



**Берро Сомар**

**МЕХАТРОННАЯ РЕАБИЛИТАЦИОННАЯ  
МИКРОМАНИПУЛЯЦИОННАЯ СИСТЕМА**

2.5.4. Роботы, мехатроника и робототехнические системы

**АВТОРЕФЕРАТ**  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Санкт-Петербург

2026

Работа выполнена в федеральном государственном автономном образовательном учреждении высшего образования «Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого».

Научный руководитель, доктор технических наук, доцент  
**Тимофеев Андрей Николаевич**

Официальные оппоненты:

доктор технических наук, профессор  
**Яцун Сергей Федорович**

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Юго-Западный государственный университет», заведующий кафедрой механики, мехатроники и робототехники, г. Курск

кандидат технических наук  
**Синегуб Андрей Владимирович**

Общество с ограниченной ответственностью «Исследовательский центр Моторика», руководитель направления остеointegrации, г. Москва

Ведущая организация


Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения»

Защита состоится « 27 » марта 2026 года в 14:00 часов на заседании диссертационного совета У.2.5.4.16 федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого» (195251, г. Санкт-Петербург, ул. Политехническая, 29, главный корпус, аудитория 118).

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке и на сайте <http://elib.spbstu.ru> федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого».

Автореферат разослан « \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 202 \_\_\_\_ г.

Ученый секретарь  
диссертационного совета У.2.5.4.16  
кандидат технических наук, доцент



О.В. Кочнева

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

### **Актуальность темы исследования**

Операции повышенной точности, например, монтаж приборов или электронных блоков, обычно выполняют инструментом, перемещаемым кистью, опертой на стол. На финальной стадии процесса позиционирования рабочая точка инструмента выводится в требуемое положение перераспределением усилий и деформаций сжимающих инструмент пальцев и мягких структур кисти в целом. То есть кисть играет роль своеобразного микроманипулятора, опирающегося на стол.

Данная работа посвящена проблеме создания мехатронной реабилитационной микроманипуляционной системы (РМС), по своим функциональным возможностям в некоторой степени сходным с кистью человека. На базе подобных РМС могут быть сформированы рабочие места для пациентов с ампутированной кистью по сборке, ремонту и обслуживанию, например, приборов, электронных блоков, бытовой и офисной техники. Пациенты с ампутированной кистью смогут участвовать в трудовой деятельности как в крупных организации, так и в малых предприятиях или самозанятости.

### **Степень разработанности темы исследования**

Ведущая в мире в области реабилитационной техники компания «Ottobock SE & Co. KGaA» с ее новейшими продуктами представляет протез бионической руки с возможностью смены рабочего органа. Так же в «ФГБУ ФНОЦ Медико-Социальной Экспертизы и Реабилитации им. Г. А. Альбрехта» разрабатывались протезы с реализацией аналогичной концепции сменного рабочего органа. Однако все известные образцы рабочих, косметических и универсальных протезов не обеспечивают микроманипуляционные функции, сходные с кистью человека.

### **Цель и задачи работы**

Целью исследования является разработка принципов построения системы из дистанционно управляемого оснащения рабочего места и микроманипулятора на адаптивной опоре, встроенного в протез для восстановления микроманипуляционных возможностей пациентов с ампутированной кистью.

Для достижения поставленной цели поставлены и решены следующие задачи:

1. разработка и исследование принципов построения реабилитационных систем восстановления микроманипуляционных возможностей человека;
2. разработка 3D-модели протеза с интегрированным микроманипулятором на адаптивной опоре;
3. разработка и исследование математической модели динамики протеза с микроманипулятором на адаптивной опоре;
4. разработка и исследование компьютерной модели точности позиционирования рабочего органа реабилитационной микроманипуляционной системы.

**Объектом исследования** является мехатронная реабилитационная микроманипуляционная система, включающая пациента с ампутированной кистью и протез, оснащенный микроманипулятором на адаптивной опоре.

**Предметом исследования** является точность позиционирования рабочего органа мехатронной реабилитационной микроманипуляционной системы.

### **Научная новизна**

1. Предложен принцип повышения точности манипулирования рабочим органом протеза для пациентов с ампутированной кистью посредством оснащения протеза микроманипулятором на адаптивной опоре, выполненной с возможностью самоустановки в произвольном положении и фиксации основания микроманипулятора на неподвижном объекте внешней среды.

2. Предложен метод управления многостепенного микроманипулятора протеза непосредственно культи пациента с ампутированной кистью на основе силомоментного

датчика на культеприемнике, существенно облегчающий эксплуатацию протеза за счет интуитивно понятного характера управления.

3. Разработана и исследована математическая модель динамики протеза с микроманипулятором на адаптивной опоре, выявлена возможность установки силомоментного датчика между культеприемником и корпусом протеза.

4. Разработана и исследована компьютерная модель точности мехатронной реабилитационной микроманипуляционной системы, основанная на предложенной модели формирования управляющего воздействия пациента с ампутированной кистью при позиционировании рабочего органа на целевом объекте; установлены зависимости точности позиционирования от вида тремора и способа управления.

### **Теоретическая и практическая значимость исследования**

Теоретическая значимость исследования заключается в разработке и исследовании подходов к реабилитации утерянных микроманипуляционных возможностей пациентов с ампутированной кистью. Предложенный принцип управления микроманипулятором протеза, существенно повышающий удобство использования протеза при трудовой деятельности пациентов с ампутированной кистью. Предложенные математические и компьютерные модели динамики и точности реабилитационной микроманипуляционной системы, позволяющие оценить зависимость погрешности позиционирования рабочих органов от вида тремора и способа организации управления.

Практическая значимость исследования заключается в улучшении эмоционального и социального состояния пациентов с ампутированной кистью благодаря полученной возможности высоко квалифицированной производственной деятельности, требующей манипулирование с повышенной точностью. А также в предлагаемых принципиальных решениях реабилитационной микроманипуляционной системы для пациентов с ампутированной кистью, рекомендациях для выбора основных параметров таких систем, оригинальных схемных и конструктивных решениях разработанной 3D-модели протеза с интегрированным микроманипулятором и адаптивной опорой (RU 210950 U1, RU 217996 U1).

### **Методология и методы исследования**

Для решения иных задач использовались теории механизмов и машин, аналитической геометрии и теории управления. При компьютерном и математическом моделировании использовались программы MATLAB, Simulink, SolidWorks и КОМПАС-3D.

### **Положения, выносимые на защиту**

1. Принцип повышения точности манипулирования рабочим органом протеза для пациентов с ампутированной кистью, основанный на оперативно устанавливаемой связи протеза с неподвижным объектом внешней среды через микроманипулятор с адаптивной опорой, микроманипулятор размещается на протезе, а адаптивная опора может устанавливаться как на протезе, так и на неподвижном основании рядом с целевым объектом.

2. Метод управления многостепенного микроманипулятора протеза непосредственно культей пациента с ампутированной кистью на основе силомоментного датчика на культеприемнике, упрощающий и облегчающий протез и повышающий удобство работы пациента с ампутированной кистью.

3. Математическая модель динамики протеза с микроманипулятором на адаптивной опоре, показывающая влияние соотношения динамических характеристик адаптивной опоры и силомоментного датчика культеприемника на степень ослабления колебаний, вызванных тремором.

4. Компьютерная модель точности мехатронной реабилитационной микроманипуляционной системы, включающая модель формирования управляющего воздействия пациента с ампутированной кистью при позиционировании рабочего органа.

### **Степень достоверности полученных результатов**

Достоверность полученных результатов обусловлена корректным применением методов теоретической механики, математического анализа и программирования. Все научные положения и выводы по результатам диссертационной работы обеспечены глубокой

проработкой литературного материала, согласованностью полученных теоретических и моделированных данных с результатами исследований. Выводы основаны на достоверных результатах, аргументированы и не вызывают сомнений. Работа выполнена на современном методическом уровне с применением математического анализа аналитической геометрии и теории автоматического управления.

#### **Публикации и апробация результатов**

Результаты работы опубликованы в журналах: Наука и бизнес: пути развития (2022), Вестник МГТУ «Станкин» (2022), Вестник Белгородского государственного технологического университета им. В.Г. Шухова (2024). По теме диссертации опубликовано 8 печатных работ, в том числе 3 в изданиях, входящих в перечень ВАК, 1 работа в РИНЦ и 2 в изданиях, индексируемых в базе Scopus. Получены 2 патента РФ на полезную модель.

Результаты, полученные в рамках работы над диссертацией, представлялись и обсуждались на следующих научно-методических конференциях: НЕДЕЛЯ НАУКИ СПбПУ 18-23.11.2019, Санкт-Петербург; 5-я международная конференция «Arctic: History and Modernity» 18-19.03.2020, Санкт-Петербург; III Международная конференция «ICMSIT-III 2022: Метрологическое обеспечение инновационных технологий» 3-5.03.2022, Красноярск - Санкт-Петербург.

