датчика, расположенного между кисти и корпусом протеза. Опорно-позиционирующее устройство могут скользить под действием силы механизма F_M , поэтому k_b является жесткость адаптивной опоры. Целью реабилитационной системы является предоставление возможности ЛБК управлять положением X_d рабочего органа в направлении целевой рабочей точки.

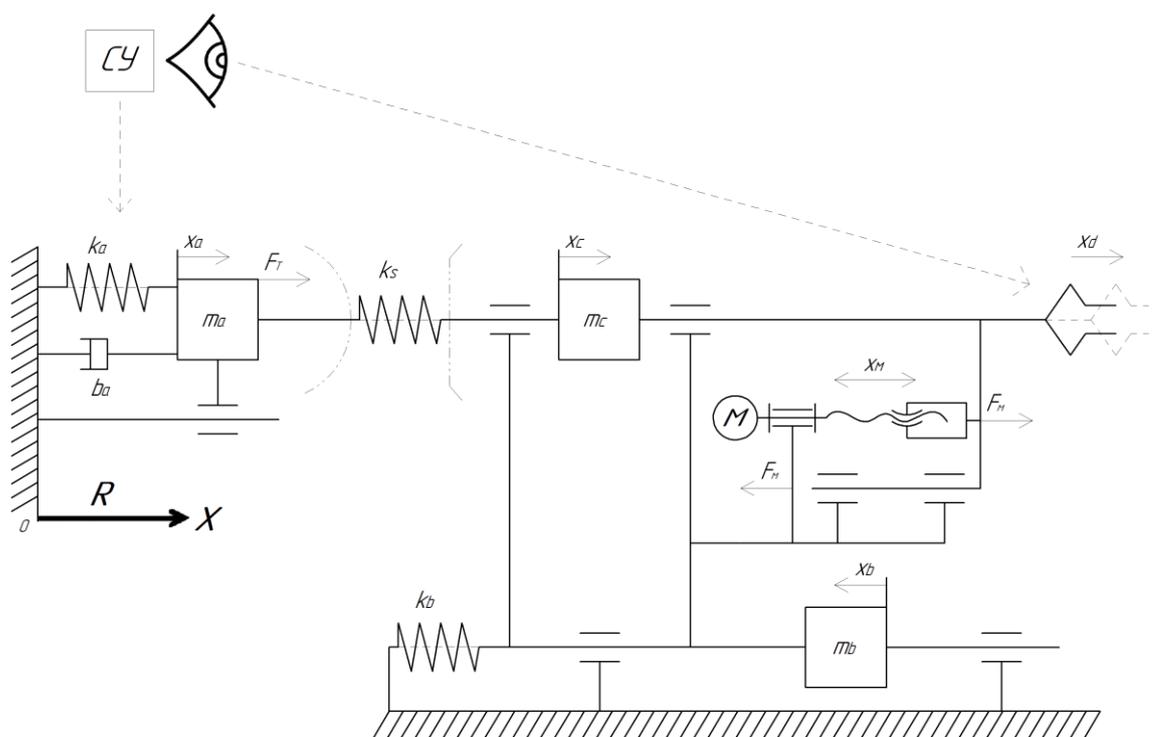


Рисунок 4 - Модель манипуляторной системы реабилитационного комплекса с одной степенью подвижности «R»

Основная передаточная функция $H_m(S)$ определяет скорость двигателя по приложенному к напряжению якоря следующим образом:

$$H_m(s) = \frac{V_m(s)}{E(s)} \quad (1)$$

$$H_m(s) = \frac{k_m u_g u_u ((m_a m_b + m_a m_c) s^5 + (b_a m_b + b_a m_c) s^4 + ((k_a + k_s)(m_b + m_c) + (k_b + k_s) m_a) s^3 + (b_a k_b + b_a k_s) s^2 + (k_a k_b + k_s k_b + k_a k_s) s)}{(m_a m_b + m_a m_c) L_a J_{tot} u_g u_u + L_a a_r m_a m_c m_b} s^7 + \left((b_a m_b + b_a m_c) L_a J_{tot} u_g u_u + (m_a m_b + m_a m_c) (R_a J_{tot} + L_a B) u_g u_u + L_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{tr}) b_a m_c m_b + R_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{tr}) m_a m_c m_b \right) s^6 + \left(((k_a + k_s)(m_b + m_c) + (k_b + k_s) m_a) L_a J_{tot} u_g u_u + (b_a m_b + b_a m_c) (R_a J_{tot} + L_a B) u_g u_u + (m_a m_b + m_a m_c) (k_m k_e + R_a B) u_g u_u + ((k_a + k_s) m_c m_b + k_s m_a m_b + k_b m_a m_c) L_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{tr}) + R_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{tr}) b_a m_c m_b \right) s^5 + \left((b_a k_b + b_a k_s) L_a J_{tot} u_g u_u + ((k_a + k_s)(m_b + m_c) + (k_b + k_s) m_a) (R_a J_{tot} + L_a B) u_g u_u + (b_a m_b + b_a m_c) (k_m k_e + R_a B) u_g u_u + (b_a k_b m_b + b_a k_s m_c) L_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{tr}) + ((k_a + k_s) m_c m_b + k_s m_a m_b + k_b m_a m_c) R_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{tr}) \right) s^4 + \left((k_a k_b + k_s k_b + k_a k_s) L_a J_{tot} u_g u_u + (b_a k_b + b_a k_s) (R_a J_{tot} + L_a B) u_g u_u + ((k_a + k_s)(m_b + m_c) + (k_b + k_s) m_a) (k_m k_e + R_a B) u_g u_u + ((k_a + k_s) k_b m_c + k_s k_b m_a + k_a k_s m_b) L_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{tr}) + (b_a k_b m_b + b_a k_s m_c) R_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{tr}) \right) s^3 + \left((k_a k_b + k_s k_b + k_a k_s) (R_a J_{tot} + L_a B) u_g u_u + (b_a k_b + b_a k_s) (k_m k_e + R_a B) u_g u_u + ((k_a + k_s) k_b m_c + k_s k_b m_a + k_a k_s m_b) R_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{tr}) + L_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{tr}) b_a k_s k_b \right) s^2 + \left((k_a k_b + k_s k_b + k_a k_s) (k_m k_e + R_a B) u_g u_u + R_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{tr}) b_a k_s k_b + L_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{tr}) k_a k_s k_b \right) s + R_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{tr}) k_a k_s k_b$$

