

На правах рукописи

Головин Вадим Фёдорович

**МАНИПУЛЯЦИОННЫЕ РОБОТЫ ДЛЯ ВОССТАНОВИТЕЛЬНОЙ
МЕДИЦИНЫ**

Специальность: 05.02.05

Роботы, мехатроника и
робототехнические системы

Специальность: 05.11.17

Приборы, системы и изделия
медицинского назначения.

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени

доктора технических наук

Москва – 2013

Работа выполнена в Московском государственном индустриальном
университете

Доктор технических наук, профессор Подураев
Юрий Викторович,

Официальные оппоненты:

Доктор технических наук
профессор Ильюхин Юрий Владимирович,

Доктор технических наук
профессор Афонин Вячеслав Леонидович

Ведущая организация

ОАО «Научно-производственное объединение
«Экран»

Защита состоится 2013 года в на заседании диссертационного совета Д
212.141.02 при Московском государственном техническом университете им.
Н.Э. Баумана по адресу:

105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5.

Ваш отзыв на реферат в одном экземпляре, заверенный гербовой
печатью организации, просим выслать по адресу:

105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, ученому секретарю совета
Д 212.141.02, ауд. 613М.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им.
Н.Э. Баумана.

Автореферат разослан «___» _____ 2013 года.

Ученый секретарь диссертационного совета кандидат технических наук,
доцент _____ Муратов И.В

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность проблемы

Предметной областью диссертационной работы является восстановительная медицина, причём в основном в той её части, которой является профилактическая медицина. Великий хирург Н. И. Пирогов говорил, что “будущее принадлежит медицине предохранительной. Эта наука, идя рука об руку с лечебной, принесёт несомненную пользу человечеству”. Особенную роль профилактической медицины отмечал Нобелевский лауреат И.П. Павлов. По его словам: “Профилактическая медицина достигает своих социальных целей только в случае перехода от медицины патологии к медицине здоровья здоровых”.

Актуальность дальнейшего развития восстановительной медицины (ВМ) подтверждается национальным проектом “Здоровье здоровых” и посланием Президента России В.В.Путина Федеральному Собранию Российской Федерации, в котором были определены приоритеты усиления профилактической направленности отрасли и решения демографических проблем. Концепция охраны здоровья здорового человека в России была заложена и получила поддержку на пленарном заседании комитета ВОЗ по вопросу Глобальной стратегии в области физической активности и здоровья.

В основу концепции развития здравоохранения и медицинской науки в Российской Федерации на период до 2010 г. положена здоровьесцентрическая модель системы здравоохранения, разработанная РНЦВМиК под руководством академика А.Н. Разумова. Суть модели состоит в акценте на сохранение здоровья здорового человека а, следовательно, на профилактику всего населения России. О необходимости применения аппаратных средств оздоровительного массажа именно для здоровых людей писал в своей диссертации “Материалы к вопросу о действии массажа на здоровых людей” еще в 1882 г русский учёный Н.В. Заблудовский.

Хотя существуют мобильные роботы и роботы-кресла для выполнения механических воздействий на пациента, наиболее эффективны

манипуляционные роботы, актуаторы которых выполняют движения аналогичные рукам врача.

Развитие робототехники для восстановительной медицины (ВМ) происходит в двух направлениях: разработка и использование универсальных роботов с многозвенными манипуляторами с достаточно большой рабочей зоной для выполнения многих приёмов на большинстве участков тела и разработка и использование специализированных роботов, выполняющих ограниченное количество приёмов на некоторых участках тела. Хотя решающими критериями эффективности роботов для ВМ являются показатели психофизиологического состояния пациента, робот как средство механического воздействия должен контролировать показатели контактного механического взаимодействия инструмента робота с телом пациента. Поэтому уместно говорить о проектировании роботов, использующих силомоментную информацию о взаимодействии с МТ пациента и вязкоупругих свойствах МТ тела пациента. Основными переменными такого вида управления будут координаты контакта и усилия взаимодействия инструмента робота с МТ пациента. Таким образом, необходимой частью управления роботами для ВМ является позиционно силовое управление (ПСУ).

Теоретические основы силового взаимодействия и управления в контактных задачах разрабатывались российскими учёными: Д.Е. Охоцимским, Е.П. Поповым, И.М. Макаровым, Ф.Л. Черноусько, Ф.М. Кулаковым, Н.А. Лакотой, В.С. Кулешовым, Ю.В. Подураевым, Е.И. Юревичем, А.С. Ющенко, П.Д. Крутько, В.С. Гурфинкелем, Е.А. Девяниным, А.Ю. Шнейдером, В.Л. Афониным, И.Н. Егоровым, а также западными учёными М. Вукобратовичем, Д. Уитни, М. Мейсоном, Де Лука.

Во время серии сеансов или в течение одного сеанса необходимо наблюдать изменения физиологических параметров пациента, оценивать эффективность терапии и изменять план процедур, т.е. осуществлять биотехническое управление (БТУ). Большой вклад в развитие БТУ внесли

русские ученые: И.М. Сеченов, И.П. Павлов, П.К. Анохин, В.И. Лощилов, С.И. Шукин.

Учитывая вышеизложенное, концепция разработки и внедрения адаптивных и интеллектуальных манипуляционных роботов для улучшения здоровья людей и повышения их работоспособности в массовом масштабе является актуальной. **Актуальным является развитие научного приоритета России в области робототехники для восстановительной медицины, что открывает начало разработке манипуляционных роботов нового поколения.**

Цель работы – разработка основ проектирования нового класса манипуляционных роботов для повышения эффективности процедур ВМ и обеспечения их массовой доступности.

Для достижения поставленной цели в диссертационной работе решаются следующие задачи:

1. Анализ состояния робототехники для ВМ.
2. Определение характеристик движений рук врача в процедурах ВМ, характеристик МТ и суставов для автоматизации процедур ВМ.
3. Исследование взаимодействия компонентов эргатической системы робот – пациент – врач.
4. Разработка алгоритмов ПСУ и БТУ, адаптированных к роботам ВМ.
5. Разработка требований к проектированию роботов ВМ.
6. Обеспечение адаптации роботов к индивидуальным особенностям пациентов.
7. Обеспечение безопасности и сервиса роботов.
8. Разработка, изготовление опытных образцов специализированных и универсальных роботов ВМ и проведение их клинических испытаний.
9. Разработка методики проведения процедур ВМ с разработанными роботами.

Научная новизна работы состоит в следующем.

1. Формирование нового научного направления - робототехника для ВМ.

2. Разработка методов эргатического управления в медицинской робототехнике с учётом психофизиологических свойств объекта управления - пациента.

3. Исследование синергетических преимуществ биомехатронных модулей роботов ВМ.

4. Разработка алгоритмов силового обучения для роботов с ПСУ для ВМ .

5. Разработка алгоритмов БТУ по ЭКС и тону для управления роботами ВМ.

6. Разработка средств адаптации роботов к индивидуальным особенностям пациентов.

Практическая ценность работы заключается в следующем.

1. Реализован метод силового обучения роботов, повышающий эффективность ПСУ.

2. Реализован метод БТУ по ЭКС и тону мышц для роботов, повышающий эффективность процедур ВМ.

3. Разработаны опытные образцы: универсального робота для выполнения процедур ВМ на основе шестизвенного робота и специализированного робота для выполнения капиллярного массажа поверхности головы.

4. Созданы методики проведения массажа с участием робота.

5. Разработаны основы проектирования роботов ВМ, заключающиеся в следующем:

- определение требований, предъявляемых к роботам ВМ,
- разработка моделей взаимодействия МТ и инструмента робота и исследование их адекватности,
- развитие методов эргатического управления в медицинской робототехнике с учётом психофизиологических свойств объекта управления – пациента,

- исследование синергетических преимуществ биомехатронных модулей роботов ВМ,
- разработка алгоритмов силового обучения для ПСУ роботами ВМ,
- определение параметров, в которых в наибольшей степени проявляются процессы релаксации и тонизации во время массажного воздействия,
- разработка алгоритмов БТУ по ЭКС и тону мышц для управления роботами ВМ.

6. Реализованы средства адаптации роботов к индивидуальным особенностям пациентов и средства безопасности.

Реализация работы.

1. Результаты включены в планы развития научных работ организаций ВНИИМТ Росздравнадзора, РНЦВМиК, МНПЦМРВСМ.

2. В организациях ВНИИМТ Росздравнадзора, РНЦВМиК, МНПЦМРВСМ проведены клинические испытания универсального робота для ВМ и специализированного робота для капиллярного массажа, что позволило создать методики проведения процедур ВМ с участием робота.

3. Оснащение разрабатываемыми роботами центра здоровья предусмотрено в проекте программы стратегического развития МГИУ.

4. Результаты работы включены в учебные процессы университетов.

Апробация работы. Основные научные и практические результаты диссертации докладывались на следующих конференциях: Heidelberg, Germany, 2nd workshop on medical robotics, 1997; Moscow, Russia, Workshop of AMETMAS-NoE, 1998; Москва, конференция Российской ассоциации мануальной медицины и Московского профессионального объединения мануальных терапевтов, Российский научный центр восстановительной медицины и курортологии, 1998; Нижний Новгород, 4-ая Всероссийская конференция “Биомеханика”, 1998; Нижний Новгород, 5-ая Всероссийская конференция “Биомеханика”, 2000; Twente, Netherlands, 8-th Mehatronics

Forum International Conference, 2002; Patras, Greece, International conference "Computer Science and Information Technologies", 2002; Кацевели, конференция "Искусственный интеллект", 2002; Санкт-Петербург, конференция "Тренажерные технологии и симуляторы", 2002; Москва, 1-ый международный симпозиум по восстановительной медицине и реабилитации, 2004; Москва, 4-й Российский научный форум "Медицина, спорт, здоровье, олимпиада", 2004; Moscow, Russia, IARP, The workshop on adaptive and intelligent robots: Present and Future, IPM RSA, 2005; Санкт-Петербург, Международная научно-техническая конференция "Экстремальная робототехника", 2005; Санкт-Петербург, Международная научно-техническая конференция "Экстремальная робототехника", 2006; Кацевели, Международная научно-техническая конференция "Искусственный интеллект. Интеллектуальные и микропроцессорные системы-2006"; Дивноморское, Международная научно-техническая конференция "Искусственный интеллект. Интеллектуальные системы-2007"; Санкт-Петербург, Международная научно-техническая конференция "Экстремальная робототехника", 2007; Санкт-Петербург, 2-я мультikonференция по проблемам управления, 2008; Санкт-Петербург, 19-я Всероссийская научно-техническая конференция с международным участием, Экстремальная робототехника, 2008; Кацевели, Международная научно-техническая конференция "Искусственный интеллект. Интеллектуальные системы-2008"; Дивноморское, Международная научно-техническая мультikonференция. Актуальные проблемы информационно-компьютерных технологий, мехатроники и робототехники, 2009; Санкт-Петербург, 3-я мультikonференция по проблемам управления, 2010; Дивноморское, 4-я Всероссийская мультikonференция по проблемам управления, 2011; Санкт-Петербург, Международная научно-техническая конференция "Экстремальная робототехника", 2011; Saint Petersburg, Russia, 8th Russian-Bavarian conference on biomedical engineering, 2012.

Публикации. Основные результаты диссертации опубликованы в 18 статьях, входящих в список ВАК, 10 патентах и двух монографиях.

Структура и объём диссертации. Диссертация состоит из введения, шести глав, общих выводов, списка литературы из 200 наименований и 3-х приложений. Основной текст занимает 340 страниц, включая 93 рисунка и 21 таблицу.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обосновывается актуальность темы, даётся общая характеристика работы и излагаются основные положения, выносимые на защиту.

В первой главе выполнен обзор и анализ состояния медицинской робототехники.

Первые медицинские роботы появляются в 90-х годах. Чтобы систематизировать известные и возможные робототехнические системы в медицине предложен ряд классификаций. В качестве признаков классификации использованы следующие: инвазивность процедуры, безопасность, мобильность, эргономичность, контроль как управление или диагностика. Основные три класса — это роботы для восстановительной медицины, роботы для жизнеобеспечения и роботы для хирургии, терапии и диагностики.