#### **Личный вклад автора**

Соискателем предложен принцип повышения точности манипулирования рабочим органом протеза для пациентов с ампутированной кистью; метод управления многостепенного микроманипулятора протеза на основе силомоментного датчика за счет интуитивно понятного характера управления. Основные научные положения, компьютерная модель, практические решения, результаты моделирования, эксперименты и теоретические выводы сформулированы и выполнены автором лично.

#### **Соответствие диссертации паспорту научной специальности**

Диссертационная работа выполнена в рамках специальности 2.5.4. Роботы, мехатроника и робототехнические системы по пунктам:

- п.3. Развитие принципов и методов построения мехатронных устройств и систем как результата синергетического объединения узлов точной механики, электротехнических, электропневматических, электрогидравлических, электронных и компьютерных компонентов с целью проектирования и практического применения качественно новых машин, систем и модулей с высокоэффективным цифровым управлением их функциональными движениями.

- п.4. Математическое и полунатурное моделирование мехатронных и робототехнических систем, включая взаимодействие со средой, анализ их характеристик, оптимизация и синтез по результатам моделирования.

#### **Структура и объем работы**

Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, списка использованной литературы и четырех приложений. Содержание работы изложено на 121 странице, включает 60 рисунков и 4 таблицы. Библиографический список содержит 120 наименований.

## **ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ**

**Во введении** показана актуальность исследования, степень разработанности проблемы и объект исследования, сформулированы цель и задачи исследования, указана научная новизна, положения, выносимые на защиту, теоретическая и практическая значимость исследования.

**В первой главе** выполнен аналитический обзор существующих технологий компенсации потери верхней конечности. Анализированы системы управления протезами верхних конечностей.

**Вторая глава** посвящена исследованию принципиальных решений проблем реабилитации микроманипуляционных возможностей пациентов с ампутированной кистью, а

также устройству и алгоритмов работы РМС. Далее в диссертации вместо «пациент с ампутированной кистью» для краткости используется термин «оператор».

Здоровый человек операции повышенной точности выполняет инструментом в несколько этапов. Вначале инструмент подводится к обрабатываемому объекту в удобное положение и ориентацию. Затем, опираясь на стол, запястьем и пальцами перемещает его с требуемой точностью в целевое положение. При современном состоянии протезирования пациенты лишены этой возможности. Даже при опоре на стол оставшиеся крупные суставы локтя, плеча и корпуса слишком грубы и недостаточно степеней подвижности.

Из множества альтернативных в качестве наиболее перспективных предлагаются следующие принципиальные схемы реабилитации микроманипулирования:

- 1) мобильный (встроенный в протез) пятистепенной манипулятор (Рисунок 1а);
- 2) стационарный манипулятор, перемещающий протез (Рисунок 1б);
- 3) стационарный манипулятор, перемещающий обслуживаемый объект (Рисунок 1в);
- 4) мобильный (встроенный в протез) трехстепенной микроманипулятор на адаптивной опоре (Рисунок 1г).

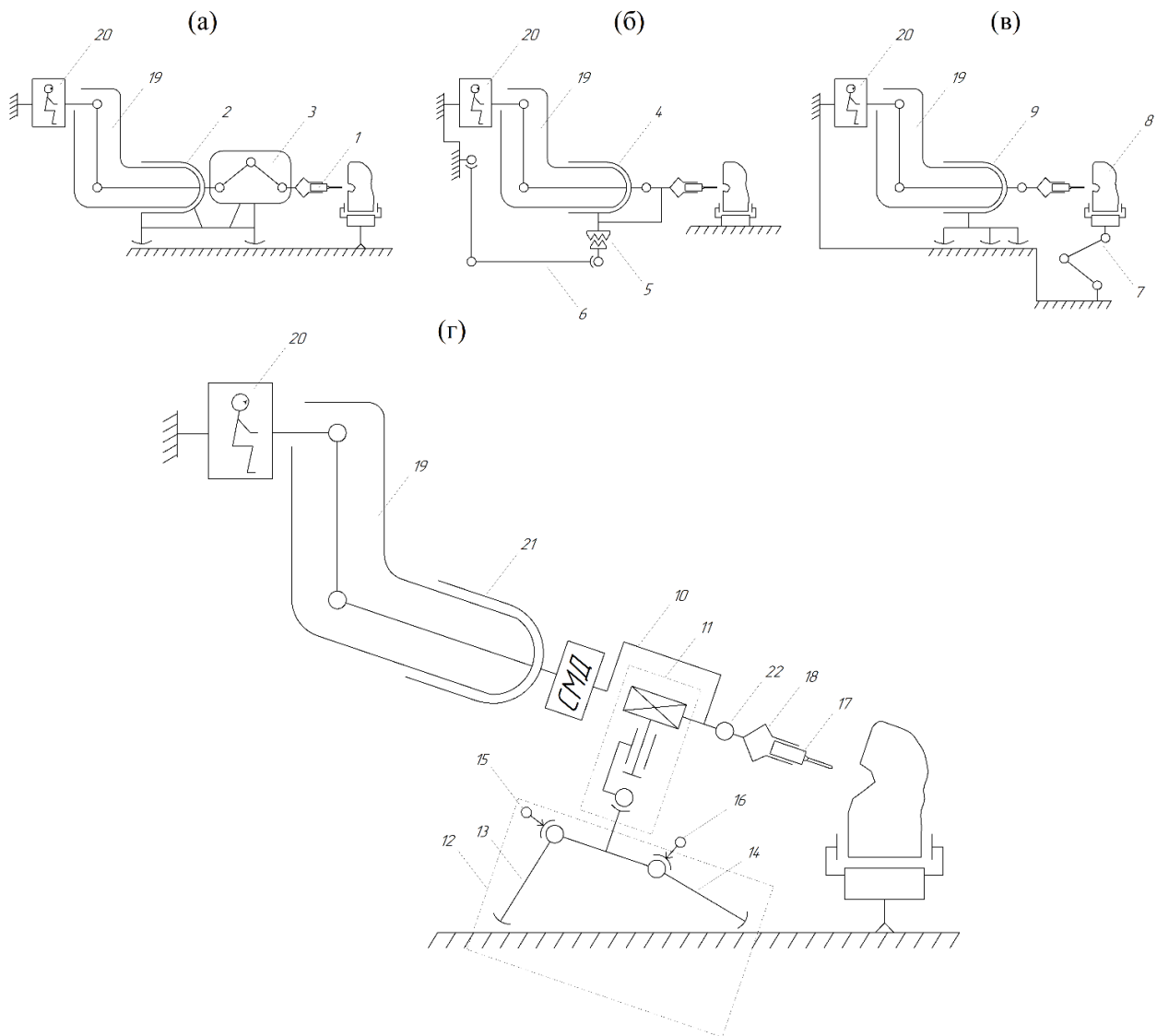


Рисунок 1 – Принципиальные схемы реабилитации микроманипулирования инструментом:  
 а) мобильный пятистепенной манипулятор; б) стационарный манипулятор, перемещающий протез; в) стационарный манипулятор, перемещающий обслуживаемый объект;  
 г) мобильный трехстепенной микроманипулятор на адаптивной опоре

В первом случае рабочий орган 1 (Рисунок 1а) перемещается пятиступенным манипулятором 2, встроенным в протез 3. Основание протеза оснащается опорами, позволяющими фиксироваться на неподвижных объектах внешней среды. Манипулятор должен обладать функциональными возможностями, близкими к кисти человека, а именно, габариты рабочей зоны порядка 50 мм и погрешность позиционирования 0.05...01. Подобное решение наиболее привлекательно, но на данный момент не удаётся создать манипулятор с такими характеристиками в пределах приемлемых массы и габаритов.

Во второй схеме протез 4 (Рисунок 1б) оперативно соединяется стыковочным устройством 5 и затем перемещается стационарным пяти-шестиступенным манипулятором 6. Данная схема перспективна для работ на крупных собираемых или обслуживаемых объектах.

В третьей схеме аналогичный стационарный манипулятор 7 (Рисунок 1в) перемещает собираемый или обслуживаемый объект 8 относительно протеза 9, опирающегося на неподвижный стол или иное основание. Эта схема привлекательна возможностью использования существующих, массово выпускаемых рабочих протезов. На ее основе могут строиться различные системы работы двумя руками.

Во второй и третьей, и частично, первой схемах требуются манипуляторы подобные промышленным роботам, сочетающие высокую точность, маневренность и грузоподъемность. Их стоимость и габариты зачастую неприемлемы для оснащения рабочего места оператора, особенно в условиях малого предприятия или самозанятости.