где E, V_m, R_a и L_a – напряжение, скорость, сопротивление и индуктивность якоря двигателя; K_T и K_e – постоянная момента и постоянная ЭДС двигателя; B – вязкостный коэффициент демпфирования двигателя; u_m и u_g – передаточное отношение механизма и редуктора; ψ – угол подъема резьбы; φ – угол трения; d – средний диаметр резьбы; f_{tr} – коэффициент трения скольжения; J_{tot} – приведенный к валу двигателя момент инерции системы.

Передаточная функция $H_d(S)$ положение рабочего органа по положению гайки привода следующим образом:

$$H_d(s) = \frac{X_d(s)}{X_M(s)} \quad (2)$$

$$H_d(s) = \frac{m_a m_b m_b s^6 + b_a m_b m_b s^5 + ((k_a + 2k_s) m_b m_b + 2k_b m_a m_b) s^4 + 2b_a k_b m_b s^3 + ((2k_a + 4k_s) k_b m_b + k_b k_b m_a) s^2 + b_a k_b k_b s + k_a k_b k_b + 2k_s k_b k_b}{(m_a m_b m_b + m_a m_c m_b) s^6 + (b_a m_b m_b + b_a m_c m_b) s^5 + ((k_a + 2k_s) m_b m_b + 2k_b m_a m_b + (k_a + k_s) m_c m_b + k_s m_a m_b + k_b m_a m_c) s^4 + (2b_a k_b m_b + b_a k_s m_b + b_a k_b m_c) s^3 + ((2k_a + 4k_s) k_b m_b + k_a k_s m_b + k_b k_b m_a + (k_a + k_s) k_b m_c + k_s k_b m_a) s^2 + (b_a k_b k_b + b_a k_s k_b) s + k_a k_b k_b + 2k_s k_b k_b + k_a k_s k_b}$$

Отклик $H_d(S)$ (рис.5) на ступенчатом входном сигнале помогает понять динамику модели при выборе различных элементов. Разрыв механической связи культеприемника с корпусом протеза устранил влияние культи на протез, что в математической модели соответствует нулевой жесткости $k_s=0$.

Затем с помощью набора бесконтактных датчиков, расположенных в культеприемники, ЛБК управляет микроманипулятором. Однако в этом

случае математическая модель показывает увеличение погрешности на 20%, что отражает потерю демпфирующего действия культи.

Эта проблема может быть решена путем введения дополнительных механических демпферов или на уровне управления системой. Также потребуется дополнительный механизм для перемещения тяжелых предметов.

Такие требования усложняют конструкцию и утяжеляют систему, что делает более целесообразным использование датчика силы и крутящего момента. В случае датчика крутящего момента разница в эквивалентной жесткости датчика не оказывает большого влияния на положение инструмента, как показано на фиг. 5.

В результате эта реабилитационная система стабильна с затухающим откликом, что указывает на управляемость. Сочетание голосового управления с управлением от силомоментного датчика между гильзой и корпусом протеза представляется наиболее подходящим.

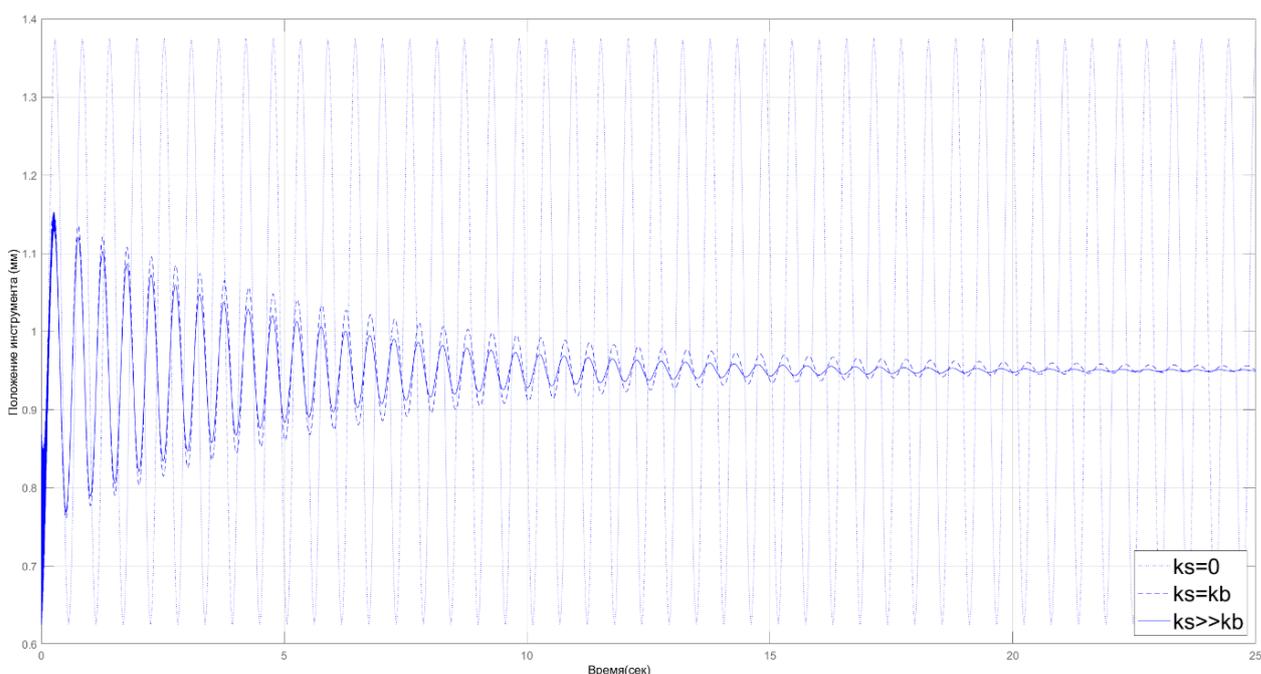


Рисунок 5 - Реакция движения рабочего органа на различные типы датчиков между приемной гильзой и корпусом реабилитационного комплекса

