

**ՀԱՅԱՍՏԱՆԻ ՀԱՆՐԱՊԵՏՈՒԹՅԱՆ ԿՐԹՈՒԹՅԱՆ ԵՎ ԳԻՏՈՒԹՅԱՆ
ՆԱԽԱՐԱՐՈՒԹՅՈՒՆ
ՀԱՅԱՍՏԱՆԻ ԱԶԳԱՅԻՆ ՊՈԼԻՏԵԽՆԻԿԱԿԱՆ ՀԱՄԱԼՍԱՐԱՆ**

ԶԱՔԱՐՑԱՆ ՆԱՐԵՎ ԲԵՆԻՎԻ

**ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՈՂԱԿԱՆ ՄԱՐՔԵՐԻ ՄԱՆԻՊՈՒԼՅԱՑԻՈՆ ՄԵԽԱՆԻԶՄՆԵՐԻ
ՄՈՂԵԼԱՎՈՐՈՒՄԸ ԵՎ ՆԱԽԱԳԾՈՒՄԸ՝ ՕՂԱԿՆԵՐԻ ՈՒ ՇԱՐԺԱԲԵՐԱՑԻՆ
ՏԱՐՐԵՐԻ ԱՌԱՋԿԱԿԱՆՈՒԹՅԱՆ ՀԱՇՎԱՌՍԱՄԲ**

Ե.02.01 – «Մեքենագիտություն» մասնագիտությամբ տեխնիկական
գիտությունների թեկնածուի գիտական աստիճանի հայցման ատենախոսության

ՄԵՂՍԱԳԻՐ

ԵՐԵՎԱՆ 2016

**МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ АРМЕНИЯ
НАЦИОНАЛЬНЫЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ АРМЕНИИ**

ЗАКАРЯН НАРЕК БЕНИКОВИЧ

**МОДЕЛИРОВАНИЕ И ПРОЕКТИРОВАНИЕ МАНИПУЛЯЦИОННЫХ
МЕХАНИЗМОВ РЕАБИЛИТАЦИОННЫХ УСТРОЙСТВ С УЧЕТОМ
УПРУГОСТИ ЗВЕНЬЕВ И ПРИВОДНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ**

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени кандидата
технических наук по специальности 05.02.01 – “Машиноведение”

ЕРЕВАН 2016

Ատենախոսության թեման հաստատվել է Հայաստանի պետական ճարտարագիտական համալսարանի (ՀՊՃՀ) գիտական խորհրդում:

Գիտական ղեկավար՝	տ.գ.թ. Մ.Գ. Հարությունյան
Պաշտոնական ընդդիմախոսներ՝	տ.գ.դ. Ա.Ռ. Պապոյան
	Ֆ-մ.գ.թ. Ս.Վ. Վերլինսկի
Առաջատար կազմակերպություն՝	ՀՀ ԳԱԱ Մեխանիկայի ինստիտուտ

Պաշտպանությունը կայանալու է 2016 թ. դեկտեմբերի 2-ին, ժամը 13.00-ին Հայաստանի ազգային պոլիտեխնիկական համալսարանում գործող ԲՈՆՀ-ի «Մեքենաշինություն և Մեքենագիտություն» 034 մասնագիտական խորհրդի նիստում, հասցեն՝ 0009, Երևան, Տերյան փ., 105:

Ատենախոսությանը կարելի է ծանոթանալ ՀԱՊՀ գրադարանում:
Մեղմագիրն առաքված է 2016 թ. նոյեմբերի 1-ին:

034 մասնագիտական խորհրդի գիտական քարտուղար,
տեխն. գիտ. թեկնածու  Մ.Գ. Հարությունյան

Тема диссертации утверждена Ученым советом Государственного инженерного университета Армении.

Научный руководитель:	к.т.н. М.Г. Арутюнян
Официальные оппоненты:	д.т.н. А.Р. Папоян
	к. ф-м.н. С.В. Верлинский
Ведущая организация:	Институт механики НАН РА

Защита состоится 2-го декабря 2016г. в 13⁰⁰ ч. на заседании Специализированного совета 034 – ВАК “Машиностроение и Машиноведение”, действующего при Национальном политехническом университете Армении (НПУА), по адресу: 0009, г. Ереван, ул. Теряна, 105.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке НПУА.
Автореферат разослан 1-го ноября 2016г.

Ученый секретарь Специализированного совета 034
канд. техн. наук  М.Г. Арутюнян

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. Исследованы портативные реабилитационные роботы последнего поколения, в которых использованы современные материалы и манипуляционные системы для обеспечения большей комфортности, функциональности, компактности и их совместимости с биологическими системами. Эти устройства могут быть полезны как для пациентов с физическими и нервными расстройствами, которые имеют мышечную слабость, так и для здоровых людей, чтобы улучшить эффективность движения. В отличие от традиционных устройств, они очень легкие и не ограничивают естественные степени свободы суставов человека жесткими структурами. Эти свойства уменьшают непредвиденные воздействия устройства на естественную биомеханику тела и обеспечивают синергетическое взаимодействие.

Цель и задачи исследования. Целью диссертационной работы является развитие методов и алгоритмов численного моделирования и проектирования манипуляционных механизмов реабилитационных устройств с учетом упругости их звеньев и приводных элементов.