С целью радикального упрощения и удешевления предлагается перемещать протез 10 (Рисунок 1г) трехступенным микроманипулятором 11 на адаптивной опоре 12, способной самоустанавливаться и фиксироваться в произвольном положении на неподвижном объекте внешней среды. Возможны различные схемные и конструктивные решения адаптивной опоры. Например, в виде четырех свободно независимо выдвигаемых или поворачивающихся (стоек) рычагов 13 и 14 с управляемыми тормозами 15 и 16. Для упрощения и облегчения протеза микроманипулятор 11 имеет небольшую рабочую зону порядка 5 мм. Рабочий орган 17 и захватно-стыковочное устройство 18 образуют несколько громоздкую конструкцию с габаритом порядка 150...200 мм. Поэтому микроманипулятор 11 представляется целесообразным выполнять с поступательной степенью выдвижения и двумя вращательными степенями подвижности (сферическая система координат). Человек со здоровой кистью подобным образом перемещает инструмент при операциях с повышенной точностью. Схема с микроманипулятором на адаптивной опоре обеспечивает микроманипулирование как при установке миниатюрных компонентов на собираемый прибор, так и при их захвате. Поэтому далее в работе подробно исследуется именно эта схема.

Во всех этих принципиальных схемах (Рисунок 1) рука 19 оператора 20 входит в культеприемник 21 протеза.

В целях реабилитации микроманипуляционных возможностей предлагается создать комплекс оснащения рабочего места оператора со следующей структурой (Рисунок 2). Комплекс состоит из мехатронной реабилитационной микроманипуляционной системы (РМС) и периферийного оснащения.

Мехатронная реабилитационная манипуляционная система (РМС) включает протез с микроманипулятором на адаптивной опоре (ПМО), систему управления комплексом и оператор. В основе системы лежит повсеместно распространенный протез. Условимся его называть протез в базовой комплектации. Он содержит культеприемник 21 (Рисунок 1г), захватно-стыковочное устройство 18 и механизмы 22 ротации и сгибания. Последние имеются только в продвинутых протезах. Протез в базовой комплектации, оснащенный микроманипулятором и адаптивной опорой, образуют протез с микроманипулятором на адаптивной опоре (ПМО).

Периферийное оснащение включает магазин сменных рабочих органов и средства фиксации объектов обслуживания или сборки.

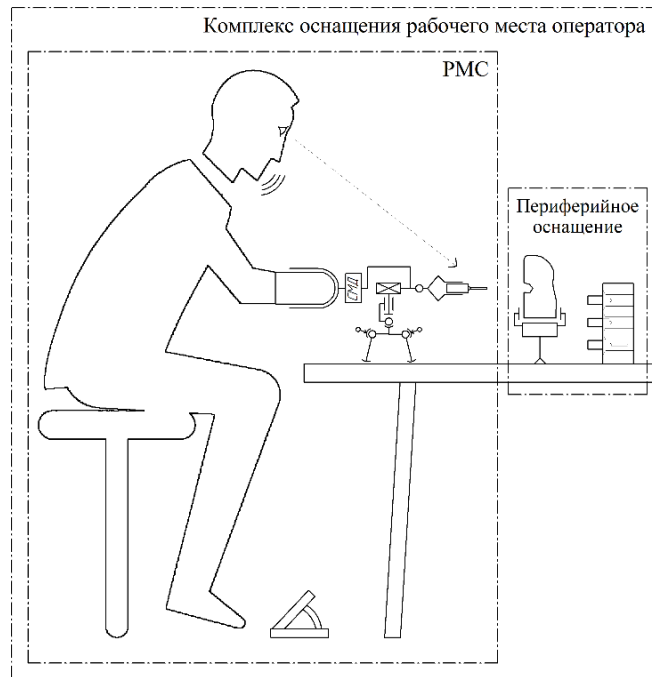


Рисунок 2 – Принципиальная схема комплекса оснащения рабочего места оператора

Сформирована 3D-модель протеза с интегрированным микроманипулятором и адаптивной опорой (RU 210950 U1, RU 217996 U1). На рисунке 3 представлена её кинематическая схема. Упруго деформируемый элемент 1 установлен между корпусом 2 и основанием 3. Форма элемента 1 выбрана таким образом, что позволяет ему изгибаться в точках «А» и «В», а также поворачиваться вокруг своей вертикальной оси. Корпус 2 и основание 3 соединены тремя взаимно перпендикулярными линейными актуаторами 4, 5 и 6, каждый из которых включает: винт 7 и гайку 8 на направляющей 9. Актуаторы установлены на основании 3, а их выходы соединены с корпусом 2 упругими развязками 10 в виде деформируемых стержней с поперечными надрезами. Подобная развязка придает возможность свободного малого перемещения корпуса 2 перпендикулярно направлению движения выходного звена актуатора. Корпус 2 соединен с приемной гильзой 11 через силомоментный датчик 12 с одной стороны и со стыковочным механизмом 13 с другой стороны через силомоментный датчик 14. Стыковочный механизм 13 позволяет устанавливать сменный рабочий орган 15 и заменять его другим устройством, когда это требуется оператором. Адаптивная опора с четырьмя стойками и тормозной системой 16 сконфигурированы таким образом, чтобы самоустанавливаться и фиксировать в произвольном удобном положении основание 3 протеза относительно стола или иного неподвижного объекта.

Двигатель 4 через винтовую передачу 7 и 8 перемещает корпус 2 вперед, вдоль продольной оси X протеза на упруго деформируемом элементе 1 и упругих развязках 10 остальных актуаторов. Смещение рабочей части инструмента в направлении поперечных осей Y и Z реализуется двигателями 5 и 6 качанием корпуса 2, опирающегося на скручиваемый и изгибаемый элемент 1. На малых поперечных перемещениях рабочей точки инструмента по сравнению с ее вылетом относительно упруго деформируемого элемента отклонения траектории от прямолинейности пренебрежимо малы.

Разработана 3D-модель ПМО для протезирования руки на уровне предплечья, включающий культеприемник 1 (Рисунок 4), микроманипулятор 2, захватно-стыковочное устройство с рабочим органом 3 и адаптивную опору 4.

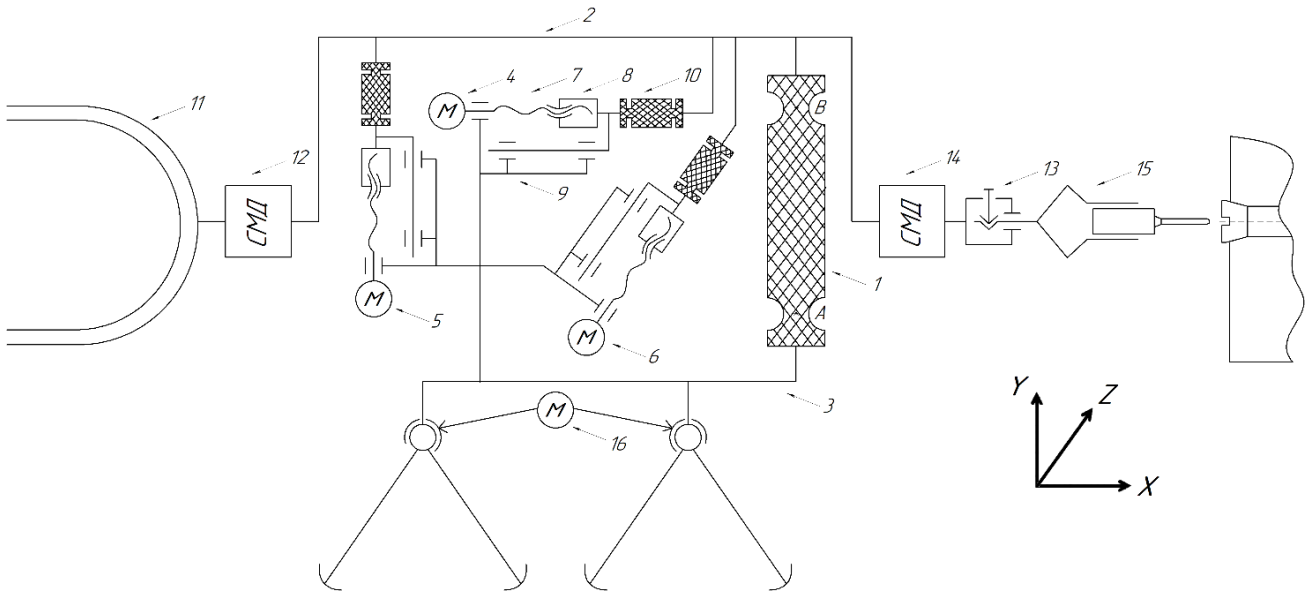


Рисунок 3 – Кинематическая схема протеза с микроманипулятором на адаптивной опоре

Алгоритм работы комплекса оснащения рабочего места оператора демонстрируется на примере операции установки микровинта в собираемый прибор. Выполняются следующие укрупненные блоки действий.

а) *Подготовка комплекса к операции* совершается естественными свободными движениями, подобными работе обычным протезом в базовой комплектации. Собираемый прибор устанавливается на рабочий стол. В захватно-стыковочное устройство помещается аккумуляторная отвертка (с магнитной головкой) с адаптером в ориентации, удобной для предстоящей операции. Намагниченной отверткой из магазина захватывается винт.