Нежелательные отклонения положения рабочего органа, появляющиеся вследствие наличия возмущений от культи ЛБК, что вызвано силы трамора $F_{ТР}$. При формировании передаточной функции возмущений $H_{d,T}(S)$, самотормозящийся механизм винт-гайки моделируется как жёсткая соединения между корпусом протеза (m_c) и основанием протеза (m_b).

$$H_{d,T}(s) = \frac{X_{d,T}(s)}{F_T(s)} \quad (3)$$

$$H_{d,T}(s) = \frac{k_s}{(m_a m_c + m_a m_b) s^4 + (b_a m_c + b_a m_b) s^3 + (k_a m_c + k_a m_b + k_s m_c + k_s m_b + k_s m_a + k_b m_a) s^2 + (b_a k_s + b_a k_b) s + k_a k_s + k_a k_b + k_s k_b}$$

Трemor культи лиц без кисти можно моделировать ритмичным колебательным сигналом с определенной амплитудой и частотой. В модели реабилитационной системы, тремор представляет собой силу, приложенную к массе m_a , и определяется следующим образом:

$$F_{TP}(t) = L \sin(\omega * t), \quad (4)$$

где L – амплитуда тремора; ω – частота тремора.

Уравнение (4) показывает, что коэффициент усиления передаточной функции $H_{d,T}$ определяет амплитуду возмущения на рабочем органе следующим образом:

$$G_{d,T} = \lim_{s \rightarrow 0} H_{d,T}(s) = \frac{k_s}{k_s * k_a + k_a * k_b + k_s * k_b} \quad (5)$$

Величина жесткости культи k_a определяется моделью ЛБК, она может варьироваться в небольших пределах. Также жесткость датчика k_s определяется его характеристиками. Уравнение (5) показывает, что изменением значения жесткости k_b в динамической модели регулирует максимальную амплитуду воздействия на рабочий орган. На рис. 6 представлена амплитуда возмущения, воздействующего на рабочий орган, для трех основных видов тремора рук человека. Заметно, как изменяется значение амплитуды в зависимости от изменения значения жесткости адаптивной опоры k_b . Всплески на кривых, показанных на рис. 6, произошли, когда частота тремора равна собственной частоте системы, вызывая резонансное, увеличивая амплитуду отклика системы на возмущение, вызванное тремором. Такой график определяет значения k_b , обеспечивающие приемлемую точность при наличии тремора культи.

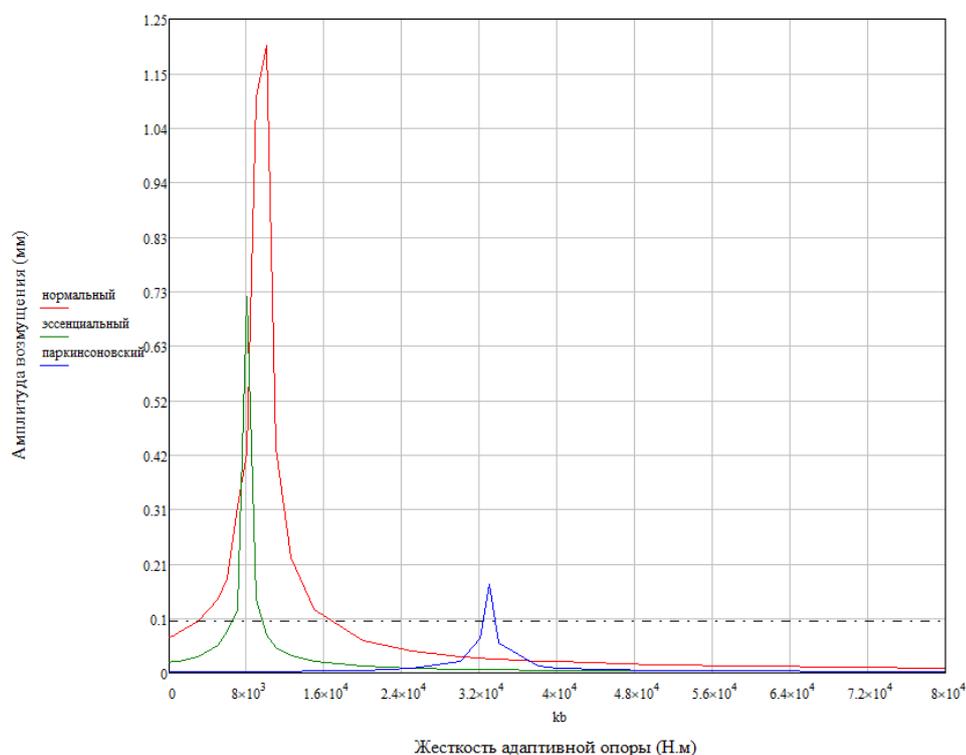


Рисунок 6 - Амплитуда возмущения по положению инструмента в зависимости от величины жесткости адаптивной опоры, вызванная тремором разными типами тремора