Робототехника для жизнеобеспечения представляет роботы, заменяющие ослабленные или утраченные функции человека, функции искаженные болезнями или травмами. Это роботы, выполняющие действия, связанные с ежедневной деятельностью человека, действия, которые бы инвалид не мог выполнять без посторонней помощи. Роботы могут быть мобильными для помощи в передвижениях инвалидов, манипуляционными для выполнения функций верхних конечностей инвалида и комбинированными, когда, например, передвижное кресло оснащено манипуляционной рукой. Системами, альтернативными по отношению к роботам, являются так называемые «умные» системы жизнеобеспечения. Эти

системы содержат многочисленные датчики, встроенные в среду обитания инвалида или носимые им. Информация этих датчиков является жизненно важной для диагностики и мониторинга, чтобы понять и предвидеть намерения и нужды инвалида.

Робототехника в хирургии проявляет свои преимущества, связанные, в первую очередь, с высочайшей точностью и надёжностью при выполнении движений, задаваемых программой заранее или хирургом во время операции. Во-вторых, применение робототехники предохраняет от опасного излучения как персонал, так и те ткани пациента, которые не должны подвергаться излучению. В большой степени фантастической перспективой представляются сейчас хирургические возможности нанороботов, позволяющих манипулировать на уровне нанометров. Хирургические роботы могут помогать не только при выполнении операции, но и при её подготовке, когда персонал проходит обучение на виртуальных и материальных макетах. На сегодняшний день наиболее известными в мире являются хирургический робот «Da Vinci» для проведения лапароскопических операций и неинвазивный хирургический робот для удаления опухолей Cyberknife.

Робототехника для ВМ, менее радикальна, неинвазивна и её профилактическая часть направлена на здоровых людей. Основные три подкласса робототехники для ВМ: разнообразный массаж, т.е. непосредственные манипуляции на МТ, их деформирование; пассивные и активные движения конечностей в суставах, т.е. манипуляции на суставах, механические воздействия на мышцы через рычаги конечностей; активные биоуправляемые протезы, экзоскелетоны. В диссертации в большей степени рассматриваются манипуляции на МТ, в меньшей степени манипуляции на суставах и протезирование.

Также как массаж движения конечностей в суставах руками врача широко используются в спортивной медицине, ВМ, в лечении и обучении пациентов с последствиями инсульта, детского церебрального паралича. Пассивные и активные движения конечностей в суставах часто выполняются

вместе с массажем в оздоровительных целях. Манипуляционные роботы заменяют руки врача руками манипулятора. В настоящее время серийно выпускаются роботы для коррекции верхних и нижних конечностей фирмы Ormed и реабилитационный робот Lokomat для выполнения принудительных движений конечностей в бедренных, коленных и голеностопных суставах.

В России в ЦНИИПП родилось принципиально новое направление в протезировании конечностей — создание протезов с биоэлектрической системой управления или биоуправляемых протезов. Сущность нового принципа построения искусственных конечностей состоит в том, что управление внешними источниками энергии, за счет которой работает протез, в своей основе подобно естественной координации движений здорового человека. Одними из первых работ в области активных протезов и экзоскелетов являются работы Миомира Вукобратовича. В настоящее время серийно выпускает активные протезы коленного сустава немецкая фирма Ottobock.

Анализ обзора медицинской робототехники позволяет сделать вывод о необходимости разработки, развития и внедрения этих аппаратных средств. Именно роботы позволяют компенсировать недостатки, свойственные врачу: утомляемость, недобросовестность, недостаточную точность, маневренность и заменять повреждённые конечности. На основании изложенных выше результатов анализа состояния медицинской робототехники, робототехники в ВМ сформулированы цель и задачи диссертационного исследования.

Во второй главе рассматривается механика манипуляций на МТ и суставах, модели МТ, характеристики движений, усилий и параметров МТ и суставов. Мягкие ткани представляют основную специфику роботов для ВМ, являясь объектом управления в контуре ПСУ. Если целью управления медицинским роботом считать приведение переменных состояния пациента к физиологически нормальным с помощью механических воздействий, то в данной системе биотехнического управления (БТУ) следует рассматривать два замкнутых контура: ПСУ и биоуправления и два основных управляемых

вектора: вектор переменных психофизиологического состояния человека V и вектор измеряемых усилий взаимодействия МТ с инструментом F (рис.1). Перемещение инструмента, закреплённого на конечном звене манипуляционного робота X также представляется управляемым вектором. Объектом управления в системе следует считать пациента, причём в контуре ПСУ как объект управления рассматриваются МТ пациента, а в контуре биоуправления как объект управления рассматривается преобразователь механического воздействия на пациента в переменные психофизиологического состояния.

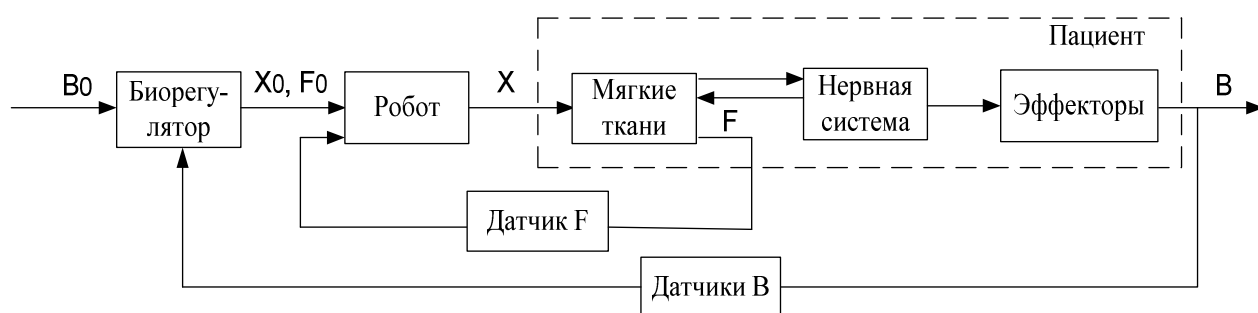


Рис. 1. Блок-схема двухконтурной системы ПСУ и БТУ

X_0, F_0, V_0 - векторы планируемой траектории инструмента, задаваемых усилий взаимодействия инструмента с пациентом и биомедицинских параметров.

Для задач непосредственного манипулирования на МТ, т.е. разнообразного массажа будем считать, что МТ пассивна, т.е. не является источником механической энергии. В задачах манипулирования на суставах необходимо считаться с контрактильностью мышцы – способностью сокращаться, генерировать усилие, другими словами, рассматривать мышцу как активную ткань. С точки зрения механики задача массажа состоит в деформировании определённых участков МТ – механорецепторов кожных, мышечных, сухожильных. Также при массаже деформируются сосуды, кровеносные и лимфатические, вызывая дренажный эффект гидронасоса. Чтобы деформировать механорецепторы и сосуды, рука или инструмент создаёт усилие на поверхность тела. В МТ тела развиваются упругие силы, которые передаются на механорецепторы и сосуды. Разнообразные

направления и величины перемещений вызываются сжатием, растяжением, кручением, сдвигом и сложными нагруженными состояниями. Однако, в отличие от косвенного воздействия на мышцы, через рычаги костей, когда деформация направлена вдоль мышц, при массаже инструмент непосредственно воздействует на мышцу в разнообразных направлениях.

В табл. 1. приведены характерные для массажа приемы, движения и силовые нагружения в этих приемах. В качестве инструмента (И) могут быть части руки массажиста или технические устройства, закреплённые на конечном звене робота. В таблице введены следующие обозначения:

F_e, M_e – усилие и момент сопротивления мягкой ткани; F_s, F_f, F_d – соответственно сила упругости, сила трения о мягкую ткань, усилие привода.

Геометрический траекторий руки робота, если робот повторяет движения врача в массаже и в движениях конечностей в суставах, разнообразны. Это сотни движений, которые постигаются опытом, описаны в многочисленных пособиях и которые осваивают практиканты. Рабочая зона для выполнения этих движений располагается вокруг массируемого участка с возможностью ориентации инструмента. Для движений конечностей в суставах рабочая зона работа определяется объёмом движений конечности.

Таблица 1.

Характерные приёмы массажа, движения и силовые нагружения

№ п/п	Приемы	Силы сопротивления
1	Пальпация, шиатсу, силовое обучение	
2	Защипывание	
3	Тракция (растяжение)	

4	Вакуумный массаж (оттягивание)	
5	Точечный массаж со сдвигом (без проскальзывания)	
6	Разминание, выжимание (с проскальзыванием)	
7	Ординарное разминание (с проскальзыванием)	

Массажные движения и движения конечностей в суставах, за исключением высокочастотных вибрационных и толчковой мобилизации, выполняются плавно с небольшими скоростями. Развиваемые усилия, за исключением особенно массивных пациентов, не превышают 100Н. Усилия F_0 для каждого приёма, массируемого участка и сустава задаются и корректируются в процессе выполнения процедуры врачом. Числовые значения скоростей, усилий, давлений на мягкие ткани, развиваемых в характерных движениях массажа приведены в таблице 2.

Таблица 2.

Значения скоростей, усилий, давлений на мягкие ткани, развиваемые в характерных движениях массажа

	Длина участка м	Скорость м/с	Усилие Н	Площадь пятна контакта м ²	Давление Па
Поглаживание	0,01-1,0	0,01-0,3	<1	$10^{-4} - 10^{-2}$	$<10^2$
Выжимание	0,01-1,0	0,01-0,2	1-100	$10^{-4} - 5 \cdot 10^{-3}$	$10^2 - 10^5$
Разминание точки	>0,02	0,01-0,3	1-30	$4 \cdot 10^{-6} - 10^{-4}$	$10^4 - 10^6$
Придавливающее Разминание	(0,01-0,1)	0,01-0,3	1-100	$10^{-4} - 5 \cdot 10^{-3}$	$10^2 - 10^5$
Оттягивающее разминание	(0,01-0,1)	0,01-0,2	1-50		
Тракции	0,01-1,0	0,01-0,1	1-50		

Толчковая мобилизация		0,1-1,0	50-200	$\sim 10^{-3}$	10^5
--------------------------	--	---------	--------	----------------	--------

Определенную силовую картину взаимодействия руки врача или робота с телом пациента дает шестикомпонентный вектор обобщенной силы F , приложенной к инструменту, закреплённого на конечном звене робота со стороны среды;

$F=(F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z)^T$, где F_x, F_y, F_z - проекции силы, действующей на инструмент или схват робота со стороны тела пациента на оси инструментальной системы координат x, y, z ; M_x, M_y, M_z - моменты относительно осей x, y, z ; T - символ транспонирования.

В наиболее общей модели МТ может быть представлена как анизотропная, многослойная, вязкоупругая, пластичная, инерционная, нестационарная среда.

Для моделирования систем с ПСУ предложены шесть моделей МТ, в том числе модели вязкоупругого взаимодействия робота с МТ бесконечной толщины и модель вязкоупругого взаимодействия робота с МТ, находящейся на жёсткой костной подложке. Также предложена модель, являющаяся основой метода силового обучения, предполагающая сохранение напряжений при повторных нагружениях участка МТ с разных направлений. Эта модель предполагает статическое нагружение или с постоянной скоростью.

Если пассивно сопротивляющиеся МТ пациента считать инерционной вязкоупругой средой, то в аналитической механике динамическая модель такой среды, взаимодействующей с инструментом робота с усилием F в неподвижной системе координат, может быть представлена нелинейным дифференциальным уравнением.

$$M(x)\ddot{x} + L(x, \dot{x}) = -F,$$

где $M \in R_{n \times n}$ - симметричная и положительно определенная матрица, описывающая инерционные свойства среды, $L \in R_n$ - вектор, описывающий вязкоупругие свойства среды. Если тело может создать активные силы F_A , то

они войдут в правую часть уравнения в сумме с F . В более простой линейной импедансной форме уравнение среды представляется в форме:

$$A\ddot{x} + B\dot{x} + Kx = -F,$$

где A, B, K - матрицы, в простейшем случае диагональные, описывающие инерционные вязкие и упругие свойства среды.