б) *Предварительный (грубый) подвод инструмента* к зоне сборки также производится естественными движениями протеза. Сначала инструмент ставится вблизи точки начала завинчивания в удобное для сборки положение и ориентацию. Аудиокомандой расфиксируются тормоза адаптивной опоры, рычаги падают на стол под действием веса или дополнительных пружин, тормоза их вновь фиксируют.

в) *Точное позиционирование и завинчивание* инструмента совершаются микроманипулятором под управлением давления культи на культеприемник и далее силомоментный датчик между культей и корпусом протеза. Затем аудиокомандой включается отвертка и также микроманипулятором перемещается в направлении завинчивания. Отклонение отвертки с винтом от требуемого положения контролируется зрением оператора.

г) *Завершение операции* начинается с отвода инструмента в исходное положение микроманипулятором. Естественными движениями протез отводится от собираемого прибора. Аудиокомандой тормоза адаптивной опоры отпускаются. Протез опускается на рабочий стол и рычаги отводятся в исходное положение и вновь фиксируются тормозами.

**В третьей главе** исследуется динамика протеза с микроманипулятором на адаптивной опоре. Определяется область динамических характеристик основных элементов ПМО, допустимых по управляемости.

Сформирована математическая модель динамики ПМО в фазе точного позиционирования рабочего органа (Рисунок 5).

При малых перемещениях рабочего органа благодаря развязкам 10 (Рисунок 3) можно пренебречь взаимной зависимостью работы различных актуаторов. Подобным образом могут исследоваться и другие движения. Для наглядности далее рассматривается только движение вдоль продольной оси протеза. Пренебрегается отклонением от прямолинейности малых перемещений. На расчетной схеме это условно обозначается прямолинейными кинематическими парами подвижных элементов.



Рисунок 4 – 3D-модель протеза с микроманипулятором на адаптивной опоре (ПМО):  
 а) внешний вид; б) микроманипулятор с адаптивными опорами

При малых перемещениях рабочего органа благодаря развязкам 10 (Рисунок 3) можно пренебречь взаимной зависимостью работы различных актуаторов. Подобным образом могут исследоваться и другие движения. Для наглядности далее рассматривается только движение вдоль продольной оси протеза. Пренебрегается отклонением от прямолинейности малых перемещений. На расчетной схеме это условно обозначается прямолинейными кинематическими парами подвижных элементов.

Корпус 2 (Рисунок 3) опирается на неподвижное основание через актуатор микроманипулятора с адаптивной опорой и параллельно через оператора, культеприемник и силомоментный датчик.

Масса  $m_c$  включает корпус 2 с рабочим органом и выходной частью силомоментного датчика.  $C_s$  - жесткость силомоментного датчика. По сравнению с ним податливость корпуса 2 считается пренебрежимо малой. Масса  $m_b$  включает привод актуатора с основанием и механизмом адаптивной опоры. В жесткости  $C_b$  учитывается податливость актуатора с развязкой, а также податливость адаптивной опоры. Динамические свойства оператора описываются массой  $m_a$  культы, культеприемника и части руки, коэффициентом демпфирования  $b_a$ , а также жесткостью  $c_a$  руки с культей и культеприемника.

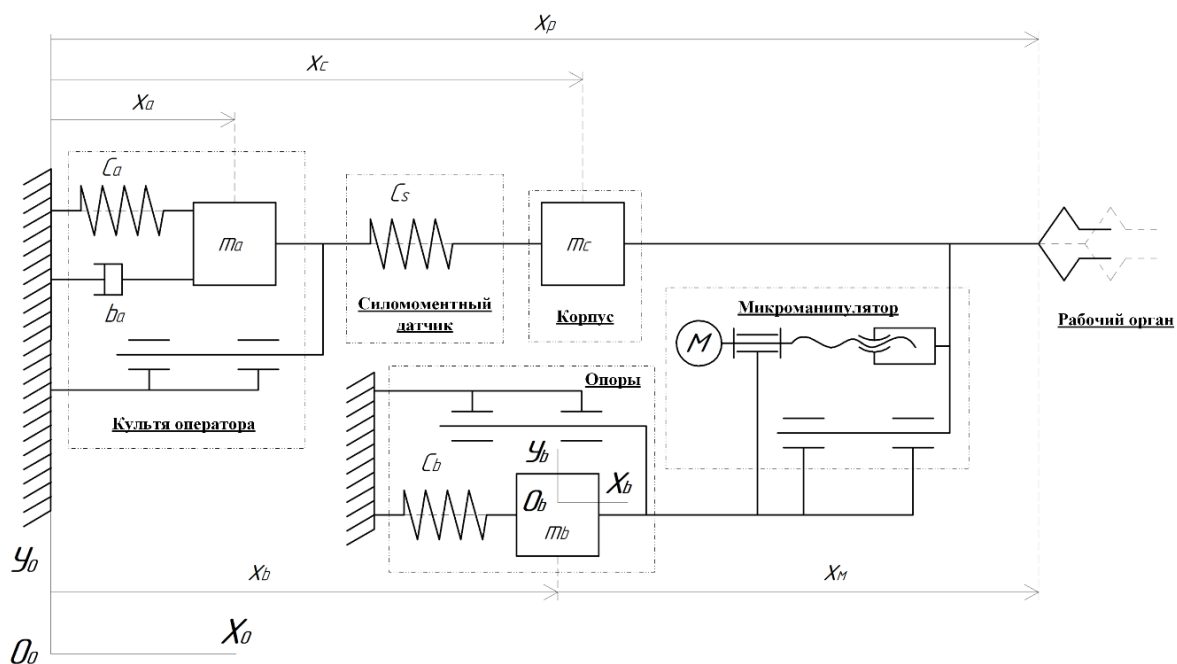


Рисунок 5 – Расчетная схема математической динамической модели ПМО с культей оператора

Целью данного математического моделирования является исследование динамики ПМО. Анализируется зависимость положения рабочего органа от воздействия привода микроманипулятора и тремора оператора.

Положение рабочего органа обозначается как  $X_p$  в глобальной неподвижной системе координат  $(X_0O_0Y_0)$ . Одновременно положение рабочего органа определяется в подвижной системе координат  $(X_bO_bY_b)$ , связанной с основанием адаптивной опоры. В этой подвижной системе координат отсчета положение рабочего органа обозначается как  $X_m$ .

Формируется передаточная функция  $H_p(s)$ , определяющая положения рабочего органа  $X_p$  по напряжению  $E$ , приложенному к якорю двигателю микроманипулятора следующим образом

$$H_p(s) = \frac{X_p(s)}{E(s)}. \quad (1)$$

Эту передаточную функцию  $H_p(s)$  можно разделить на две. Передаточная функция  $H_m(s)$ , определяющая положение рабочего органа  $X_m$  по напряжению  $E$ . Передаточная функция  $H_d(s)$ , определяющая положение рабочего органа  $X_d$  по его положению  $X_m$  следующим образом

$$H_p(s) = H_d(s) * H_m(s), \quad (2)$$

где

$$H_d(s) = \frac{X_p(s)}{X_m(s)}, \quad (3)$$

$$H_{\Omega}(s) = \frac{\left( m_a m_b m_b s^6 + b_a m_b m_b s^5 + ((k_a + 2k_s) m_b m_b + 2k_b m_a m_b) s^4 + 2b_a k_b m_b s^3 + ((2k_a + 4k_s) k_b m_b + k_b k_b m_a) s^2 \right)}{\left( m_a m_b m_b + m_a m_c m_b \right) s^6 + \left( b_a m_b m_b + b_a m_c m_b \right) s^5 + \left( (k_a + 2k_s) m_b m_b + 2k_b m_a m_b + (k_a + k_s) m_c m_b + k_s m_a m_b + k_b m_a m_c \right) s^4 + \left( 2b_a k_b m_b + b_a k_s m_b + b_a k_b m_c \right) s^3 + \left( (2k_a + 4k_s) k_b m_b + k_a k_s m_b + k_b k_b m_a + (k_a + k_s) k_b m_c + k_s k_b m_a \right) s^2 + \left( b_a k_b k_b + b_a k_s k_b \right) s + k_a k_b k_b + 2k_s k_b k_b + k_a k_s k_b}.$$

$$H_M(s) = \frac{X_M(s)}{E(s)} = \frac{1}{u_p u_{e2} s} * H_{\Omega}(s), \quad (4)$$