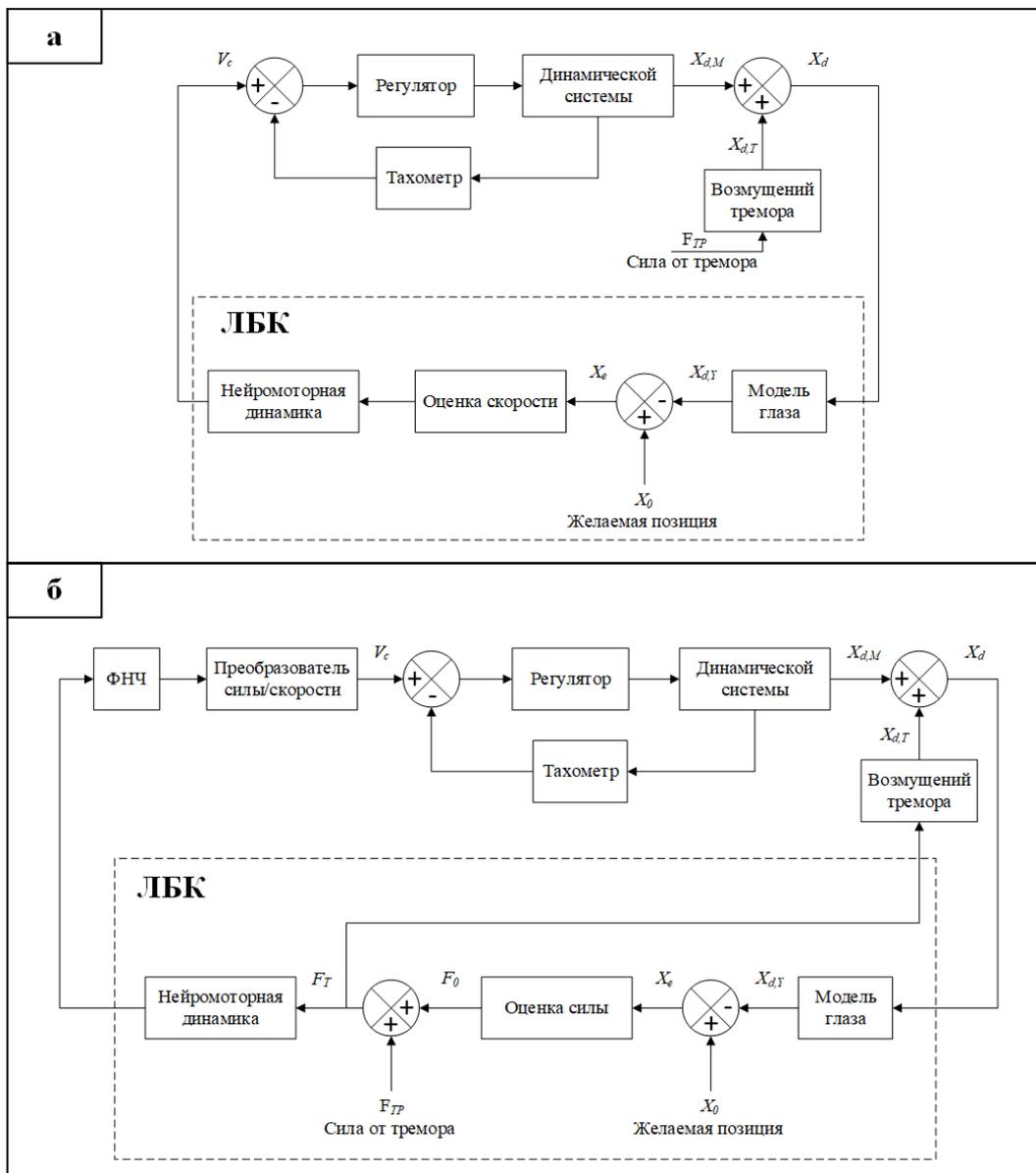
По результатам написания главы установлено, что использование датчика допустимо для управления положением инструмента. Хотя тремор распространяется на инструмент через датчик между культей и корпус протеза, возмущение может быть минимизировано за счет правильного выбора значения жесткости адаптивной опоры.

В четвертой главе проводится интеграция модели лица без кисти в систему управления. Предложена стратегия управления для точного позиционирования инструмента лицом без кисти. Выполняется симуляция результатов точного позиционирования инструмента, которые показывают ожидаемую производительность реабилитационной системы.

На основе остаточных исследований и психофизических исследований человеческого восприятия предполагается, что человек может извлекать информацию о местоположении и скорости при наблюдении за движущимся объектом. В реабилитационной системе, ЛБК является частью динамической модели, а также системы управления. На рисунке 7 показана функциональная схема «ЛБК-протез» системы использованием двух конфигураций:

1. Когда Управляющий сигнал V_c генерируется джойстиком, педалями или голосовыми командами (рис. 7(a)). Передача сигнала может осуществляться по проводам или беспроводным способом.

2. Когда силомоментный датчик, расположенный между культей и корпусом протеза, используется для формирования управляющего сигнала V_c (рис. 7(б)).



а) с педалями (внешнее устройство), б) с силомоментным датчиком

Рисунок 7 - Функциональная схема «ЛБК-протез» системы

Предлагается стратегия, в которой лицо без кисти наблюдает за рабочим органом, оценивая текущее положение и скорость. Затем по сигналу ошибки положения, ЛБК вносит необходимые изменения в скорость рабочего органа. На рис. 8 показан пример управляющего сигнала лиц без кисти « V_c ». Сигнал является выходом модели человека и представляет собой выполнение ЛБК алгоритма управления рабочим органом. Период t_3 связано со временем отклика динамической модели для достижения максимальной скорости с максимальным ускорением. Период t_4 — это момент, когда ЛБК начинает

уменьшать скорость рабочего органа, чтобы достичь целевой точки с нулевой скоростью. Действие замедления основано на наблюдениях ЛБК за оставшимся расстоянием, сигнал ошибки положения X_e , и его опыте использования системы реабилитации.