В главе рассматриваются статические и динамические методы экспериментального определения характеристик МТ. При статических измерениях инструмент с измеряемым усилием F_z деформирует МТ на также измеряемую величину Δz . На рис. 2. представлены три кривые, полученные в трех опытах при экспериментальном определении зависимостей $F_z = F(\Delta z)$. В этих опытах цилиндрический инструмент диаметром 22 мм нажимает на серединный участок передней поверхности расслабленного предплечья. Задняя поверхность предплечья опиралась на стол.

Измерение упругости МТ статическим методом может быть использовано не только для ПСУ роботом, но и для диагностирования состояния мышц пациента и состояния пациента в целом.

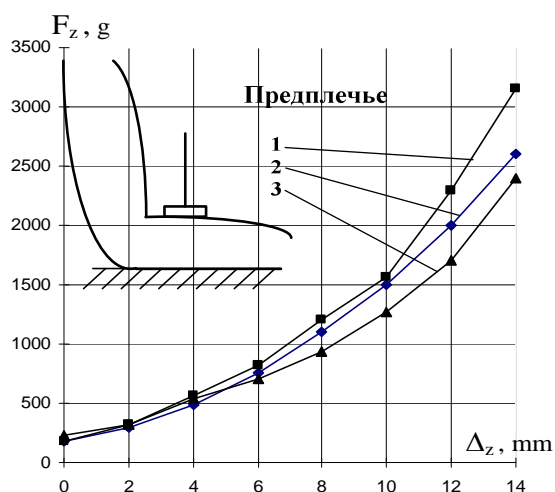


Рис. 2. Экспериментальные кривые $F_z = F(\Delta z)$, полученные на серединном участке передней поверхности расслабленного предплечья (Кривая 2 соответствует участку, смещенному на 2 мм).

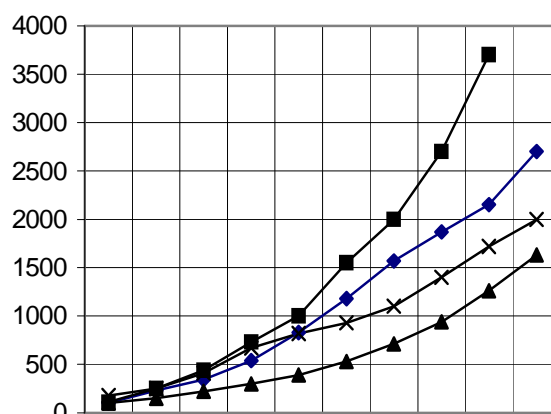


Рис. 3 Влияние степени напряженности мышц предплечья (1 – напряжённое предплечье, 2 – расслабленное, предплечье, 3 – напряженное, бедро, 4 – расслабленное бедро).

относительно предыдущего (кривая 1). Кривая 3 построена при подъеме инструмента из нажатого состояния)

Для движений конечностей в суставах в зависимости от характера взаимодействия конечности манипулятора с рукой робота основными являются уступающий и преодолевающий режимы.

Основной вывод по результатам исследований, проведенных в главе, состоит в том, что механические характеристики МТ существенно отличаются от характеристик материалов, подвергаемых механообработке и сборке с участием адаптивной робототехники.

В третьей главе рассматривается расширение функций эргатического управления в медицинской робототехнике учётом психофизиологических свойств объекта управления - пациента. Проводится исследование взаимодействия компонентов эргатической системы робот – пациент – врач. Эта трёхкомпонентная система принципиально отличается от систем дистанционного управления роботом от оператора, в которых объектом управления является техническое устройство. Возможная схема взаимодействия между компонентами оператор-робот-пациент при выполнении роботом механотерапии представлена на рис.4.

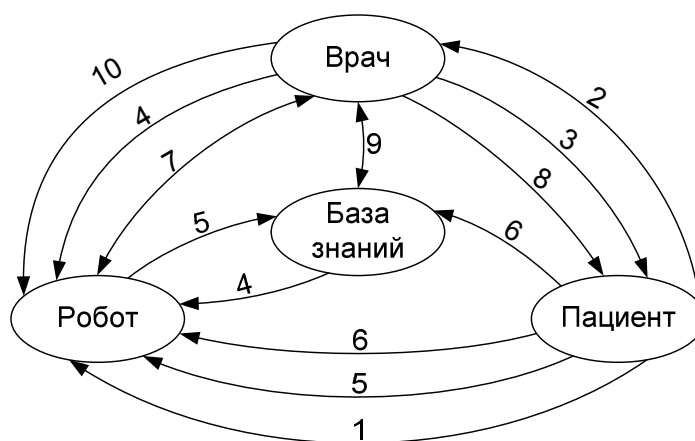


Рис. 4. Схема взаимодействия между компонентами системы оператор-врач, робот, пациент

На рисунке показаны возможные связи между компонентами:

1–сигналы опасности, которую ощущает пациент, непосредственно отключающие робот; 2–сигналы субъективного состояния пациента, передаваемые врачу, для решения продолжать, изменять или прерывать процедуру; 3– психологическое воздействие врача на пациента; 4– задаваемые из базы знаний значения усилий, перемещений, скоростей, тонуса мышц, электрокожного сопротивления; 5–сигналы о реальном состоянии мягких тканей пациента для позиционно-силового управления; 6– сигналы о реальном состоянии пациента для биотехнического управления; 7– сигналы командного управления роботом; 8–воздействия врача при мануальном исполнении процедуры; 9–данные, полученные в предыдущих сеансах и пополняемые; 10–сигнал от врача на робот о прерывании или продолжении процедуры.

Учёт сигналов, обозначенных в системе оператор-врач, робот, пациент, определяет несколько систем управления: ПСУ; БТУ; командного управления роботом от оператора-врача, в том числе по сигналам от пациента о его субъективном состоянии, или по информации базы знаний; управлении процедурой при её мануальном исполнении; система безопасности.

Двумя основными из числа других подсистем эргатического управления являются системы ПСУ и БТУ. Для роботов, выполняющих манипуляции на МТ и суставах, существенным для управления является упругое контактное взаимодействие инструмента робота с МТ пациента. Управление одновременно упругими усилиями взаимодействия с МТ и перемещениями приводит к задачам ПСУ, теория и практика разработаны и освоены в большой степени для механообработки и сборки. В главе рассматривается постановка задачи позиционно силового управления, различные подходы к её решению, неоднозначность решения для недетерминированных сред, особенность её решения для роботов для ВМ.

Задача ПСУ формулируется как обеспечение роботом контролируемой позиционной траектории $X(t) \rightarrow X_0(t)$ и контролируемой силовой траектории

$F(t) \rightarrow F_0(t)$ при контактном взаимодействии инструмента робота со средой. В неопределённой среде или среде с переменными параметрами невозможно одновременно и точно обеспечить на любой заданной пространственной траектории $X_0(t)$ заданное усилие взаимодействия робота с этой средой $F_0(t)$, т.е. одновременно обеспечить $X(t) = X_0(t)$ и $F(t) = F_0(t)$. Необходимо уступать по одной или обоим переменным. На рис.5 представлены желаемая траектория инструмента робота $X_0(t)$ при заданном усилии $F_0(t)$ и возможные траектории внутри МТ при выполнении приёма выжимание.

$$\| X_0(F_0) - X(F) \| < R$$

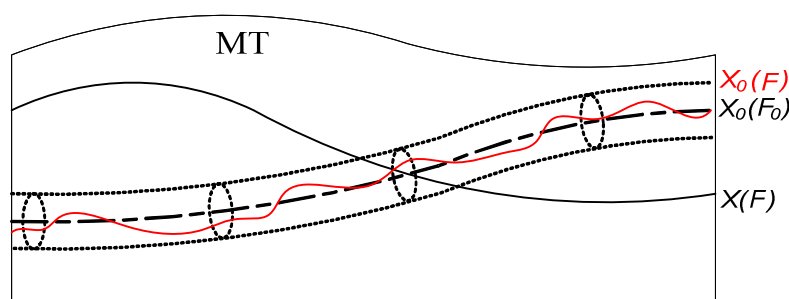


Рис.5 Желаемая траектория инструмента робота $X_0(t)$ при заданном усилии $F_0(t)$ и возможные траектории внутри МТ

В зависимости от вынужденных уступок точному требованию ПСУ для многосуставных роботов различают импедансное, гибридное, параллельное и комбинированное управление.

Целью анализа известных методов управления с использованием информации об усилиях являются ответы на два вопроса: можно ли эти известные методы перенести на управление медицинским роботом, манипулирующим на мягких тканях и суставах, а, если появятся новые методы, то можно ли их применить для решения известных задач промышленной робототехники. В известных контактных задачах промышленной робототехники это твердые, как правило, малодеформируемые тела. Взаимодействие состоит в прижатии робота к твёрдым телам (сборка, определение стыка деталей при сварке, полирование) или в прижатии и резании твёрдых тел (механообработка резанием, шлифование, зачистка литников). Твёрдые тела рассматриваются как

механические связи, которые известны и их можно программировать. Если геометрия связей неизвестна (как в случае зачистки литников на деталях не точно известного рельефа), то робот прижимается в направлении к детали с усилием не превышающим заданного.

Как показано во второй главе, мягкие ткани действительно податливые, причём деформации МТ разнообразны. Это и сжатие, и растяжение, и скручивание, и изгиб. Геометрия МТ полностью неизвестна. Они индивидуальны для каждого пациента и изменяются во время процедуры. Поэтому организовать для МТ управление известными способами проблематично. Необходим такой метод ПСУ, который будет инвариантен к отмеченным особенностям мягких тканей – глубине их деформации, подвижности деформируемого участка, изменчивости упругости мягких тканей.

Существует ряд систем биотехнического управления, таких как копирующий манипулятор, дистанционно управляемый оператор; система БТУ частотой сердечных сокращений спортсмена, тренирующегося на велотренажёре, для коррекции его функционального состояния; система вспомогательного кровообращения; искусственное сердце, система искусственной вентиляции лёгких. Из анализа этих систем, управляющих физиологией человека, делается вывод о необходимости системы БТУ для роботов, манипулирующих на МТ и суставах человека. Чтобы объективно оценивать эффективность механического воздействия инструмента робота на пациента необходимо измерять показатели, в которых проявляется это воздействие и по которым можно оценивать прогресс в проведении физиотерапевтической процедуры. В главе исследуется влияние механического воздействия робота на такие измеримые физиологические параметры как артериальное давление, частота сердечных сокращений, электрокожное сопротивление, тонус мышц. В последних двух параметрах в наибольшей степени проявляется массажное воздействие робота. Поэтому

сделано предложение биотехнического управления роботом по этим параметрам.

В заключении главы делается вывод о необходимости применения систем ПСУ и БТУ для управления роботами для ВМ, но с учётом особенностей МТ и психофизиологических свойств объекта управления – человека-пациента.

В четвёртой главе рассматриваются алгоритмы ПСУ роботами для ВМ. С учётом специфики объектов манипулирования робота: МТ и суставов были предложены интерактивные методы, в которых разделены фаза предварительного обучения и фаза отработки обученной траектории. При известном геометрическом обучении точек с помощью датчиков суставов робота измеряются и запоминаются координаты положения и ориентации рабочего органа, например в 6-ти мерном представлении.

$$\#A(q_1, q_2, \dots, q_n) \rightarrow A(x, y, z, o, a, T),$$

где q_1, q_2, \dots, q_n – суставные координаты, а x, y, z, o, a, T — целевые координаты положения и ориентации рабочего органа.