$$H_{\Omega}(s) = \frac{K_T u_g u_M \left( (m_a m_b + m_a m_c) s^5 + (b_a m_b + b_a m_c) s^4 + ((c_a + c_s)(m_b + m_c) + (c_b + c_s) m_a) s^3 + (b_a c_b + b_a c_s) s^2 + (c_a c_b + c_s c_b + c_a c_s) s \right)}{\left( m_a m_b + m_a m_c \right) L_a J_{tot} u_g u_M + L_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{mp}) m_a m_c m_b \Big)^7 + \left( (b_a m_b + b_a m_c) L_a J_{tot} u_g u_M + (m_a m_b + m_a m_c) (R_a J_{tot} + L_a B) u_g u_M + L_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{ir}) b_a m_c m_b + R_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{ir}) m_a m_c m_b \right) s^6 + \left( ((c_a + c_s)(m_b + m_c) + (c_b + c_s) m_a) L_a J_{tot} u_g u_M + (b_a m_b + b_a m_c) (R_a J_{tot} + L_a B) u_g u_M + (m_a m_b + m_a m_c) (K_T K_e + R_a B) u_g u_M + ((c_a + c_s) m_c m_b + c_s m_a m_b + c_b m_a m_c) L_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{ir}) + R_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{ir}) b_a m_c m_b \right) s^5 + \left( (b_a c_b + b_a c_s) L_a J_{tot} u_g u_M + ((c_a + c_s)(m_b + m_c) + (c_b + c_s) m_a) (R_a J_{tot} + L_a B) u_g u_M + (b_a m_b + b_a m_c) (K_T K_e + R_a B) u_g u_M + (b_a c_s m_b + b_a c_b m_c) L_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{ir}) + ((c_a + c_s) m_c m_b + c_s m_a m_b + c_b m_a m_c) R_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{ir}) \right) s^4 + \left( (c_a c_b + c_s c_b + c_a c_s) L_a J_{tot} u_g u_M + (b_a c_b + b_a c_s) (R_a J_{tot} + L_a B) u_g u_M + ((c_a + c_s)(m_b + m_c) + (c_b + c_s) m_a) (K_T K_e + R_a B) u_g u_M + ((c_a + c_s) c_b m_c + c_s c_b m_a + c_a c_s m_b) L_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{ir}) + (b_a c_s m_b + b_a c_b m_c) R_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{ir}) \right) s^3 + \left( (c_a c_b + c_s c_b + c_a c_s) (R_a J_{np} + L_a B) u_g u_M + (b_a c_b + b_a c_s) (K_T K_e + R_a B) u_g u_M + ((c_a + c_s) c_b m_c + c_s c_b m_a + c_a c_s m_b) R_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{ir}) + L_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{ir}) b_a c_s c_b \right) s^2 + \left( (c_a c_b + c_s c_b + c_a c_s) (K_T K_e + R_a B) u_g u_M + R_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{ir}) b_a c_b + L_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{ir}) c_a c_s c_b \right) s + R_a \frac{d}{2} * (tg(\psi + \varphi) + f_{ir}) c_a c_s c_b,$$

где  $H_{\Omega}(s)$  – передаточная функция, определяющая скорость двигателя по его напряжению.

Оценивается обоснованность жесткой механической связи между остаточной конечностью и корпусом ПМО путем анализа реакции передаточной функции  $H_{\Omega}(s)$ . Показано, что изменения эквивалентной жесткости силомоментного датчика оказывают минимальное влияние на точность позиционирования инструмента (Рисунок 6).

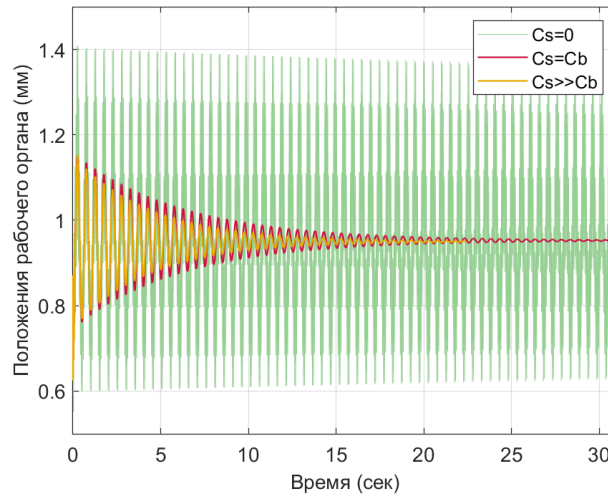


Рисунок 6 – Отклик положения рабочего органа на ступенчатое воздействие привода при различных значениях жесткости ( $C_s$ ) механической связи между остаточной конечностью и корпусом ПМО

Для оценки управляемости ПМО рассматривается отклик положения рабочего органа в передаточной функции  $H_\delta(s)$  на ступенчатый входной сигнал. Определяются допустимые диапазоны для критических параметров модели, которые обеспечивают стабильное, удобное управление для оператора.

Предложенная динамическая модель ПМО (Рисунок 5) включает в себя predetermined номинальные параметры, включая биомеханические свойства культи, которые получены из средних по популяции значений, приведенных в литературе. Жесткость силомоментных датчиков доступных для коммерческого использования, находится в диапазоне высокой жесткости ( $10^4$ – $10^8$ Н/м).

Рисунок 7 иллюстрирует взаимосвязь между жесткостью  $C_b$ , массой ПМО ( $m_c+m_b$ ) и двумя критическими показателями позиционного отклика: пиковым абсолютным смещением (Рисунок 7а) и перерегулированием (Рисунок 7б). Данные, оцененные по восьми различным значениям массы ПМО. Показано, что при высокой жесткости ( $C_b > 2000$  Н/м) показатели асимптотически стабилизируются из-за пренебрежимости податливости. При малой жесткости ( $C_b < 500$  Н/м), чрезмерно перерегулирование и снижается демпфирование колебаний.

В предлагаемой модели во второй главе, масса  $m_b$  больше, чем  $m_c$ . Но также рассматриваются случаи, когда обе массы равны или  $m_c$  больше, и показывается увеличение амплитуда колебаний рабочего органа.

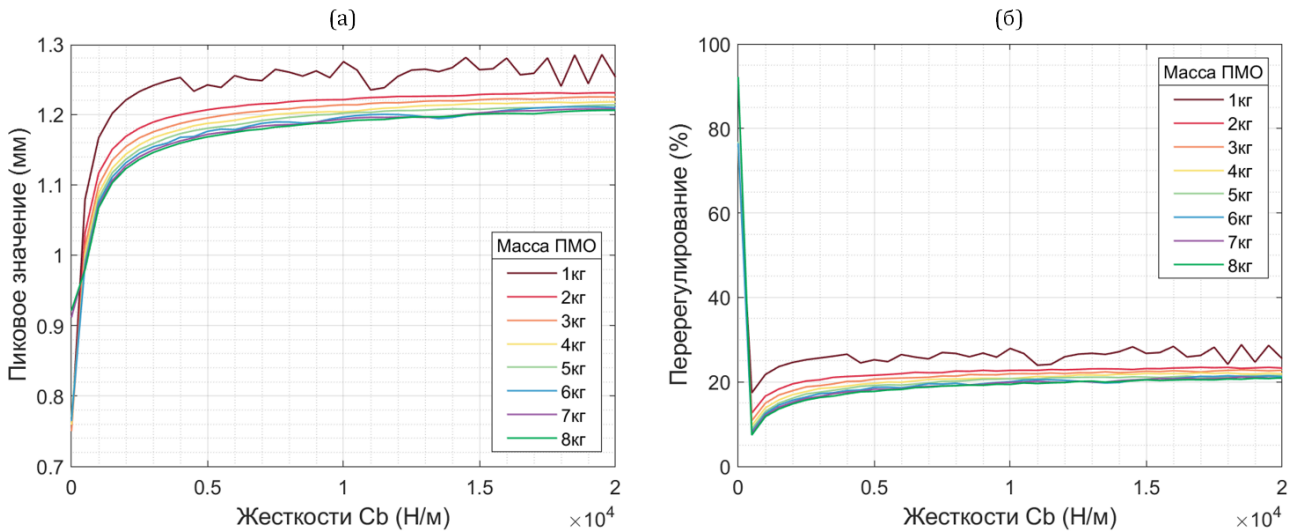


Рисунок 7 – Характеристики зависимости динамического отклика положения рабочего органа в передаточной функции  $H_\delta(s)$  от жесткости адаптивной опоры  $C_b$ : а) пикового абсолютного смещения; б) перерегулирования

Исследуется влияние тремора культи на стабилизацию рабочего органа. Формируется передаточная функция  $H_{\text{Воз}}(s)$ , определяющая положения рабочего органа  $X_{\text{Воз}}$  от возмущающего воздействия тремора культи  $F_T$ , следующим образом

$$H_{\text{Воз}}(s) = \frac{X_{\text{Воз}}(s)}{F_T(s)}, \quad (5)$$

$$H_{\text{Воз}}(s) = \frac{k_s}{\left( (m_a(m_c + m_b))s^4 + (b_a(m_c + m_b))s^3 + (k_a(m_c + m_b) + k_s(m_c + m_b) + (k_s + k_b)m_a)s^2 + (b_a(k_s + k_b))s + (k_a k_s + k_a k_b + k_s k_b) \right)}.$$

Степень ослабления тремора определяется как отношение амплитуды колебаний рабочего органа (вызванных тремором) к амплитуде тремора культи. Рисунок 8 иллюстрирует связь между этим отношением ослабления и параметром жесткости  $C_b$  при различных массах ПМО в условиях нормального (физиологического) тремора. Выявлены значения  $C_b$ , необходимые для достижения желаемого уровня ослабления, уравнивая подавление колебаний с функциональной точностью.