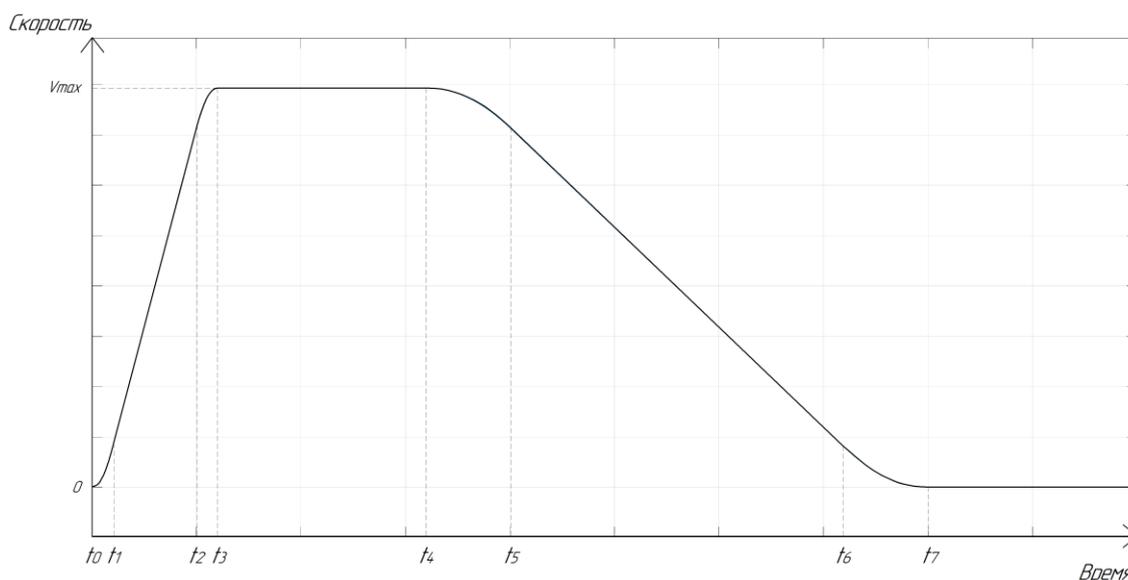


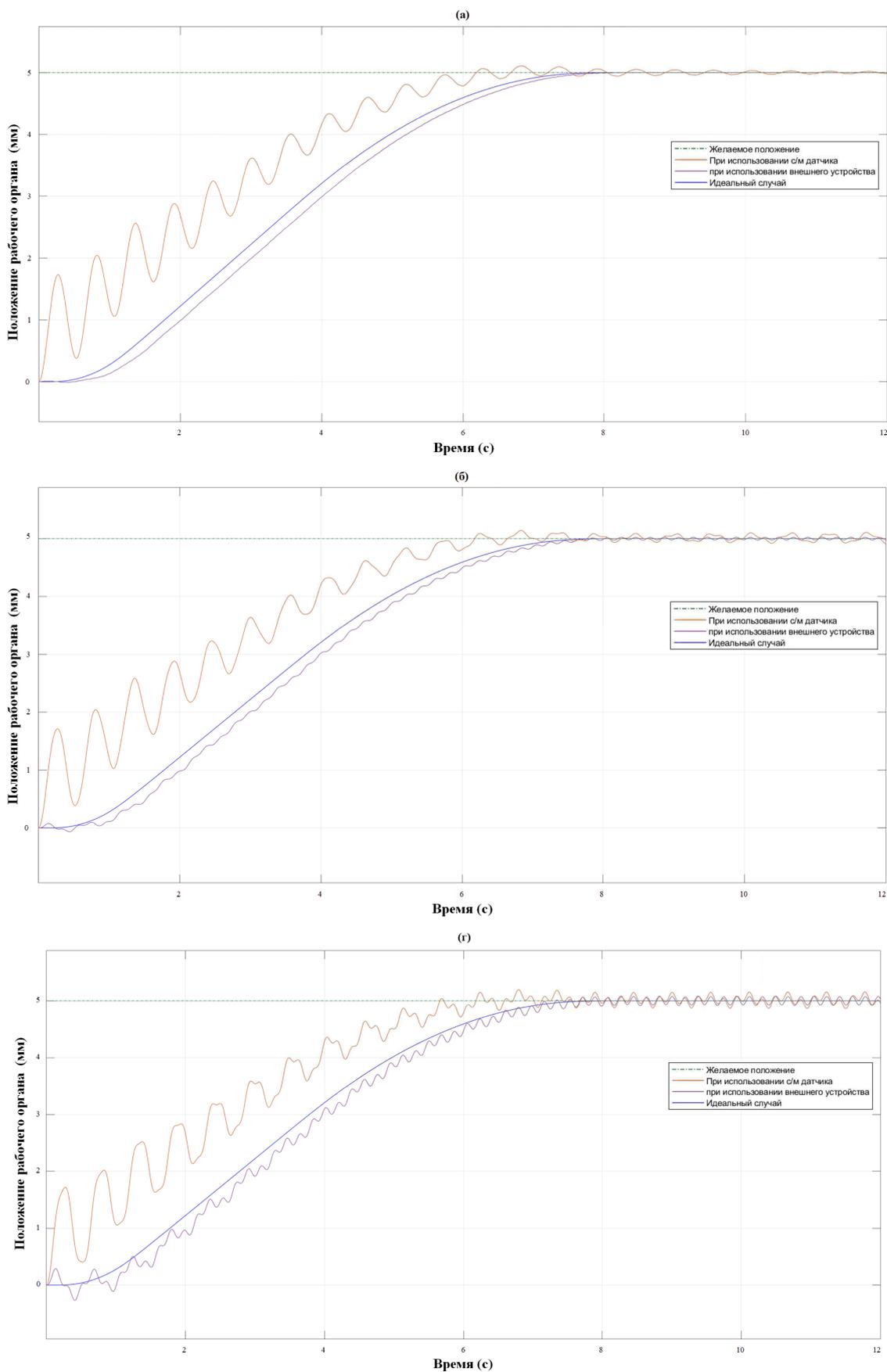
Рисунок 8 - Управляющий сигнал лиц без кисти в виде асимметричного профиля скорость

Реабилитационная система моделируется в Matlab Simulink для тестирования предложенной стратегии управления в системе «ЛБК-протез» для перемещения рабочего органа на расстояние 5мм. Результаты симуляция показали, что произвольные движения культи в большей степени влияют на точность позиционирования инструмента в целевой точке (рис. 9).