Предлагается определять точку не только геометрическими координатами, но усилиями, которые развивает инструмент робота, взаимодействуя со средой. Тогда силовую обученную точку A представляет 12-ти мерный вектор

$$A(x, y, z, o, a, T, F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z),$$

где F_x, F_y, F_z - проекции силы, действующей на инструмент со стороны тела пациента на оси инструментальной системы координат x, y, z ; а

$$M_x, M_y, M_z - \text{моменты относительно осей } x, y, z.$$

Силовые обученные точки или обученная кривая могут быть получены несколькими способами: с пульта ручного управления при деформировании МТ с заданным усилием; при перемещении оператором рукоятки, расположенной на конечном звене манипулятора, по необходимой траектории при деформировании МТ с заданным усилием; с помощью тензоперчатки на руке врача, выполняющем показательный приём. Таким

образом, обученная траектория может быть: позиционной на поверхности МТ без её деформирования; позиционной сдвинутой расчётом вглубь МТ; силовой с точками, полученными деформированием МТ. Наиболее простой вариант обучения с датчиком, измеряющим усилие вдоль инструментальной оси робота.

Ряд приёмов массажа и силовое обучения точек требуют силового управления с контролем усилий вдоль инструментальной оси робота. Именно это управление вызывает наибольшие ошибки в режиме погружения инструмента в МТ, особенно при упоре в подложку костной ткани. Этот режим характеризуется переменным контактом с поверхностью среды и возможными упругими отскоками. Чтобы исследовать эффективность роботов с силовым управлением и с силовым обучением был предложен ряд алгоритмов (рис. 6).

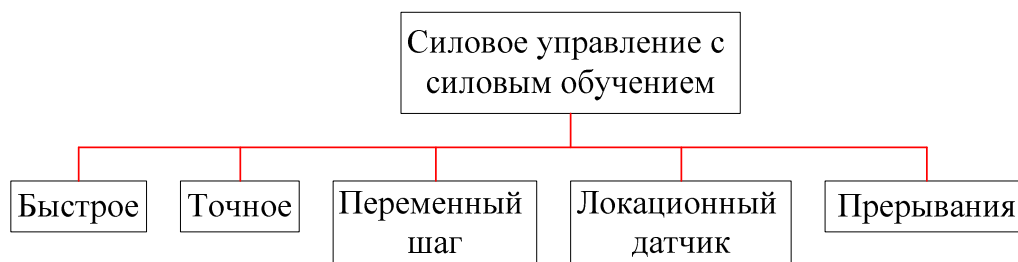


Рис.6. Классификация возможных алгоритмов силового управления роботом с участием обучения

Один из алгоритмов силового управления с быстрым подходом к МТ и уточнённым управлением после контакта представлен на рис. 7. Для реализации ПСУ с участием обучения предложен ряд алгоритмов, классифицированных на рис.8.

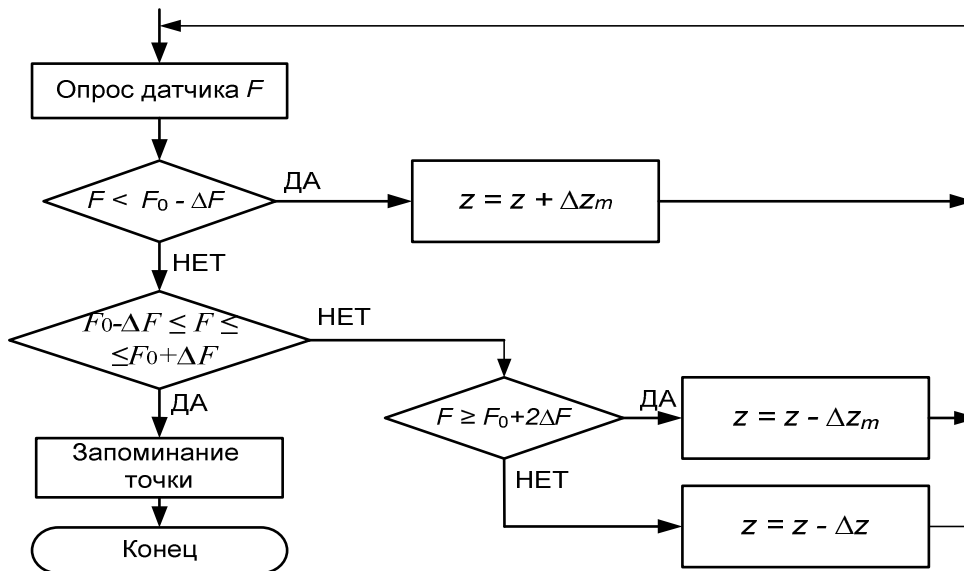


Рис.7 Алгоритм силового управления с быстрым подходом к МТ и уточнённым управлением после контакта

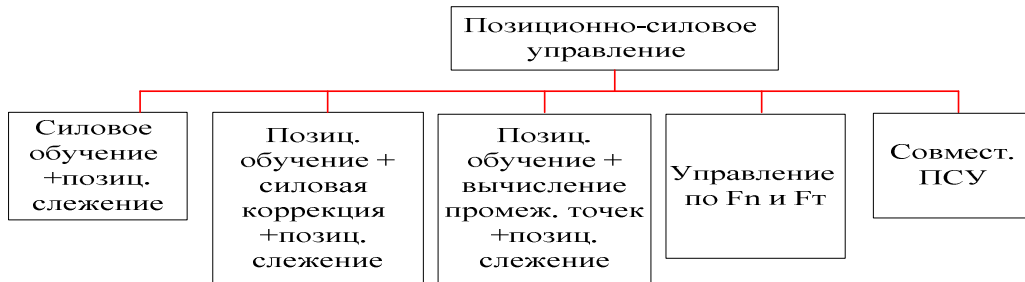


Рис. 8. Классификация алгоритмов ПСУ с участием обучения

На рис.9 представлена траектория робота один из алгоритмов ПСУ с позиционным обучением точек, силовой коррекцией обученных точек в автоматическом режиме и позиционным слежением по скорректированным точкам, состоит в следующем. При позиционном обучении образуется множество точек $\{A_i\}$. Каждая точка A_i имеет координаты положения x_i, y_i, z_i и координаты ориентации, например, углы Эйлера o_i, a_i, t_i . Таким образом, имеем: $A_i = (x_i, y_i, z_i, o_i, a_i, t_i)$.

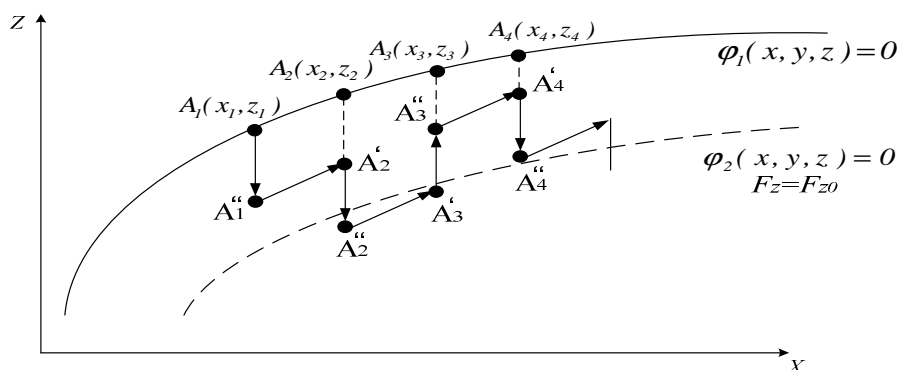


Рис. 9. Траектории работа при алгоритме ПСУ с позиционным обучением точек, силовой коррекцией обученных точек в автоматическом режиме и позиционным слежением по скорректированным точкам

Последовательность переходов следующая:

$$A_1'' \rightarrow A_2' \rightarrow A_2'' \rightarrow A_3' \rightarrow A_3'' \rightarrow A_4' \rightarrow A_4''.$$

С учётом деформирования МТ в предыдущей точке, например, A_{i-1} в направлении инструментальной оси с усилием F_{z0} на величину Δz_{i-1} в инструментальной системе координат, робот продвинулся от точки A_{i-1}'' по интерполированной кривой к точке A_i' . Координаты точки $A_i' = (x'_i, y'_i, z_i, o_i, a_i, t_i)$, вычисляются следующим образом:

$$x'_i = x_i + \Delta z_{i-1} \cdot \sin a \cdot \cos o, \quad y'_i = y_i + \Delta z_{i-1} \cdot \sin a \cdot \sin o, \quad z'_i = z_i + \Delta z_{i-1} \cdot \cos a.$$

Величина Δz_{i-1} устанавливается программно, а знак зависит от отклонения измеренного усилия F_z от заданного F_{z0} :

$$\Delta z_{i-1} = \Delta, \text{ если } F_z \leq F_{z0} - \Delta F,$$

$$\Delta z_{i-1} = 0, \text{ если } F_{z0} - \Delta F < F_z < F_{z0} + \Delta F,$$

$$\Delta z_{i-1} = -\Delta, \text{ если } F_z \geq F_{z0} + \Delta F.$$

В точке A_i' происходит измерение усилия F_z и с учётом величины и знака Δz_{i-1} робот перемещается в точку $A_i'' = (x''_i, y''_i, z''_i, o_i, a_i, t_i)$,

где $x''_i = x'_i + \Delta z_i \cdot \sin a \cdot \cos o$, $y''_i = y'_i + \Delta z_i \cdot \sin a \cdot \sin o$, $z''_i = z'_i + \Delta z_i \cdot \cos a$.

Алгоритм совместного ПСУ с указанием направления движения руки и силовым отслеживанием рельефа МТ представлен на рис.10.

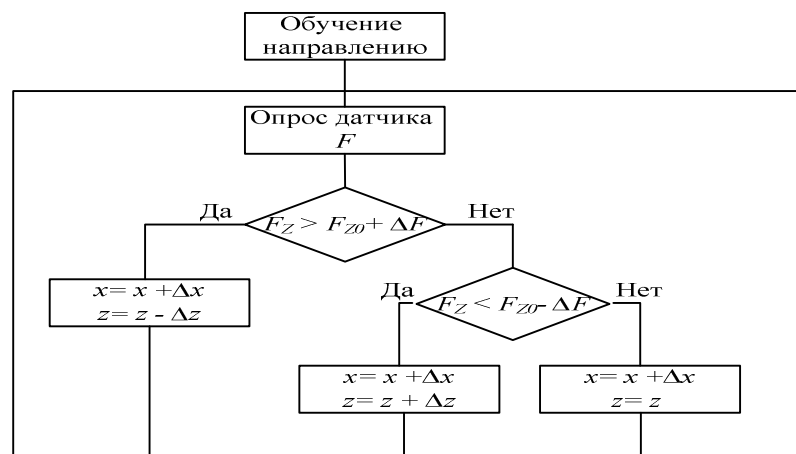


Рис. 10. Алгоритм совместного ПСУ с указанием направления движения руки и силовым отслеживанием рельефа МТ

Фаза отработки обученной траектории может быть реализована несколькими способами. Наиболее простой является реализация отдельного ПСУ, когда обучаются силовые точки или траектория и на фазе отработки осуществляется позиционное отслеживание обученной или интерполированной траектории (рис.11).

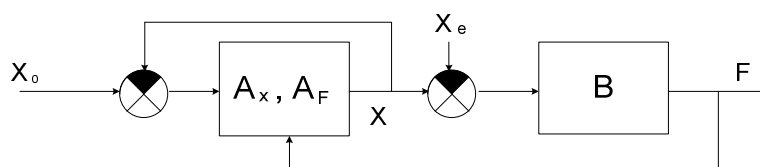


Рис.11. Блок-схема системы отдельного ПСУ с позиционным отслеживанием обученной или интерполированной траектории

Усилие взаимодействия инструмента робота с МТ на фазе отработки обученной траектории F не контролируется и зависит от неучтённых при обучении участков МТ.

$$F = (E + BA_F)^{-1} (BA_X E_X - BX_e).$$

Если ПРО робота обеспечивает совместное ПСУ, то обученная траектория корректируется на каждом шаге с учётом заданного и реального усилия (рис.12).