На рисунке 9, при массе 8 кг, обозначены диапазоны жесткости  $C_b$ , подавляющие вызванные тремором колебания ниже порога 0,1 мм независимо от вида тремора.

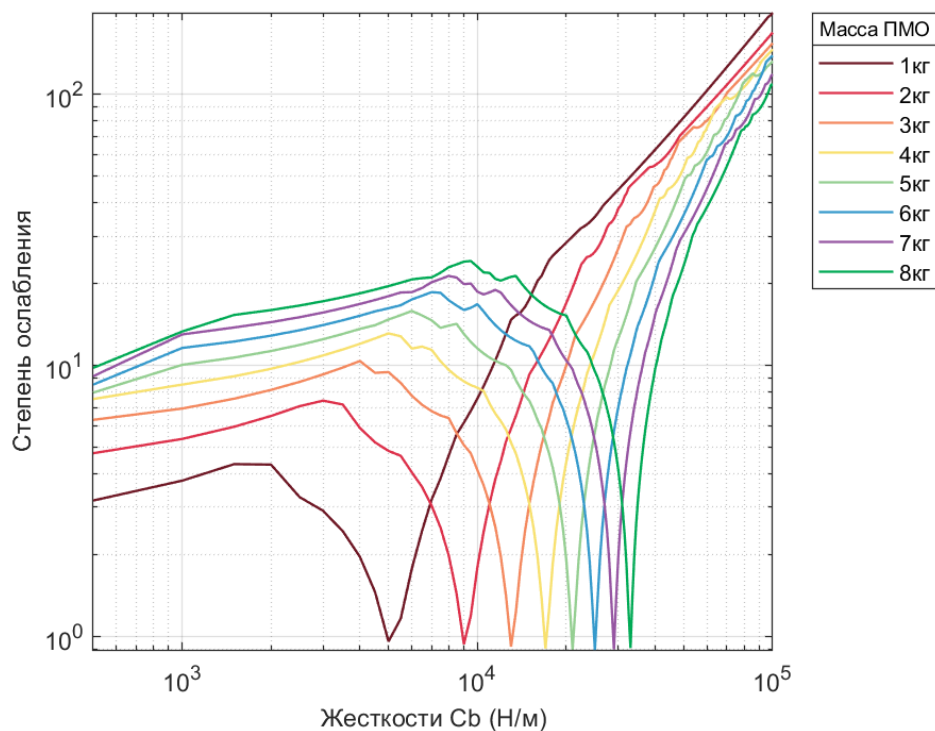


Рисунок 8 – График степени ослабления влияния нормального тремора на рабочий орган от жесткости адаптивной опоры  $C_b$

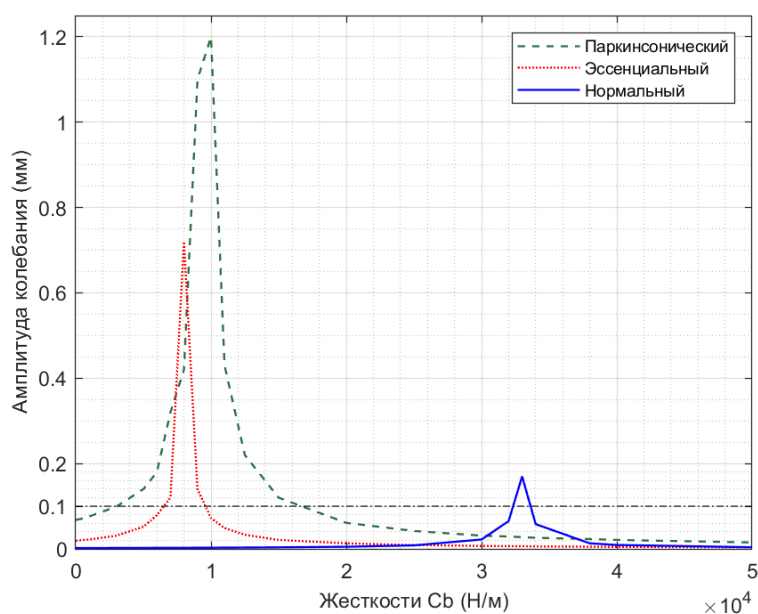


Рисунок 9 – Зависимости колебаний рабочего органа от жесткости адаптивной опоры  $C_b$  вызывают резонансные частоты в ПМО при наличии тремора культи

**В четвертой главе** анализируется процесс позиционирования рабочего органа в РМС.

В предлагаемой РМС оператор должен управлять прежде всего микроперемещениями рабочего органа (инструмента) и технологическими параметрами инструмента, например, скоростью вращения сверла или температурой паяльника. Кроме того, требуется вводить дискретные команды включения/выключения стоек адаптивной опоры, фиксации сменного инструмента. Дискретные команды могут подаваться либо с помощью простейших механических органов управления или аудио командами. В данной работе более подробно не рассматриваются.

Итак, из-за низкой интуитивности и недостаточного разрешения необходимы другие методы управления РМС.

Способы управления РМС могут быть подразделены на следующие две группы:

1. Управление аудио командами или частями тела, кроме руки с культей (Рисунок 10а).
2. Управление культей руки (Рисунок 10б).

При первом способе (Рисунок 10а) предлагаются использование внешних устройств управления вне взаимодействия с культей, например, ножных педалей, голосовых команд, инерционных датчиков или устройства «sip-and-puff».

При втором способе (Рисунок 10б), на основе анализа совокупности сигналов от многокомпонентного силомоментного датчика формируется адекватное управление приводами, обеспечивающими пространственное перемещение рабочей точки инструмента. Это способ представляется наиболее перспективным благодаря интуитивному характеру управления и простоте реализации. При этом управляющие воздействия культи интуитивно понятны и позволяют легко согласовать движения по всем трем координатам. В данной работе основное внимание уделяется именно этому способу управления РМС (Рисунок 10б).

Предлагается модель оператора из трех блоков (Рисунок 10). Блок визуальной обратной связи «временная задержка глаза» выполняет роль датчика положения рабочего органа, Когнитивно-управляющий блок «функция оценки скорости» моделирует процессы принятия решений в мозге: определяет целевую скорость и траекторию движения рабочего органа в заданный момент времени. Блок нейромышечной передачи «нейромоторная временная задержка» отвечает за формирование нейросигналов, передаваемых к культе, и их интерпретацию в механическое действие.

Предлагается компьютерная модель поведения оператора при позиционировании инструментов в целевой точке. Генерируемый этой моделью сигнал (Рисунок 11) управления движением рабочего органа имитирует естественные движения здорового человека при перемещении предметов между двумя точками. В начальной фазе движения (от  $t_0$  до  $t_3$ ), когда рабочий орган находится далеко от целевого положения, оператор применяет максимальное ускорение, пока рабочий орган не достигнет достижимой скорости. На этой постоянной скорости движение продолжается до некоторого приближения к целевой точке (от  $t_3$  до  $t_4$ ). Затем оператор инициирует замедление (от  $t_4$  до  $t_6$ ), и переходит на ползучую скорость (от  $t_6$  до  $t_7$ ) вплоть до попадания рабочего органа в целевую точку.

С целью сравнения различных методов управления РМС, построены компьютерные модели процессов позиционирования рабочего органа в MATLAB Simulink. Анализируются процесс позиционирования рабочего органа на расстоянии 5 мм по  $X_0$ -оси. Результаты процесса позиционирования рабочего органа при наличии паркинсонического тремора представлены на рисунке 12. Показано, что при обоих способах управления РМС, оператор сохраняет возможность управления и точного позиционирования рабочего органа в целевой точке.