На рис. 9(а) показано, что при выбранном значении ($k_b=1000$ Н/м) жесткости адаптивной опоры достижима приемлемая погрешности позиционирования инструмента (значительно менее $\pm 0,1$ мм) при наличии нормального тремора. Результаты при наличии эссенциального и паркинсоновского тремора различаются при использовании сил и моментов культи для формирования управляющего сигнала точность падает, как показано на рис. 9(б,г).

Автор показывает, что для достижения желаемой точности можно использовать два подхода:

- выбрав, по возможности, другое значение жесткости адаптивной опоры, показанное на рис. 6.
- изменение параметров модели протеза, таких масс. Произойдет изменение нормальной частоты модели и всплесков резонансной, показанных на рис. 6, и обезжиривание амплитуды возмущения, соответствующей текущей жесткости адаптивной опоры.



а) нормальный тремор, б) эссенциальный тремор, г) паркинсоновский тремор

Рисунок 9 - Позиционирование инструмента в системы «ЛБК-протез» при наличии тремора

По результатам главы можно добиться достаточной точности (0,1...0,3 мм) позиционирования инструмента реабилитационной системы, подходящей для решения различных индивидуальных производственных задач.

Объекты, (предмет) и методы исследования

Объектом исследования является мехатронной реабилитационной системы в виде функционального «не косметического» протеза, имеет несколько степеней подвижности, который помогает лицам без кисти реинтегрироваться в общество и позволить им получить работу.

Использованы теории дифференциальных уравнений, аналитической геометрии и теория управления. Компьютерное и математическое моделирование использовались (Matlab Simulink, Mathcad и SolidWorks).

Результаты и их обсуждение

Основные достигнутые результаты при проведении диссертации, представлены следующим образом:

- Разработан новый принцип построения протезов для лиц без кистей, позволяющих выполнять операции повышенной точности. Процесс перемещения инструмента разделяется на фазы предварительного грубого и конечного точного движения. Фаза точного движения начинается с устойчивой установки протеза на поверхности неподвижного твердого объекта с помощью опорно-позиционирующего устройства. Устройство содержит тормозной механизм с приводом и четыре ножки, каждая ножка выполнена с возможностью двигаться независимо от других.
- Разработан протез кисти со встроенным микроманипулятором, позволяющий перемещать инструмент вперед и назад наряду с разгибанием/сгибанием и лучевым/локтевым отклонением. Такое дополнительное движение отсутствует во всех современных решениях протезов кисти.
- Предложена новая система управления протезом для лиц без кистей на основе силомоментного датчика, расположенного между искусственной кисти и культей.
- Показана возможность достижения предлагаемым протезом точности позиционирования порядка 0,1 мм, что достаточно для операций сборки или ремонта миниатюрных приборов, например, часов или микросхем.
- Выявлены области допустимых конструктивных характеристик предлагаемого протеза, обеспечивающие требуемую точность порядка 0,1 мм.

Заключение

В настоящее время разработан и исследован проектный облик протеза со встроенным микроманипулятором и адаптивной опорой. Получен патент на полезный образец протеза кисти. Планируется получение еще нескольких патентов по данной тематике. Для практической реализации в дальнейшем требуется разработка рабочей конструкторской документации и производство

протеза на основе грантов или общественной инициативы. Предлагаемый реабилитационный комплекс позволяет компенсировать частичную потерю микромоторных возможностей человека в условиях низких температурных характеристик, таких как Арктика. Подобные комплексы перспективны и в других случаях потери или затрудненности микромоторных функций, например, различных поражениях нервной системы, вплоть до инсультов.

Список работ, опубликованных по теме научно-квалификационной работы (диссертации)

Публикации в изданиях, рецензируемых ВАК

1. Берро С., Тимофеев А.Н. Разработка и исследование манипуляционной реабилитационной системы // Наука и бизнес: пути развития. – 2022. – № 4. – С. 183–186. **(ВАК)**
2. Берро С., Тимофеев А.Н. Система реабилитации микромоторных возможностей человека. Моделирование и управления одиночной степени свободы // Вестник МГТУ "СТАНКИН. – 2022. – № 3. **(ВАК)**

Публикации в других изданиях

1. Timofeev A.N., Berro S.M. Portable micromanipulator for extreme climatic conditions // IOP Conference Series: Earth and Environmental Science. –2020. – № 539. **(Scopus)**
2. Пат. 210950 Российская Федерация, МПК А 61 F 2/56, А 61 F 2002/543, А 61 F 2/588. Электромеханический протез кисти / Тимофеев А.Н., Берро С. № 2021130256; заявл. 15.10.21; опубл. 13.05.22, Бюл. № 14. **(Патент)**
3. Berro S.M., Timofeev A.N. Rehabilitation system of human micromotor capabilities: concept and design // ICMSIT-III: Metrological Support of Innovative Technologies. –2022. **(Конференция)**
4. Берро С., Тимофеев А.Н. Повышение точности манипулирования протезами рук // 33-Я Международная научно-техническая конференция «Экстремальная робототехника». –2022. **(Конференция)**

Аспирант _____ **Берро Сомар**

(подпись)

Высшая школа автоматизации и робототехники

ОТЗЫВ НАУЧНОГО РУКОВОДИТЕЛЯ НА НАУЧНЫЙ ДОКЛАД

Аспиранта Берро Сомар

выполненной на тему: «Разработка и исследование мехатронных модулей для
манипуляционной реабилитационной системы»

1. Актуальность выпускной квалификационной работы

Предлагаемые на рынке протезы верхних конечностей являются преимущественно косметическими с минимальными функциональными возможностями. Существующие рабочие протезы не компенсируют потерянные микромоторные функции кисти. Актуальность темы диссертации определяется важностью разработки реабилитационной системы, позволяющей лицам без кисти вернуться к работе.