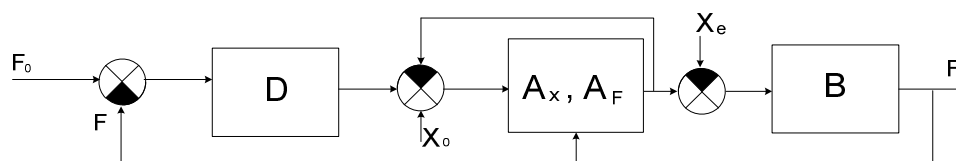


Рис.12. Блок-схема системы совместного ПСУ с коррекцией обученной траектории на каждом шаге с учётом заданного и реального усилия

$$F = (E + BA_X D + BA_F)^{-1} (BA_X F_0 + BA_X E_X - BX_e).$$

Усилие взаимодействия инструмента робота с МТ на фазе отработки обученной траектории F может быть приближено к задаваемому F_0

регулятора усилия с передаточной матрицей D .

При параллельном совместном ПСУ ряд приводов, например шесть приводов ангулярного робота, отслеживают обученную позиционную или силовую траекторию, а отдельный, например седьмой, силовой привод отслеживает заданное усилие (рис.13).

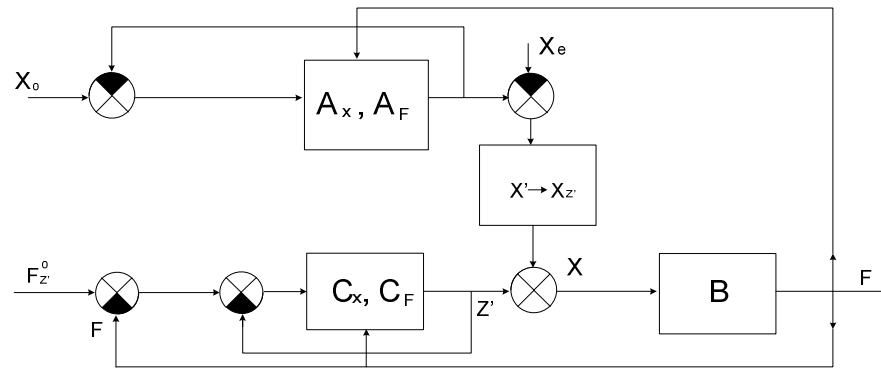


Рис.13. Блок-схема системы совместного ПСУ с параллельным отслеживанием обученной траектории и заданного усилия

Реализация методов ПСУ с силовым обучением приводит к ряду погрешностей, вызываемых следующими причинами.

1) Прежде всего, несмотря на то, что методика проведения массажа предусматривает неподвижность пациента, невозможно у пациента в течение длительного времени требовать задержку дыхания. Если смещения вызывают недопустимые отклонения усилия от заданного при позиционном отслеживании силовых обученных точек, то необходимо применять ПСУ с силовой коррекцией обученных точек.

2) Другой причиной ошибок являются ограничения модели взаимодействия инструмента с МТ.

3) Существенной причиной погрешностей воспроизведения заданных усилий является отклонение интерполированной по обученным точкам траектории от той, на которой обеспечиваются заданные усилия. Ошибки воспроизведения заданных усилий появляются из-за дискретности перемещения инструмента вдоль своей оси. Точность обеспечения величины заданного усилия зависит также от точности расположения инструментальной оси по отношению к нормали к поверхности.

Для реализации ПСУ существующие многосуставные роботы, например типа Puma, имеют некоторые ограничения. Быстрые непрерывные движения можно выполнять только с редким программным опросом или прерываниями. Поэтому невозможны частые обращения к силовому датчику при быстром непрерывном движении робота. Предложен алгоритм команды движения робота с частым обращением к силовому датчику.

При манипуляциях на суставах МТ мышц могут быть пассивными и активными. В случае, когда с целью обучения или упражнения повреждённой руки пациента, робот старается перемещать хват с захваченной кистью по заданной траектории $X_0(t)$, он должен уступать спазмированной напряжённой руке пациента в направлении сил сопротивления. Рука робота должна быть упруго податливой. На рис.14 представлена схема взаимодействия руки робота с рукой пациента.

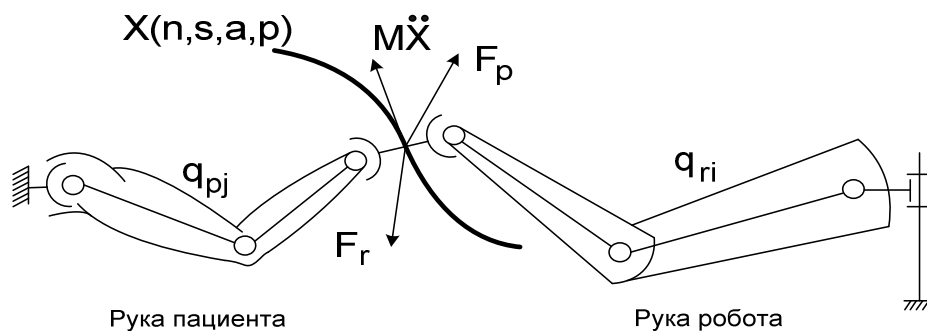


Рис. 14. Схема взаимодействия руки робота с рукой пациента

При упругом импедансном управлении закон демпфирующего управления по усилиям, развиваемым приводами, имеет вид:

$$F_{rd} = A_r(q_r)[\ddot{q}_{r0} + G_1(\dot{q}_{r0} - \dot{q}_r) + G_2(q_{r0} - q_r)] + B_r(q_r, \dot{q}_r) - J_r^T(q_r)F_r.$$

Чтобы контролировать усилий F_r , на пространственной траектории необходим 6-ти компонентный силовой датчик, размещенный в запястье робота.

Чтобы обеспечивать сложные пространственные траектории перемещения инструмента необходимы многосуставные роботы. Для оценки эффективности роботов на начальных этапах проектирования использован ряд программ: Наиболее иллюстративной для вывода результатов

моделирования является программа “Универсальный механизм”. На рис. 15 представлено дерево-структура, общий вид шестизвенного робота и рабочей поверхности в виде шара в программе “Универсальный механизм”.

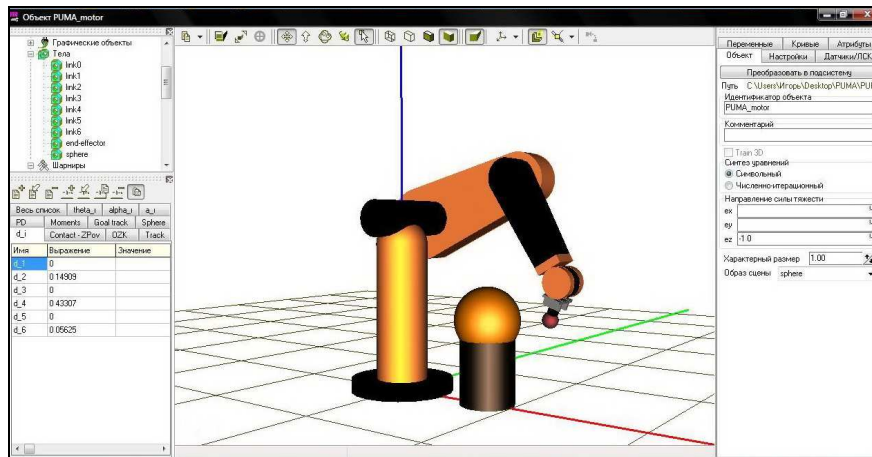


Рис. 15. Дерево-структура, общий вид робота РМ-01 и рабочей поверхности в программе “Универсальный механизм”

В рассматриваемых системах ПСУ и БТУ, в которых присутствуют врач и пациент, в значительной степени проявляются недетерминированные особенности человека, как врача так и пациента. Недетерминированности проявляются как неопределённости от недостатка знаний человека или как нечёткости из-за особенностей его психики, физиологии, восприятия .

Рассматривается метод определения корреляционных функций с применением ортогональных разложений для описания и моделирования случайных процессов ошибок слежения робота с ПСУ. Экспериментально определяемая за конечное время T оценка корреляционной функции имеет вид:

$$R_T(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T x^0(t)x^0(t-\tau)dt .$$

Разложение корреляционной функции $R(\tau)$ в ряд ортогональных функций представляется следующим образом:

$$R(\tau) = \sum_{k=0}^{\infty} a_k H_k(\tau) \text{ для } \tau \geq 0. \text{ Для } \tau \leq 0 \quad R(-\tau) = R(\tau).$$

Оценка коэффициентов разложения за время T определяется как

$$a_{kT} = \frac{1}{T} \int_0^T x^0(t) \int_0^\infty x^0(t-\tau) H_k(\tau) d\tau dt = \frac{1}{T} \int x^0(t) y(t) dt.$$

Если основной составляющей корреляционной функции является затухающую экспоненту, то ортогональные функции можно построить на основе полиномов Лагерра $l_k(t)$:

$$H_k(t) = \sqrt{\alpha} e^{-\frac{\alpha}{2}t} l_k(t),$$

$$l_k(t) = \sum_{s=0}^k \frac{k!}{(k-s)!} \frac{(-\alpha t)^s}{(s!)^2}.$$

В большинстве задач, связанных с нечётким управлением предполагается известной математическая модель объекта управления. Однако наибольшую ценность представляют решения, в которых математическая модель объекта управления не известна и предлагается экспертный метод проектирования нечёткого регулятора. Примером экспертного подхода при синтезе нечёткого регулятора является проектирование регулятора системы ПСУ. Проектируется блок, формирующий управляющее воздействие $U(t)$ необходимое, чтобы поддерживать не только заданное значение нормальной компоненты усилия $F_n(t)$, но и обеспечивать тангенциальную компоненту $F_\tau(t)$ в заданной области. Тангенциальная компонента усилия сопротивления зависит от силы упругости МТ в направлении движения инструмента вдоль поверхности и силы трения. Если тангенциальная составляющая находится в допустимом диапазоне, то управление осуществляется только по нормальной составляющей. Если показания датчика, измеряющего тангенциальную составляющую, выходят за допустимый диапазон, то необходимо уменьшать тангенциальную составляющую за счет уменьшения силы придавливания.

Большинство экспериментальных работ было проведено с участием робота РМ-01, оснащённого однокомпонентным силовым датчиком. Эксперименты частично проводились на пластиковом макете, имитирующем поверхность спины пациента (рис. 16).

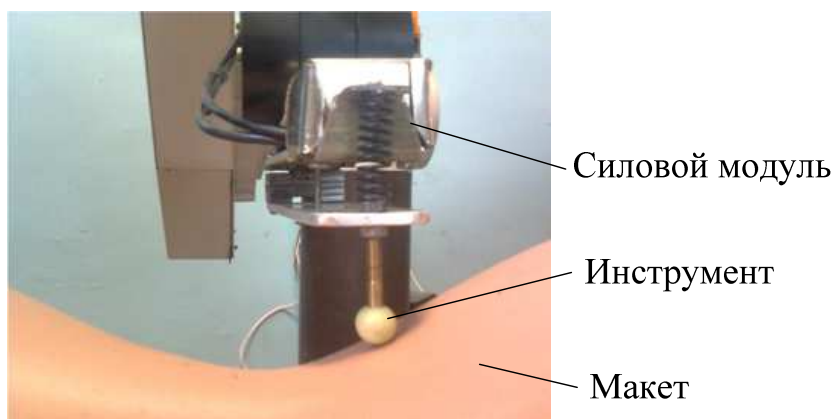


Рис.16. Макет спины пациента.

Чтобы оценить ошибки воспроизведения заданного усилия, возникающие при отклонении инструментальной оси робота от нормали к поверхности МТ, эксперименты проводились на макете пациента. Было определено, что даже отклонения инструментальной оси от нормали к поверхности на угол в пределах ± 10 град приводят к ошибке воспроизведения заданного усилия $\pm 18\%$.

Для определения возможных скоростей подхода инструмента робота к МТ были разработаны программы с использованием прерываний. При данном алгоритме релейного управления с прерываниями неизбежны автоколебания. Чтобы быстрый подход завершить с остановкой в точке с заданной точностью, необходим алгоритм с переключением управления по прерываниям на программный опрос силового датчика.

Для оценки ошибки интерполяции $\xi(t)$ были проведены экспериментальные исследования на рельефном макете с твёрдой поверхностью и на длинных мышцах спины человека.