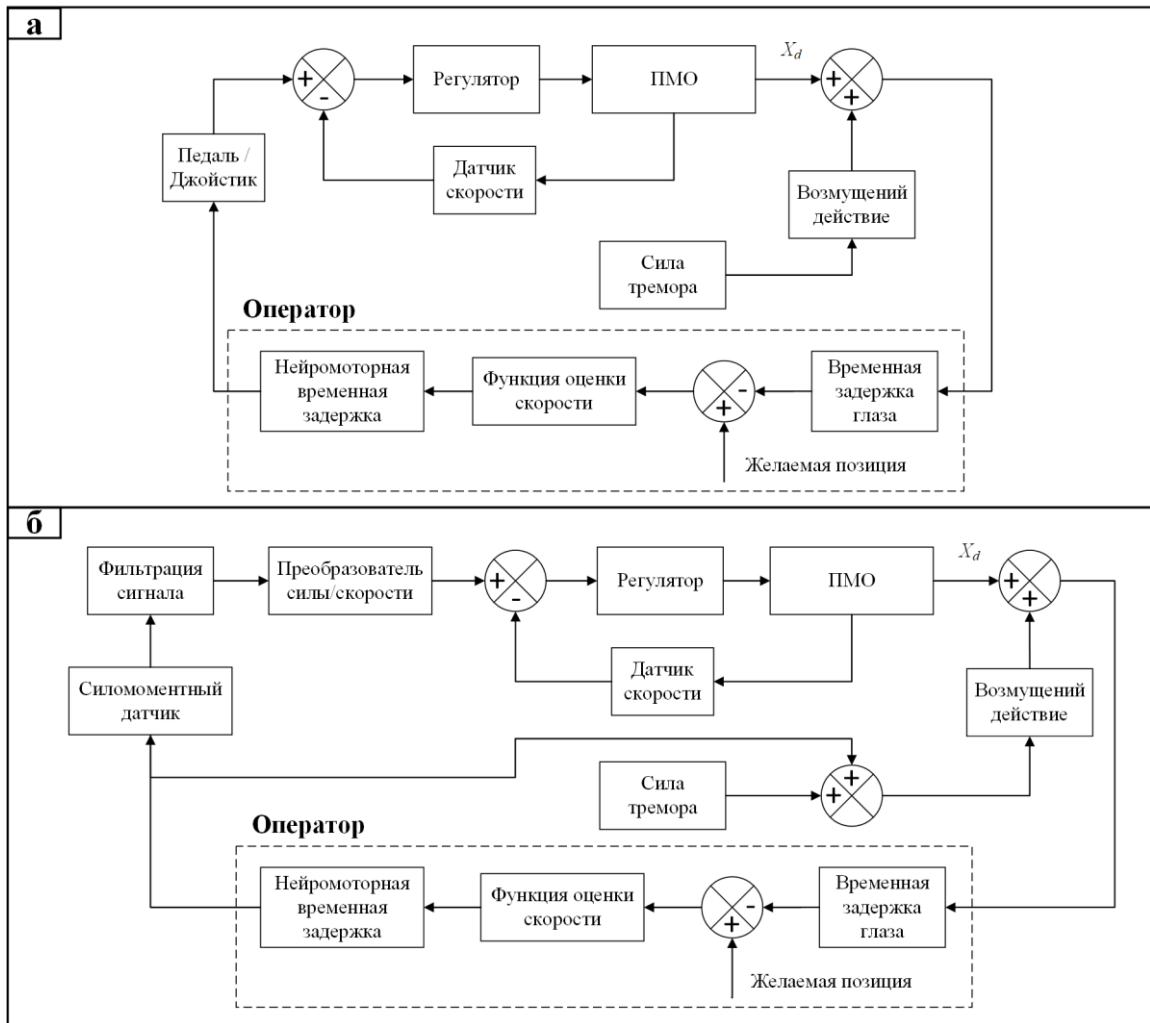


Рисунок 10 – Функциональные схемы системы управления РМС:  
 а) управления педалями; б) управления силомоментным датчиком культи

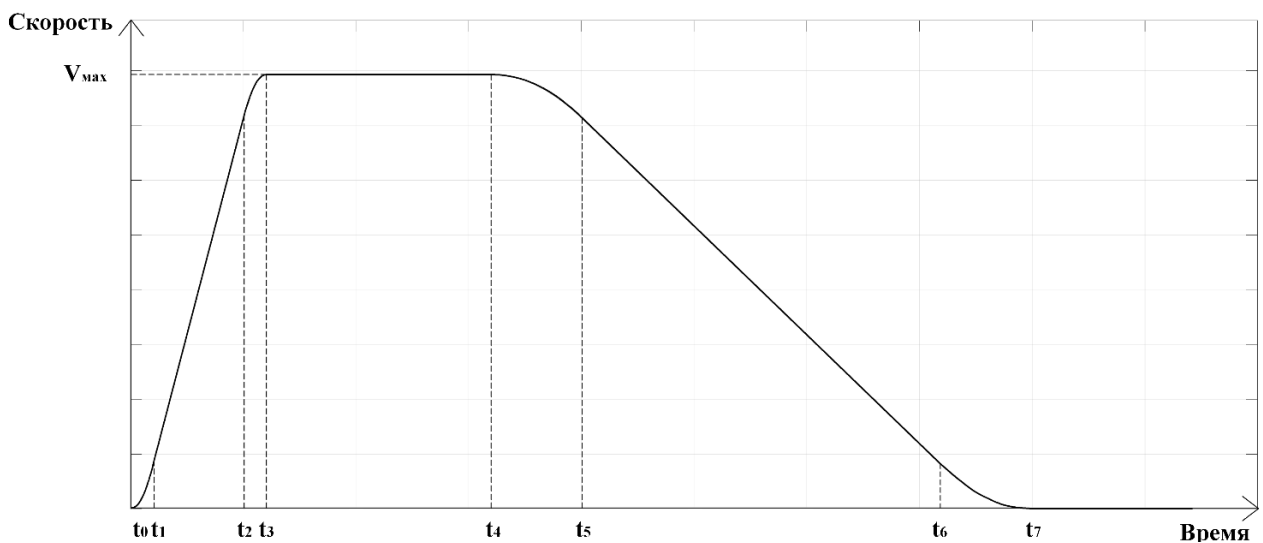


Рисунок 11 – Управляющее воздействие (сигнал) от оператора при движении рабочего органа в целевую точку

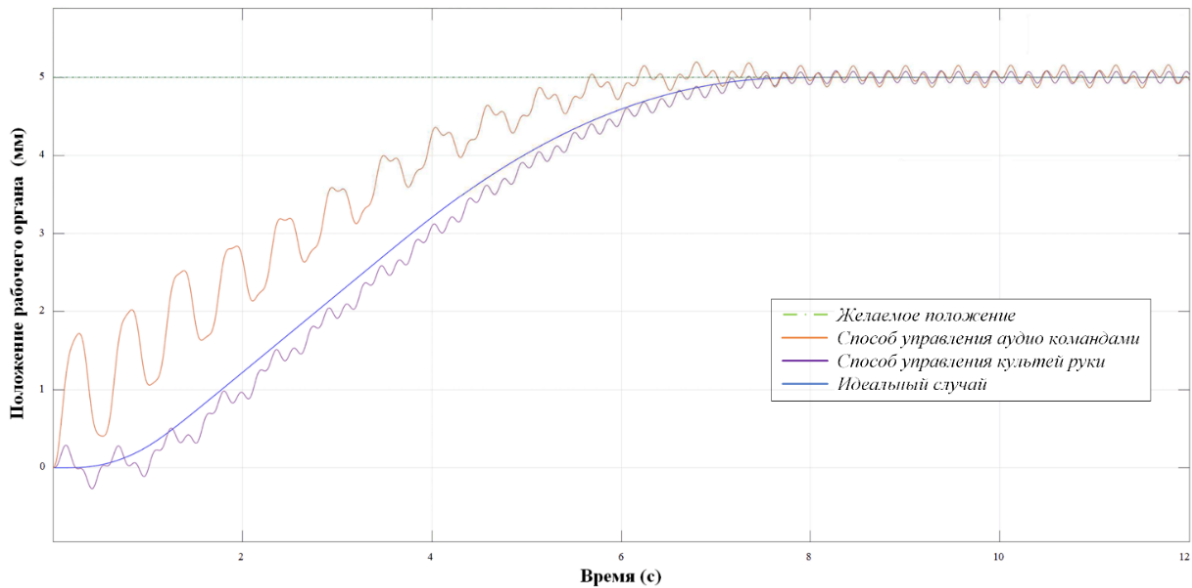


Рисунок 12 – Процесс позиционирования рабочего органа в РМС при наличии паркинсонического тремора

Погрешность  $\Delta_{\Pi}$  позиционирования рабочего органа в РМС предлагается представить следующим образом

$$\Delta_{\Pi} = (\Delta_{\text{Тремор}} + \Delta_{\text{Доп}})_{\text{Человек}} + \Delta_{\text{ПМО}}, \quad (6)$$

где  $\Delta_{\text{Тремор}}$  – составляющая погрешности позиционирования рабочего органа, вызванная тремором;  $\Delta_{\text{Доп}}$  – дополнительная составляющая погрешности;  $\Delta_{\text{ПМО}}$  – составляющая погрешности вызванная ПМО.

При исследовании процесса позиционирования рабочего органа в РМС, определена составляющая погрешности позиционирования рабочего органа, вызванная тремором  $\Delta_{\text{Тремор}}$ . Ее значения приведены в таблице 1. Оценка составляющей погрешности, вызванная ПМО  $\Delta_{\text{ПМО}}$ , принимается порядка 0,2 мм, по аналогии с характеристиками существующих промышленных манипуляторов с вылетом в пределах 100...200 мм.