Научная новизна выпускной квалификационной работы

Научная новизна работы автора заключается в предложенном новом принципе повышения точности манипулирования схвата протеза за счет оснащения протеза опорно-позиционирующим устройством. Также разработан новый принцип построения электромеханического протеза повышенной точности для лиц без кисти, отличающегося от известных оснащением микроманипулятором, выполненным с возможностью перемещения протеза относительно опорно-позиционирующего устройства, управляемым от силомоментного датчика воздействия культи на культеприемник. Впервые разработана математическая модель динамики и точности системы «лицо без кисти - предложенный протез». Выявлены области динамических и кинематических

характеристик протеза, обеспечивающие требуемую точность манипулирования порядка – 0,1...0,3 мм.

2. Оценка содержания выпускной квалификационной работы

Диссертация состоит из введения, 4-х глав, заключения и списка литературы. Объем работы 103 печатных страниц, 30 рисунков, 3 таблиц. Библиография содержит 90 наименований, из них 85 иностранных источников.

Во введении обоснована актуальность темы диссертации, так же определены цель и задачи исследования, подтверждена теоретическая и практическая значимость, представлено представление о работе и методах исследования, показаны научная новизна работы и структура диссертации.

В первой главе проведен обзор текущих решений протезов верхних конечностей для людей без кисти и так же обсуждены ограничения в отношении выполнения микромоторных функций. Далее в главе рассмотрены и проанализированы управления системы протезов кисти. В выводах главы формулируются задачи научных исследований, представленных в диссертации.

Вторая глава посвящена разработке решений проблемы компенсации утраченных микромоторных возможностей. Предлагается решать эти задачи на основе антропоморфности протеза по конечной функции, а не по внешнему подобию (виду). Вместо косметических или функциональных протезов предлагается реабилитационный комплекс (РК) рабочих протезов и сервисного оснащения рабочего места ЛБК. Описан выполненный по предлагаемой кинематической схеме протез кисти для операций повышенной точности.

В третьей главе проводится поиск решения проблемы влияния произвольных движений культи лиц без кисти на стабильность рабочего органа в фазе точного движения инструмента. Установлено, что использование датчика допустимо для управления положением инструмента. Хотя тремор воздействует на инструмент через датчик между культей и корпусом протеза, возмущение может быть минимизировано за счет правильного выбора значения жесткости адаптивной опоры.

В четвертой главе проводится интеграция модели лицо без кисти в систему управления. Предложена стратегия управления для точного позиционирования инструмента лицом без кисти. Выполняется симуляция результатов точного позиционирования инструмента. Оценивается ожидаемая производительность реабилитационной системы. Показана возможность достижения точности (0,1..0,3 мм) позиционирования инструмента, достаточной для решения различных производственных задач.

Заключение содержит основные результаты выполненных исследований.

Содержание научного доклада соответствует тексту диссертации и достаточно полно его отражает.

3. Положительные стороны выпускной квалификационной работы

Важным достоинством работы является разработка манипуляторного реабилитационного комплекса для лиц с ампутированными на уровне предплечья верхними конечностями, позволяющего выполнять производственные операции, требующие повышенной точности позиционирования инструмента. Новизна и научная значимость работы подтверждается также полученным патентом на электромеханический протез повышенной точности для лиц без кисти.

4. Замечания к выпускной квалификационной работе

Замечаний к работе нет.

5. Рекомендации по внедрению выпускной квалификационной работы

Результаты работы Берро Сомар могут использоваться при разработке реабилитационной системы для особо точных работ, например: разборки и сборки миниатюрных приборов, обработки ювелирных изделий, сувениров и иных объектов индивидуального производства или хобби; художественной деятельности, в том числе, живописи, гравировки, выжигания и т.п.

6. Рекомендуемая оценка выпускной квалификационной работы

Работа Берро Сомар в целом заслуживает оценки «отлично».

7. Дополнительная информация для ГЭК

Во время учебы в аспирантуре Берро Сомар привлекался к учебной работе со студентами и показал себя достаточно подготовленным для дальнейшей педагогической работы. По теме диссертационной работы опубликовано 4 работы. Одна статья входит в международную базу данных Scopus. Одна статья входит в перечень журналов, рекомендованных ВАК. Получен патент РФ на полезную модель. Еще одна статья принята к публикации в издании из перечня ВАК РФ. На рассмотрении в Роспатенте находятся еще одна заявка на полезную модель. Также имеются два выступления на международных конференциях.

Научный руководитель:



доктор технических наук, профессор

Тимофеев Андрей Николаевич

«Санкт-Петербургский политехнический университет Петра
Великого»

14.09.2022

федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего
образования
«Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого»

**РЕЦЕНЗИЯ
НА НАУЧНЫЙ ДОКЛАД**

Аспиранта _____ Берро Сомар
фамилия, имя, отчество

Направление подготовки (направленность) _____ 15.06.01_03 Роботы,
мехатроника и робототехнические системы

Группа _____ 3361501/80301

Наименование темы: Разработка и исследование мехатронных модулей для
манипуляционной реабилитационной системы

Рецензент _____ Кочнева Ольга Владимировна
фамилия, имя, отчество
_____ ВШАиР, ФГАОУ ВО СПбПУ, к.т.н., доцент
(место работы, должность, ученое звание, степень)

Научный доклад Берро С. посвящен разработке и исследованию мехатронных модулей для манипуляционной реабилитационной системы. Актуальность данной работы определяется повышенной потребностью в протезах опорно-двигательного аппарата. Разработка функционального «не косметического» протеза, который имеет несколько степеней подвижности, помогает лицам с ограниченными возможностями реинтегрироваться в общество и позволить им получить работу. Таким образом тема диссертации Берро Сомара относится к одной из актуальных областей развития науки и технологий.