В одном из опытов на макете спины были обучены 42 точки на расстоянии 10мм друг от друга с усилием 10Н с точностью $\pm 5\%$ вручную и автоматически. Инструмент робота - твёрдый шарик диаметром 10мм (рис. 16). При прохождении инструмента робота по интерполированной по этим точкам кривой со скоростями 5 и 50мм/с усилие на траектории выдерживалось равным заданному с точностью $\pm 8\%$. Причина ошибок –

большие шаги перемещения робота при обучении точек. Полученные траектории были приняты как заданные и они представлены на рис.17.

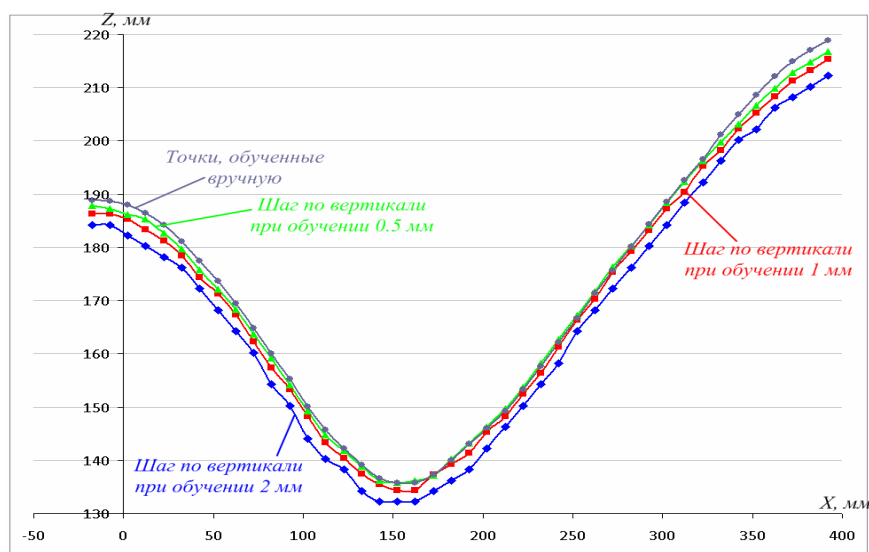


Рис.17. Траектории перемещения инструмента робота вдоль спины макета при различных шагах вертикального перемещения робота при обучении точек.

Некоторые эксперименты с участием робота РМ-01 проводились на пациентах-добровольцах. Была подтверждена возможность выполнения большинства массажных приёмов на различных участках тела различных пациентов. Также были разработаны программы движений верхних и нижних конечностей в суставах имитирующие кормление больных ДЦП, разработку контрактур. Также были определены ограничения робота РМ-01 при выполнении массажа и движений конечностей в суставах.

В главе 5 рассматривается выбор переменных психофизиологического состояния пациента, в которых в наибольшей степени проявляются механические воздействия на пациента и алгоритмы БТУ роботами с использованием этих переменных. Разработка робота с системой БТУ позволяет объективно оценивать прогресс в исполнении процедуры и направлять исполнение процедуры.

Одним из рефлекторных эффектов массажа является снижение психического напряжения, которое происходит в результате

уравновешивания возбуждательного и тормозного процессов в центральной нервной системе. Известны работы, в которых рассматривается влияние механического воздействия при массаже на некоторые переменные психофизиологического состояния пациента. Изменения артериального давления и частоты сердечных сокращений зависят от множества неуправляемых параметров и они как составляющие критериев не могут быть рекомендованы для автоматизации процедур.

В практике мануальных терапевтов принято оценивать возбуждение или торможение нервной системы пациента по степени напряжения мышц – по тону мышц. В диссертации предлагается для измерения тону мышц и организации БТУ использовать датчик усилий, необходимый для ПСУ роботом. Второй переменной, предлагаемой для оценки психофизиологического состояния пациента, является электрокожное сопротивление, хорошо известное в практике детекции лжи.

На рис.18 видны преобладающие изменения электрокожного сопротивления (ЭКС) в сеансе массажа в сравнении с изменениями частоты сердечных сокращений (ЧСС), систолического давления (СД) и диастолического давления (ДД).

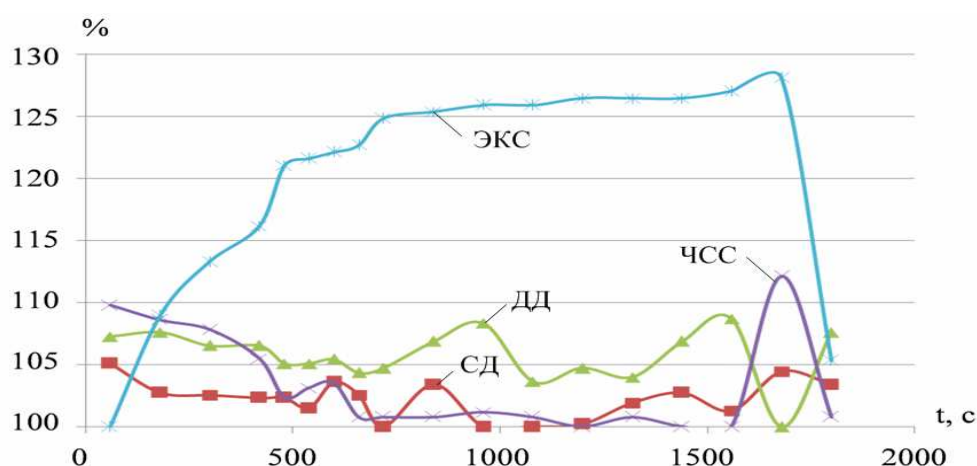


Рис. 18. Изменение ЭКС и других психофизиологических показателей в сеансе массажа

Обозначенные переменные могут быть представлены как компоненты вектора психофизиологического состояния пациента, определяющие степень его утомляемости, его работоспособность. Если вектор B_s представляет

нормальное работоспособное состояние при хорошем самочувствии, а вектор B_0 представляет состояние пациента перед процедурой механотерапии, то задача биотехнического управления может быть сформулирована как задача терминального управления следующим образом: найти такое управляющее воздействие, которое за время θ переводит пациента из начального состояния B_0 в состояние B_s : $B_0 \xrightarrow{\theta} B_s$.

Согласно концепции системогенезиса кожно-гальванической реакции секреторная деятельность потовых желез тесно связана с активностью нервной системы человека. Быстрый темп массажных приемов активизирует психомоторные функции, повышая кровоток, вызывает стимуляцию работы потовых желез на ладонях, что приводит к снижению сопротивления. Медленный темп массажных приёмов приводят к уменьшению кровотока, снижению потоотделения и росту сопротивления. Одна из характерных кривых, отражающих изменение ЭКС в сеансе массажа релаксация-тонизация, представлена на рис. 19.

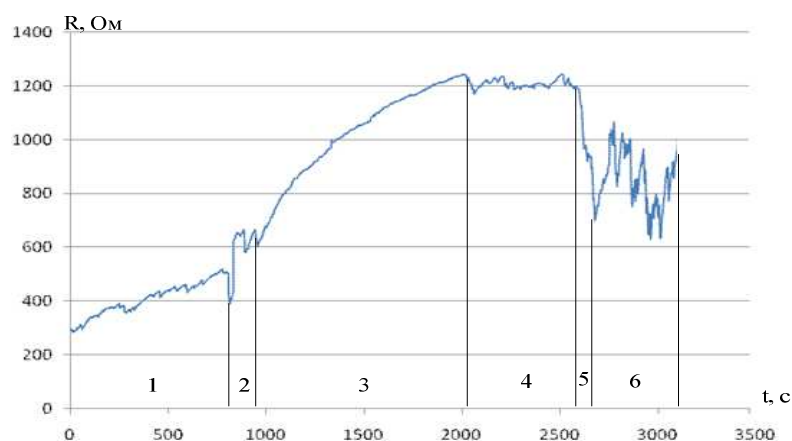


Рис. 19. Кривая ЭКС в сеансе массажа

Экспоненциальное возрастание ЭКС при релаксирующем воздействии, включая дренажные приемы: выжимание, разминание и поглаживание, выполняемые медленно и непрерывно со скоростью порядка 50 мм/с. показывают множество экспериментов. Возбуждающие приёмы, как правило, приводят к экспоненциальному снижению ЭКС. В качестве возбуждающих

приёмов могут быть использованы резко выполняемые массажные приемы с том числе ударные. Скорость выполнения приёмов порядка 200 мм/с.

Обозначенные особенности участков кривой ЭКС были положены в основу управления роботом, выполнявшим приемы массажа.

Процессом массажа для пациентов, у которых во время ряда сеансов наблюдалась стабильная форма кривой ЭКС, следует управлять, используя программное цикловое управление. Возможны несколько вариантов реализации циклового управления: синхронное (переключение режимов релаксации и тонизации по таймеру), асинхронное до достижения заданных значений ЭКС при релаксации и тонизации, асинхронное до достижения наибольших глубин релаксации и тонизации, а также комбинации синхронного и асинхронного управлений. На рис.20 видны преимущества массажа, выполняемого роботом.

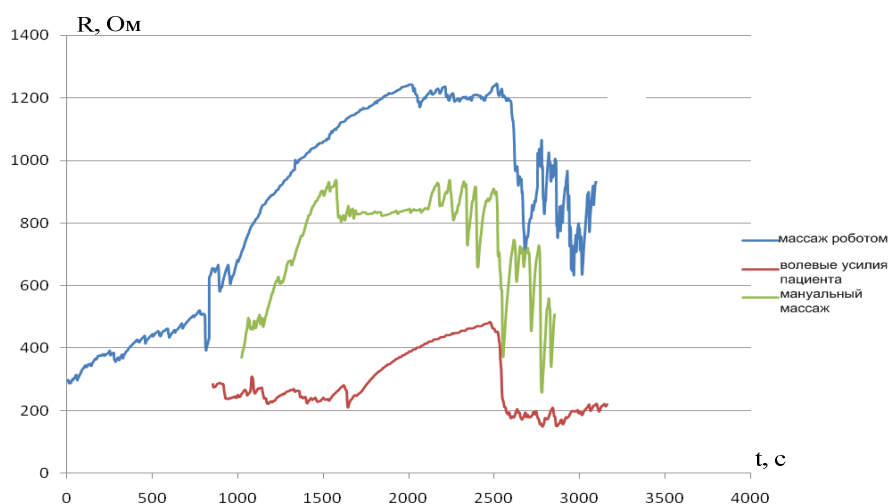


Рис. 20. Сравнение графиков ЭКС полученных в сеансе массажа различными способами

Другим решением задачи терминального БТУ является автоматическое управление с использованием ЭКС в качестве сигнала обратной связи.

Данные, измеренные датчиком усилия робота, могут быть использованы не только для ПСУ робота, но также для диагностирования состояния пациента по упругости его мышц и управления состоянием пациента по мышечному тону в полуавтоматическом режиме с участием

врача или в автоматическом режиме с участием робота. Измерения могут выполняться или в моменты времени отделённые от основной процедуры, или во время силового обучения точек. Во время обучения запоминаются координаты точки при одном заданном усилии, т.е. определяется одна точка характеристики $F = F(\Delta)$.

Данный способ позволяет измерять и сравнивать упругость лишь в одной точке характеристики $F=F(\Delta)$. Однако неоднозначные выводы появляются в случае пересечения кривых $F1(\Delta)$ и $F2(\Delta)$ (рис. 21).

В области $0 < \Delta < \Delta_0$ справедливо: $F1(\Delta) > F2(\Delta)$,

в области $\Delta > \Delta_0$ справедливо: $F1(\Delta) < F2(\Delta)$.