Таблица 1 – Погрешность позиционирования рабочего органа в РМС

Способ управления	РМС					
	аудио командами			куклей руки		
Тип тремора	норм.	эссенц.	паркинс.	норм.	эссенц.	паркинс.
Сост. погрешности $\Delta_{\text{Тремор}}$ , (мм)	0,002	0,02	0,08	0,1	0,13	0,18
Погрешности $\Delta_{\Pi}$ , (мм)	0,21	0,24	0,29	0,31	0,34	0,39

Дополнительная составляющая погрешности  $\Delta_{\text{Доп}}$ , учитывает влияние биомеханических характеристик человека, качества зрения и преобразования информации. Информация об этой погрешности в литературе отсутствует, поэтому необходима ее экспериментальная оценка. Дополнительная составляющая погрешности  $\Delta_{\text{Доп}}$  предлагается представить следующим образом

$$\Delta_{\text{Доп}} = \Delta_{3ч} - \Delta_{\Gamma}, \quad (7)$$

где  $\Delta_{3ч}$  – полная погрешность позиционирования инструмента у здорового человека;  $\Delta_{\Gamma}$  – составляющая погрешности позиционирования инструмента у здорового человека, вызванная нормальным тремором, встречается в литературе (0.09 мм).

В данной работе экспериментально определялась  $\Delta_{зч}$ , а также погрешность позиционирования инструмента традиционными протезами. Эти погрешности представляю интерес как для оценки  $\Delta_{Don}$ , так и для сравнительной оценки эффективности предлагаемой РМС. В литературе информация об этих погрешностях отсутствует. Разработаны имитаторы протезов при ампутации, первый вид для ампутации ниже локтя, а второй вид для ампутации выше локтя. Имитаторы оснащены ручкой с кончиком кисти для рисования тонкой линии «uni Pin». Испытуемым было предложено попасть в две цели (перекрестия) на расстоянии 5 мм друг от друга. Погрешности позиционирования измерялись с помощью микроскопа. Десять здоровых молодых людей провели эксперимент. Каждый испытуемый провел следующие эксперименты:

- 1- позиционирования инструмента пальцами (здоровая кисть),
- 2- позиционирования инструмента имитатором первого вида сидя (без участия кисти),
- 3- позиционирования инструмента имитатором первого вида стоя (без участия кисти),
- 4- позиционирования инструмента имитатором второго вида (без участия локтя и кисти).

Эксперимент повторили несколько раз в двух различных режимах мотивации, как можно точнее (не торопясь) и как можно быстрее (торопясь).

Результаты эксперимента (Рисунок 13) дают конкретное значение погрешности с использованием протеза и дополнительной составляющей погрешности  $\Delta_{Don}$ . На основании этого из уравнения 6 получены оценки погрешности позиционирования рабочего органа  $\Delta_{л}$  РМС, приведенные в таблице 1.

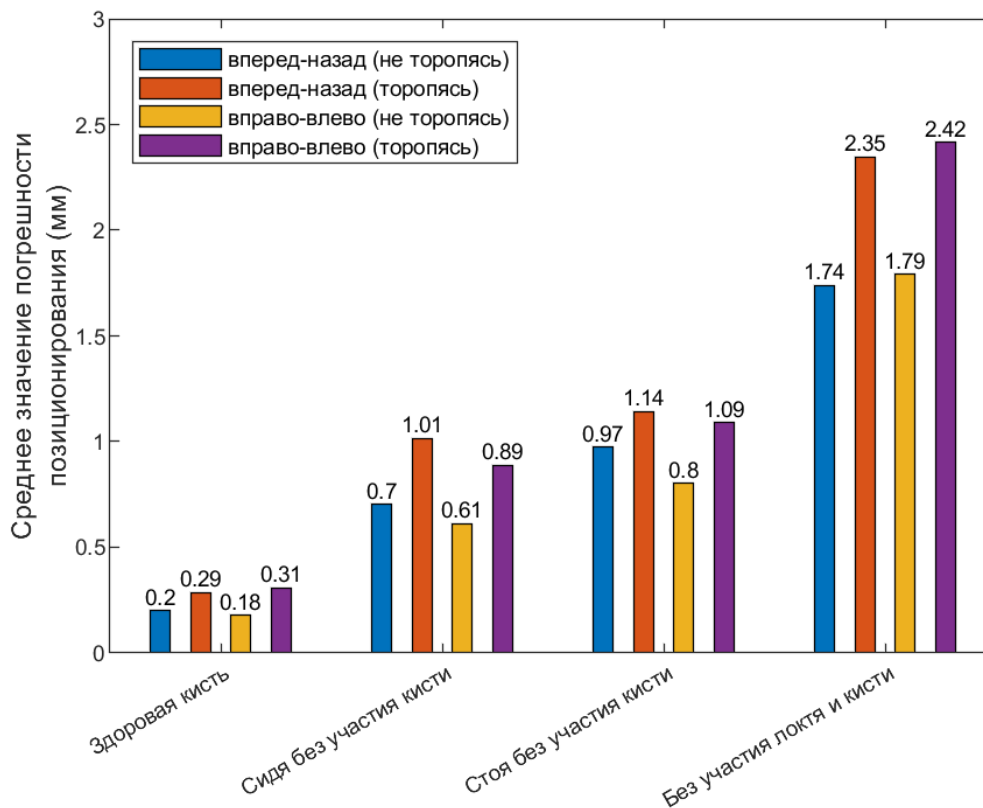


Рисунок 13 – Оценка погрешности позиционирования инструмента имитаторами протезов

Сравнение экспериментально определенных погрешностей позиционирования имитаторами традиционных протезов (Рисунок 13) с оценками погрешности позиционирования с помощью РМС (Таблица 1) показывает перспективы увеличения точности микроманипулирования предлагаемой РМС в 2...8 раз в зависимости от степени ампутации и здоровья нервной системы оператора.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В диссертационной работе предложено принципиальное решение проблемы реабилитации утерянных пациентом с ампутированной кистью возможностей производственной деятельности по обслуживанию, ремонту и сборке изделий, требующих повышенную точность манипулирования.

Разработан и исследован протез с интегрированным микроманипулятором на адаптивной опоре, позволяющий кардинально снизить погрешность позиционирования инструмента. Предложен метод управления многостепенного микроманипулятора силовым воздействием культи на культеприемник протеза, отличающийся простотой и интуитивным характером управления.

Разработана и исследована математическая модель динамики протеза с микроманипулятором на адаптивной опоре. С ее помощью выявлены области основных конструктивных параметров протеза, обеспечивающие качественное управление.

Разработана и исследована компьютерная модель точности РМС. Предложена компьютерная модель поведения пациента с ампутированной кистью при позиционировании инструментов в целевой точке. Посредством этих моделей установлены зависимости погрешности позиционирования от вида тремора пациента с ампутированной кистью и способа управления. Показана возможность снижения погрешности позиционирования, вызванная тремором до 0,2 мм и менее.

Кроме реабилитации пациентов с ампутированной кистью, предлагаемое принципиальное решение перспективно также при поражениях опорно-двигательного аппарата и нервной системы человека. На его основе возможно создание мобильного микроманипулятора для обслуживания, сборки и обработки приборов в экстремальных условиях низких температур в Арктике или вибраций на транспорте.

## ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

### Публикации в изданиях, входящих в перечень ВАК:

1. **Берро С.**, Тимофеев А.Н. / Разработка и исследование манипуляционной реабилитационной системы // Наука и бизнес: пути развития. – 2022. – № 4. – С. 183–186.
2. **Берро С.**, Тимофеев А.Н. / Система реабилитации микромоторных возможностей человека. Моделирование и управления одиночной степени свободы // Вестник МГТУ «Станкин». – 2022. – № 3. С. 63-73.
3. **Берро С.**, Тимофеев А.Н., Кочнева О.В. / Позиционирование рабочего органа манипуляционной реабилитационной системы при наличии тремора культи человека // Вестник БГТУ им. В.Г. Шухова. – 2024. – Том 9, № 9. С. 106-117.

### Публикации в изданиях, рецензируемых РИНЦ:

4. **Берро С.**, Тимофеев А.Н. / Манипуляционная система для реабилитации // Неделя науки СПбПУ. – 2020. – Т. 2. – С. 32–34.

### Публикации в изданиях, входящих в Scopus:

5. Timofeev A.N., **Berro S.M.** / Portable micromanipulator for extreme climatic conditions // IOP Conference Series: Earth and Environmental Science, 2020. Vol. 539. Article: 012120.
6. **Berro S.M.**, Timofeev A.N. / Rehabilitation system of human micromotor capabilities: concept and design // Journal of Physics: Conference Series, 2022. Vol. 2373. Article: 022005.

### Полученные патенты:

7. Патент на полезную модель «Электромеханический протез кисти» RU 210950 U1.
8. Патент на полезную модель «Электромеханический протез кисти» RU 217996 U1.