Работа Берро С. направлена на разработку реабилитационного комплекса, позволяющего людям без кисти выполнять задачи, требующие высокой точности движений. Автор рассматривает существующие подходы и методы в решении задач восстановления микромоторных возможностей человека.

Обзор текущих решений протезов верхних конечностей и анализ научно-технической литературы, приводимые автором в выпускной квалификационной работе, показывают высокую способность к анализу и обобщению связанных технологических материалов. Сам объем цитируемых

литературных источников считается высоконадежным и подтверждает актуальность направлений исследований Берро.

Предложенный автором, принцип построения протезов со встроенным микроманипулятором для лиц без кистей, позволяет выполнять операции повышенной точности в производственной деятельности.

Предложенная автором математическая модель динамики и точности системы «лицо без кисти - предложенный протез», учитывающая задержки реакции и погрешности нервной системы и опорно-двигательного аппарата человека, кинематические и динамические характеристики микроманипулятора и опорно-позиционирующего устройства могут быть использованы для определения приемлемых конструктивных характеристик предлагаемого протеза для индивидуального случая ампутации.

Представленная работа обладает научной новизной и демонстрирует современный подход к разработке систем протезирования. Предложенные автором проектные решения и подходы исследованы с использованием теории дифференциальных уравнений, аналитической геометрии и теории управления. Компьютерное и математическое моделирование использовались (Matlab Simulink, Mathcad и SolidWorks).

Научный доклад оформлен в соответствии требованиями Положения о порядке проведения государственной итоговой аттестации по образовательным программам высшего образования – программам подготовки научно-педагогических кадров в аспирантуре.

Отмеченные достоинства:

1. Разработан протез кисти со встроенным микроманипулятором, позволяющий перемещать инструмент вперед и назад. Такое дополнительное движение отсутствует во всех современных решениях протезов кисти.

2. Обеспечена точность позиционирования инструмента «0,1 мм» при треморе, которую можно считать достаточным для деятельности с повышенной точностью, например, сборки или ремонта приборов.

3. Отдельно хочу отметить высокую научную и техническую грамотность работы. Это доказывает, что Берро С. представляет собой сформировавшегося научного работника.

Отмеченные недостатки:

1. В тексте научного доклада не указано, какие основные уравнения входят в математическую модель динамики и точности системы «лицо без кисти - предложенный протез».

2. В работе не представлены результаты измерений средней точности кисти здорового человека при выполнении различных задач.

Заключение:

Указанные недостатки не являются существенными, выполненная работа заслуживает оценки «отлично», а Берро Сомар присвоения квалификации «Исследователь. Преподаватель-исследователь».

Рецензент


(подпись)

Кочнева О.В.
(расшифровка подписи)

« 15 » сентябре 2022.

СПРАВКА

о результатах проверки текстового документа
на наличие заимствований

Санкт-Петербургский политехнический
университет Петра Великого (СПбПУ)

ПРОВЕРКА ВЫПОЛНЕНА В СИСТЕМЕ ANTIPLAGIAT.VUZ

Автор работы: Берро Сомар
Самоцитирование
рассчитано для: Берро Сомар
Название работы: Научный доклад_Берро С
Тип работы: Не указано
Подразделение: Высшая школа автоматизации и робототехники

РЕЗУЛЬТАТЫ

■ ОТЧЕТ О ПРОВЕРКЕ КОРРЕКТИРОВАЛСЯ: НИЖЕ ПРЕДСТАВЛЕНЫ РЕЗУЛЬТАТЫ ПРОВЕРКИ ДО КОРРЕКТИРОВКИ

ЗАИМСТВОВАНИЯ	4.81%	ЗАИМСТВОВАНИЯ	3.35%
ОРИГИНАЛЬНОСТЬ	88.1%	ОРИГИНАЛЬНОСТЬ	91.3%
ЦИТИРОВАНИЯ	1.73%	ЦИТИРОВАНИЯ	0%
САМОЦИТИРОВАНИЯ	5.35%	САМОЦИТИРОВАНИЯ	5.35%

ДАТА ПОСЛЕДНЕЙ ПРОВЕРКИ: 14.09.2022

ДАТА И ВРЕМЯ КОРРЕКТИРОВКИ: 14.09.2022 16:25

Структура документа: Проверенные разделы: титульный лист с.1, основная часть с 2-19
Модули поиска: ИПС Адилет; Библиография; Сводная коллекция ЭБС, Интернет Плюс; Сводная коллекция РГБ, Цитирование; Переводные заимствования (RuEn), Переводные заимствования по eLIBRARY RU (EnRu); Переводные заимствования по Интернету (EnRu); Переводные заимствования издательства Wiley (RuEn); eLIBRARY.RU; СПС ГАРАНТ, Медицина, Диссертации НББ, Коллекция Национальной Библиотеки Узбекистана; Перефразирования по eLIBRARY RU, Перефразирования по Интернету; Перефразирования по коллекции издательства Wiley, Патенты СССР, РФ, СНГ, СМИ России и СНГ; Модуль поиска "СПбСТУ"; Шаблонные фразы, Кольцо вузов, Издательство Wiley, Переводные заимствования

Работу проверил: Кочнева Ольга Владимировна
ФИО проверяющего

Дата подписи:

14.09.2022



Подпись проверяющего



Чтобы убедиться
в подлинности справки, используйте QR код,
который содержит ссылку на отчет

Ответ на вопрос, является ли обнаруженное заимствование
корректным, система оставляет на усмотрение проверяющего
Предоставленная информация не подлежит использованию
в коммерческих целях