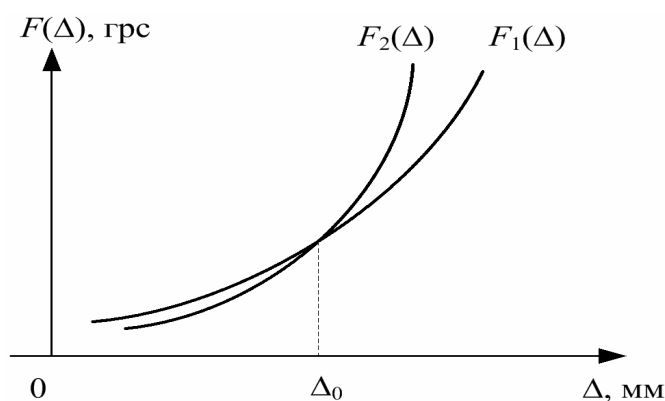


Рис. 21. Случай пересечения характеристик $F(\Delta)$

Потенциально более содержательную информацию предоставляет вся кривая $F(\Delta)$ чем отдельная точка кривой.

Для единичных реализаций или осредненных кривых предлагается интегральная оценка, как мера отличия кривых $F_1(\Delta)$ и $F_2(\Delta)$:

$$I = \int_0^{\infty} (F_1(\Delta) - F_2(\Delta)) p(\Delta) d\Delta$$

Весовая функция $p(\Delta)$ определяет степень доверия в оценке измеренных значений. Если измерения засорены шумами и точка контакта измеряющего прибора и мягких тканей непостоянна, то функция $p(\Delta)$ обнуляет значения $F(\Delta)$, меньшие некоторого порога F_{\min} .

Основные выводы по главе акцентируют выбор электрокожного сопротивления и тонуса мышц в качестве переменных состояния пациента, в

которых в значительной степени проявляется действие массажных приёмов, а потому возможность БТУ по этим переменным.

В шестой главе рассматриваются основы проектирования роботов для ВМ с предложениями требований предъявляемые к разработке этих роботов.

Судя по анализу состояния медицинской робототехники, в настоящее время на Западе существуют фирмы, освоившие серийное производство медицинских роботов с учётом специфики производства медицинского оборудования. Роботы для ВМ разрабатываются как простейшие специализированные. Поэтому в главе рассматриваются три возможности разработки роботов для ВМ: универсальных роботов с дополнениями к серийно выпускаемым не медицинского назначения; универсальных роботов со всеми блоками, разработанными с учётом медицинской специфики; специализированных роботов. Основными принципами проектирования этих роботов являются: бионический, модульность, иерархическое построение управления и его распараллеливание, что обеспечивает повышенную надёжность и безопасность. Если следовать бионическому подходу в проектировании роботов для восстановительной медицины, то в первую очередь следует стараться воспроизвести тактику врача и движения его рук при выполнении механотерапевтических процедур, хотя робот может выполнять ряд новых приёмов несвойственных человеку.

Чтобы дополнять серийно выпускаемые роботы не медицинского назначения до роботов, выполняющих процедуры ВМ и двойную функцию датчика систем ПСУ и БТУ, был предложен силовой модуль, содержащий датчик усилия, компенсатор и сменный инструмент. Компенсатор необходим для демпфирования динамических перегрузок при взаимодействии робота с МТ пациента. В опытных образцах применялись пружины проволочные и пневматические. Роль управляемой по упругости пружины может выполнять запатентованный регулируемый пневмоинструмент в контуре автоматического регулирования упругости вместе с контуром автоматического регулирования усилия по сигналам тензодатчика (рис.22).

Усилия вдоль инструментальной оси робота развивают приводы робота, сравнивая заданные усилия F_0 с реальным, измеряемым тензодатчиком. Это первый контур регулирования по усилию. Второй контур регулирует давление в пневмоинструменте. Давление в упругой камере пневмоинструмента создаёт привод Δz_1 , сжимая камеру до тех пор, пока давление, измеряемое датчиком, не сравняется с давлением, пропорциональным задаваемому усилию F_0 .

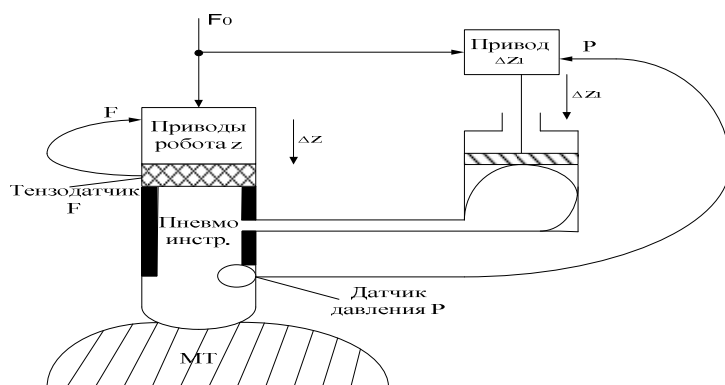


Рис. 22. Система автоматического регулирования упругости инструмента и автоматического регулирования усилия

Контакт робота с пациентом осуществляется через инструмент. Поэтому в техниках, воспроизводящих руки человека, инструмент должен имитировать контактные свойства человеческой руки: упругость, теплоту, влажность, фрикционные свойства (шероховатость, гладкость, скользкость), координационные возможности (многопальцевость, способность захватывать). Чтобы оценить возможности разработанных инструментов были проведены экспериментальные исследования по сравнению воздействий рук врача и массажиста. Оценка выполнялась по восприятию массажа различными пациентами. Примерно в половине случаев пациенты ошибались в узнавании рук. При появлении новых контактных материалов и устройств существует перспектива не отличать руки искусственные от естественных. Конкурентоспособность медицинского робота в сравнении с известными аппаратными средствами может быть достигнута за счёт универсальности, многофункциональности, в том числе за счёт навешивания

на робот в качестве инструмента серийно выпускаемых фирменных насадок. Это всевозможные вибраторы, ролики, игольчатые инструменты, оптические излучатели, диагностические приборы, например, по системе Фолля, измеряющие кожное сопротивление и другие. Все перечисленные насадки прижимаются роботом к телу пациента с заданным усилием.

Многоприводной робот может выполнять массаж на нескольких участках тела и перемещать конечности вокруг нескольких осей. Но эта универсальность дорого обходится. Значительно дешевле, но меньшими возможностями будут обладать роботы с малым количеством суставов. Они смогут обслуживать лишь отдельные участки и только движения определённых конечностей вокруг одной оси. Остальные установочные движения выполняет пациент, перемещая новый участок тела в рабочую зону робота.

Несмотря на свою ограниченность, как автоматические приборы, они более эффективны, чем распространённые аппаратные средства механизации. Эффективность таких роботов особенно повышена при использовании в них диагностических средств, мехатронного подхода, ПСУ, БТУ, нестандартных датчиков и двигателей.

Предложены и частично реализованы специализированные роботы для выполнения манипуляций на различных участках тела пациента: поверхности головы, груди, стопах, задней поверхности тела, выполнять урологический массаж, выполнять движения верхних конечностей. Автором запатентованы ряд конструкций специализированных роботов.

Одна из запатентованных разработок автора представляет специализированный робот для капиллярного массажа поверхности головы с использованием линейного шагового электродвигателя, перемещающего прутиковый инструмент в пульсирующем режиме (рис. 23).

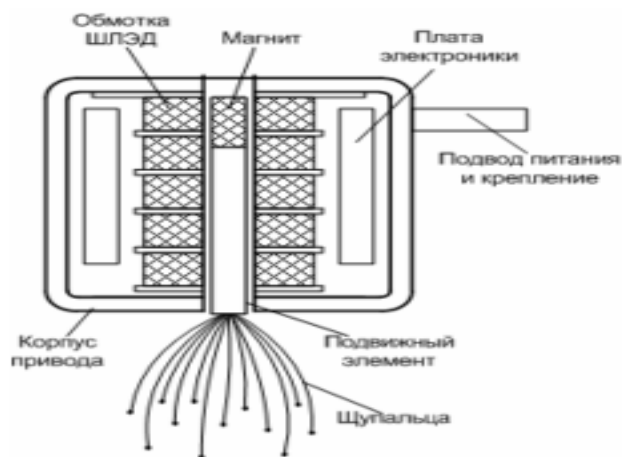


Рис. 23. Шаговый электропривод робота для капиллярного массажа
поверхности головы

Управляется робот программно от пульта, а также от датчика пульса пациента и музыкального ритма плеера. Конкурентом манипуляционным роботам являются массажные кресла. Они содержат ряд приводов и в некоторых сервисных конструкциях имеют ряд преимуществ перед манипуляционными роботами: большая концентрация необходимых движений в малом объеме рабочей зоны, посадка пациента в кресло гарантирует его ориентацию, большие усилия за счет малых рычагов в кресле. Однако недостатки массажных кресел существенные: меньшая мобильность и разнообразие движений в сравнении с рукой, невозможность массажа передней поверхности тела пациента, в том числе лица, невозможность смещения точек при точечном массаже, невозможность хватных и царапательных приемов.

При анализе эргатической системы врач-робот-пациент было отмечено значительное психологическое влияние на эффективность процедур ВМ. Особенно, если говорить о профилактической направленности этих процедур, отношение пациента к физической культуре, его философия здорового образа жизни определяет прогресс процедур. В диссертации рассматривается возможность приобщения населения к систематическому использованию аппаратных средств ВМ в повседневной жизни, в первую очередь к предлагаемым роботам. Именно медицинская интеллектуальная

робототехника позволит реализовать новую концепцию физической культуры — не только активные волевые движения, но и пассивные, включая разнообразнейший массаж, постизометрическую релаксацию и другие приёмы релаксации и мобилизации. Новая концепция обеспечит массовость, доступность для всех, как в фитнес-клубах, спортзалах, восстановительных центрах; как для коллективного, так и семейного и индивидуального пользования. На рис.24 модернизированный робот Робот Kuka KR 5 sixx R850 выполняет профилактический массаж пациента.



Рис.24. Модернизированный робот Робот Kuka KR 5 sixx R850 выполняет профилактический массаж пациента.

Автором запатентована система с участием манипуляционного робота, исполняющая тактильную симфонию. Управление системой разнообразное: программное-как грампластинка или видеокассета для слуха и зрения, дистанционное-как радио или телепередача, адаптивное-как для артиста, контактирующего с залом, интеллектуальное-как для композитора.

В медицинской робототехнике требования к безопасности являются наиболее строгими, т.к. в большой степени относятся не к оператору, профессионально взаимодействующему с роботом, а к пациенту, который должен быть уверен, что о его безопасности позаботятся без его участия.

Если для хирургической и малоинвазивной робототехники существенным является программное позиционное и дистанционное от оператора управление, то для неинвазивной робототехники существенным является ПСУ. Поэтому, ошибки программирования траектории, а также её отслеживание, не являются столь непоправимыми, как для хирургической и малоинвазивной робототехники, и могут приводить лишь к дискомфорту пациента или уменьшению терапевтического действия .

Если электробезопасность и обеспечение стерильности рассматривать как второстепенные проблемы, то наиболее сложно преодолеть механические, контактные, непредусмотренные столкновения робота с пациентом. Структура робота содержит три контура с обратными связями по положению, усилию, биомедицинским переменным. Поэтому источниками опасных сбоев системы управления этого робота будут в первую очередь разрывы замыканий указанных контуров. Возможными средствами предотвращения опасности могут быть следующие.

1. Отключение приводов или отведение руки робота по сигналу датчика максимального усилия или биомедицинским сигналам.
2. Проверка приводов в начале процедур, а также силового датчика в программных контрольных точках.
3. Выполнение первых движений с минимальными усилиями.
4. Размещение двигателей приводов не в руке робота, а на платформе, что обеспечит малую инерционность и легкость руки.
5. Мягкое неэлектропроводное покрытие руки и расположение на кисти и руке робота тактильных датчиков касания.
6. Использование системы технического зрения для сравнения текущего изображения траектории инструмента с образцовым.
7. Виртуальное планирование процедуры.
8. Применение упругих суставов.

Необходимо выводить на монитор текущие значения механических и биомедицинских переменных и выделять область отклонений,

предупреждающую звуковыми и световыми сигналами о подходе к зоне опасности. Рассмотренные требования обеспечения безопасности следует учитывать при разработке аппаратного интерфейса между врачом, пациентом и роботом, а также при разработке языка.

Учитывая специфику роботов для выполнения процедур ВМ, можно сформулировать ряд требований, предъявляемых к разработке роботов, со стороны ПСУ и БТУ.

Число степеней подвижности. Для роботов, предназначенных для манипуляций на ограниченных участках достаточно использовать 1-2 степени подвижности. Такой робот может выполнять ограниченный набор процедур, таких как поглаживание, выжимание. Для расширения набора функций необходимо использования робота с большим числом степеней подвижности до шести. Из соображений бионического копирования человеческой руки уместны роботы с ангулярной системой координат.

Рабочая зона. Рабочая зона робота зависит не только от размеров участка, на котором выполняются процедуры. Для пациента могут быть необременительными некоторые установочные перемещения даже при использовании универсального робота. Рабочая зона робота может быть увеличена за счет применения подвижного стола, на котором находится пациент, в качестве одной из степеней подвижности робота.

Задаваемые усилия. Величины задаваемых усилий, должны ограничиваться в первую очередь условиями безопасности, зависит от вида процедуры и массо-геометрических параметров пациента, его психофизиологического состояния. Например, при повышенном тонусе мышц, вызванном сильным стрессом, требуется большое усилие, а при сниженном тонусе мышц, вызванным утомлением, необходимо малое усилие. При выжимании и разминании мышц спортсменов прикладывается усилие порядка $500 \div 700$ Н, при поглаживании усилие не должно превышать 1Н.

Развиваемые скорости. Движения робота при выполнении процедур ВМ должны быть плавными, что требует контурного управления.

Максимальные скорости движений руки при механотерапии не превышают 0.5 м/с. При выполнении релаксационных приёмов, как правило, скорости меньше чем при выполнении возбуждающих приёмов.

Инструменты робота. В качестве инструментов могут быть использованы имитаторы руки массажиста и серийно выпускаемые приборы для мануального выполнения процедур. Для обеспечения повышенного сервиса робот можно оснастить системой автоматической смены инструментов.

Эффективность. Необходимые усилия и скорости в первую очередь программно устанавливает и при необходимости изменяет врач, пользуясь опытом предыдущих сеансов с данным пациентом. Врач может пользоваться «советами» диагностической системы робота. На некоторых этапах отлаженных процедур врач может полностью доверять роботу, переключая его в автоматический режим работы. В автоматическом режиме робот поддерживает те усилия и скорости, которые рекомендует диагностический блок, анализирующий психофизиологическое состояние пациента. Поэтому необходимо предусмотреть измерители следующих величин психофизиологического состояния пациента: частоты сердечных сокращений, артериального давления, мышечного тонуса, электрокожного сопротивления, электропроводимости в области биологически активных точек. Для поддержания заданных усилий и скоростей необходимо ПСУ, например, с участием силового обучения. Для реализации этого метода ПСУ необходим силовой модуль и соответствующее программное обеспечение. Чтобы реализовать БТУ, необходимы измерители параметров психофизиологического состояния и блок управления в аппаратном или программном исполнении. Параметрами, в которых в наибольшей степени проявляется действие механотерапии, как показали исследования, являются электрокожное сопротивление и мышечный тонус.

Безопасность. Система безопасности робота, помимо ручного экстренного отключения системы по сигналу врача или пациента, должна

обеспечивать безопасный отвод руки и отключение приводов робота по сигналу силового датчика в случае превышения порогового максимального усилия взаимодействия и по сигналам измерителей психофизиологического состояния в случае превышения предельных значений.

Интерфейс оператора. Для удобства настройки и эксплуатации робота должен быть разработан эргономичный оконный интерфейс по аналогии с окнами программ в ОС MS Windows. Разработка интуитивно понятного интерфейса является задачей эргономики. Интерфейс должен предоставлять возможность пользователю в графическом режиме производить настройку следующих параметров процедур: скорости выполнения, усилия взаимодействия, числа повторений, переключения в автоматический режим работы и др. Необходимо предусмотреть вывод на монитор текущих и предыдущих параметров психофизиологического состояния. Кроме того, должна быть предусмотрена возможность ведения личных карточек пациентов с занесением в общую базу данных, ведения статистики посещения сеансов, статистики изменения параметров пациентов, а также терапевтического эффекта от сеанса к сеансу.

Основные результаты диссертационной работы.

1. Сформировано новое научное направление - робототехника для ВМ, состоящее во внедрении в комплекс средств и методик ВМ совместную работу врача и манипуляционного робота.

2. Разработаны основы проектирования роботов для ВМ, заключающиеся в следующем: определение требований, предъявляемых к роботам для ВМ, разработка моделей взаимодействия МТ и инструмента робота и исследование их адекватности, развитие методов эргатического управления в медицинской робототехнике с учётом психофизиологических свойств объекта управления – пациента, исследование синергетических преимуществ биомехатронных модулей роботов для ВМ, разработка алгоритмов силового обучения для ПСУ роботами для ВМ, определение параметров, в которых в наибольшей степени проявляются процессы

релаксации и тонизации во время массажного воздействия, разработка алгоритмов БТУ по ЭКС и тону мышц для управления роботами ВМ.

3. Разработаны опытные образцы универсального робота для выполнения процедур ВМ и специализированного робота для капиллярного массажа поверхности головы.

4. Апробированы алгоритмы силового обучения для роботов с ПСУ на опытном образце модернизированного шестизвенного робота.

5. Апробированы алгоритмы БТУ по ЭКС и тону мышц на опытном образце модернизированного шестизвенного робота.

6. Разработаны и апробированы средства адаптации роботов к индивидуальным особенностям пациентов и средства безопасности.

7. Совместно с медицинскими специалистами проведены испытания опытных образцов, что позволило сформировать методики проведения процедур ВМ с участием роботов.

Основные публикации по теме диссертационной работы, входящие в перечень ВАК.

1. Головин В.Ф. Мехатронная система для манипуляции на мягких тканях. / Мехатроника, автоматизация, управление. – М.: 2002, №7

2. Головин В.Ф., Ерёмушкин М.А., Разумов А.Н., Саморуков А.Е. Основные направления и перспективы клинического использования роботных систем для манипуляций на мягких тканях. Вопросы курортологии, №1, 2004

3. Разумов А.Н., Подураев Ю.В., Головин В.Ф. Мехатронный подход при проектировании медицинской техники // Мехатроника, автоматика, управление, 2005. №7

4. Разумов А.Н., Саморуков А.Е., Ерёмушкин Н.А., Головин В.Ф. Основные направления и перспективы клинического использования роботных систем для манипуляций на мягких тканях // Вопросы курортологии, 2004. №1

5. Головин В.Ф., Архипов М.В. Журавлев В.В. Проблемы развития робототехники в восстановительной медицине, Мехатроника, автоматизация, управление, №9, М, 2009
6. Головин В.Ф., Архипов М.В., Журавлев В.В. Метод силового обучения при планировании траекторий робота для восстановительной медицины, Мехатроника, автоматизация, управление, №10, М, 2009, 29,30
7. Головин В.Ф., Разумов А.Н. Массаж как культура повседневной жизни здоровых людей, Вопросы курортологии, №1, М, 2010
8. Головин В.Ф., Саморуков А.Е., Архипов М.В., Журавлев В.В. Оценка состояния пациента по электрокожному сопротивлению при механотерапевтическом воздействии, «Медицинская техника », № 3, 2011, с. 14-17
9. Головин В.Ф., Архипов М.В., Журавлёв В.В. Эргатические и биотехнические системы управления в медицинской робототехнике, "Мехатроника, Автоматизация, Управление" №5, 2011, с. 54-56
10. Головин В.Ф., Архипов М.В., Журавлёв В.В., Разумов А.Н. Эргатические и биотехнические системы управления в медицинской робототехнике, Вестник восстановительной медицины, №2, 2011, с.5,6
11. Головин В.Ф., Архипов М.В., Журавлёв В.В., Разумов А.Н. Обзор состояния робототехники в восстановительной медицин. Вестник восстановительной медицины, №4, 2011, с.31-38
12. Головин В.Ф., Архипов М.В., Журавлёв В.В., Разумов А.Н. Измерение электро кожного сопротивления для диагностики и биотехнического управления при механотерапевтическом воздействии. Вестник восстановительной медицины, №1, 2011, с.41-45
13. Головин В.Ф., Саморуков А.Е., Архипов М.В., Журавлев В.В. Обзор состояния робототехники в восстановительной медицине, "Мехатроника, Автоматизация, Управление" №8, 2011, с. 42-50.
14. Головин В.Ф., Журавлёв В.В., Архипов М.В., Павловский В.Е., Орлов И.А Особенности математического моделирования многосуставного робота,

взаимодействующего с мягкими тканями человека, Научно-техническая информация. Серия 2: Информационные процессы и системы, Всероссийский институт научной и технической информации Российской академии наук. М.: 2012. № 12. С. 16-27

15. Саморуков А.Е., Головин В.Ф., Архипов М.В., Журавлев В.В. Методика выполнения профилактического массажа с участием массажиста и манипуляционного робота // Мануальная терапия 2012. № 4(48). С. 62-68

16. Головин В.Ф., Архипов М.В., Журавлёв В.В. Биомехатроника в медицинской робототехнике // Мехатроника, автоматизация, управление. 2012. № 12. С. 45-48

17. В.Ф., Снегирев А.Н., Архипов М.В., Журавлёв В.В. Робот для Парашин В.Б., Головин капиллярного массажа поверхности головы // Медицинская техника. № 1. 2013. (10,11)

18. Головин В.Ф., Архипов М.В., Журавлёв В.В., Разумов А.Н. Интегральная оценка изменения упругости биологической мягкой ткани. Вестник восстановительной медицины, №1, 2013

Патенты

1. Головин В.Ф., Саморуков А.Е. Способ массажа и устройство для его осуществления, Рос.патент №2145833 1998г

2. Головин В.Ф., Архипов М.В., Журавлев В.В., Рачков М.Ю. Биоуправляемый массажный робот, Патент на полезную модель № 105588 от 12.01.2011

3. Головин В.Ф., Рачков М.Ю. Массажный робот, Патент на полезную модель № 105585 от 12.01.2011 г

4. Головин В.Ф., Рачков М.Ю. Адаптивный медицинский манипулятор, Патент на полезную модель № 105586 от 12.01.2011 г.

5. Головин В.Ф., Архипов М.В., Журавлев В.В., Рачков М.Ю. Биоуправляемый робот, патент РФ на полезную модель № 105588, приоритет от 12.01.2011, выдача от 16.03.2011

6. Головин В.Ф., Рачков М.Ю., Архипов М.В., Журавлев В.В. Автоматический массажный манипулятор, Патент РФ на полезную модель № 109407, приоритет 17.05.2011
7. Рачков М.Ю., Головин В.Ф., Архипов М.В., Журавлёв В.В. Адаптивная манипуляционная ортопедическая система / Положительное решение по заявке на патент РФ на полезную модель № 2012140036 от 26.11.12. (приоритет от 19.09.12)
8. Рачков М.Ю., Головин В.Ф., Архипов М.В., Журавлёв В.В. Прибор для измерения электрокожного сопротивления / Положительное решение по заявке на патент РФ на полезную модель № 2012140035 от 20.11.12. (приоритет от 19.09.12)
9. Головин В.Ф., Рачков М.Ю., Архипов М.В., Журавлёв В.В. Робототехническая система для проведения массажной физиотерапии / Патент РФ на полезную модель № 121733 от 21.04.12
10. Головин В.Ф., Рачков М.Ю., Архипов М.В., Журавлёв В.В. Манипулятор для проведения массажной физиотерапии / Патент РФ на полезную модель № 121734 от 21.04.12.

Монографии

1. Головин В.Ф., Архипов М.В., Журавлев В.В. Робототехника в восстановительной медицине. Роботы для механотерапии. LAP LAMBERT Academic Publishing, GmbH & Co. KG, 2012. 280 с.
2. V. Golovin, V. Zhuravlev, M. Arkhipov, Robotics in Restorative Medicine. LAP LAMBERT Academic Publishing, GmbH & Co. KG, 2012. 270 с.