Исходя из поставленной цели, сформулированы и решены следующие задачи исследования:

1. Структурное и конструктивное моделирование реабилитационных устройств с упругими элементами, электромеханическими и электроактивными полимерметаллическими актуаторами.
2. Разработка численных методов и алгоритмов динамического моделирования исследуемых реабилитационных устройств.
3. Разработка численных методов и алгоритмов оптимального проектирования и управления исследуемых реабилитационных устройств.
4. Разработка новых технических решений и компьютерное тестирование исследуемых реабилитационных устройств.

Методы исследования. Используются методы теории механизмов и машин, механики, биомеханики, вычислительной математики, математической

теории оптимальных процессов и теории игр, а также компьютерная симуляция механизмов с использованием программных средств MSC ADAMS и MathCad.

Научная новизна работы. В процессе исследования были получены следующие основные результаты, отличающиеся новизной:

1. Разработаны методики динамического моделирования новых разновидностей реабилитационных устройств с упругими звеньями и приводными элементами и алгоритмы определения номинальных значений мощностей, напряжения и силы токов их приводов.

2. Получены новые технические решения реабилитационных устройств с упругими элементами, электромеханическими и электроактивными полимерметаллическими приводами, отличающиеся высокими показателями биосовместимости, портативности, универсальности, комфортности и эффективности.

3. Предложены новые методы моделирования реабилитационных устройств с неполным и избыточным числами актуаторов, их кинематического анализа, оптимального проектирования и управления, позволяющие на основе математической теории дифференциальных игр определить оптимальные значения развиваемых сил, жесткостей их приводов и кинематических пар.

Практическая ценность работы. Усовершенствование методов моделирования и исследования реабилитационных устройств с упругими звеньями и приводными элементами создает основу для проектирования и разработки устройств следующего поколения, обеспечивающих улучшенные технические характеристики, востребованных как в клинических, так и в промышленных, военных и бытовых приложениях реабилитационной техники.

Получены новые технические решения для реабилитационных устройств и их элементов, которые позволят значительно улучшить процесс реабилитации, совместив лечение с повседневной деятельностью пациентов, страдающих нервно-мышечными заболеваниями, а также находящихся в послеоперационной стадии

реабилитации. Техническая новизна предложенных устройств подтверждена тремя авторскими свидетельствами на изобретение РА.

Внедрение предложенных динамических моделей реабилитационных устройств с упругими звеньями и приводными элементами, в том числе с электроактивными полимерметаллическими актуаторами, а также алгоритмов их оптимального проектирования и управления в практику разработки новой реабилитационной техники позволит улучшить их комфортность, портативность и энергоэкономичность.

Диссертационная работа выполнена на кафедре Машиноведения и в научно-исследовательской лаборатории “Робототехника” НПУА в соответствии с планами исследовательских работ кафедры и лаборатории на 2013-2016 гг.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Новые технические решения по реабилитационным устройствам с упругими звеньями и приводными элементами.

2. Методы динамического моделирования реабилитационных устройств с упругими звеньями, электромеханическими и электроактивными полимерметаллическими приводными элементами и алгоритмы их численной реализации.

3. Методология и алгоритмы кинематического и динамического моделирования, оптимального проектирования и управления реабилитационных устройств с неполным и избыточным числом актуаторов с управляемой жесткостью.

4. Метод оптимального управления реабилитационных устройств с избыточным числом актуаторов на основе математической теории дифференциальных игр.

Апробация работы. Основные положения и результаты диссертации докладывались и обсуждались на: 23-й Международной конференции “Машиностроение и техносфера XXI века” (г. Севастополь, 2016 гг.); ежегодных научных конференциях НПУА (2013-2016 гг.); научных семинарах факультета “Машиноведение” НПУА (2013-2016 гг.).

Публикации. Основные результаты исследования опубликованы в семи научных статьях и получено три патента РА, список которых представлен в конце автореферата.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, четырех глав, основных выводов, списка литературы из 125 наименований. Общий объем диссертации составляет 125 страницы, включая 84 рисунка и 2 таблицы. Диссертация написана на армянском языке.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы диссертации, сформулированы цель и задачи исследования, представлены научная новизна, практическая ценность работы и основные положения, выносимые на защиту.

В первой главе проведен анализ литературных источников, посвященных известным разновидностям реабилитационных устройств с упругими элементами и методам их исследования. Рассмотрены основные компоненты этих механизмов, такие как упругие звенья и приводные системы (актуаторы, передаточные механизмы), представлены их преимущества и недостатки по сравнению с традиционными устройствами с жесткими элементами. Проанализированы современные методы моделирования и проектирования упругих реабилитационных устройств, кинематического и динамического анализа конечностей человека. Проведено сравнение жестких и упругих моделей с обоснованием необходимости введения актуаторной системы с характеристиками, аналогичными характеристикам натуральных мышц. Исследованы известные конструкции электромеханических и полимерметаллических актуаторов, методы их присоединения к реабилитационному устройству, а также выполнен их сравнительный анализ. Поскольку реабилитационное устройство прикрепляется к конечностям человека, изучено также взаимодействие технических и биологических систем.

Вторая глава посвящена динамическому моделированию манипуляционных механизмов реабилитационных устройств с учетом упругости звеньев и приводных элементов.

Исследован предложенный экзоскелет со спиральными пружинами (рис. 1), отличающийся улучшенными характеристиками компактности, комфортности и энергосбережения, благодаря податливости кинематических пар.

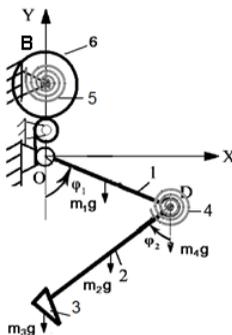


Рис. 1. Реабилитационное устройство со спиральными пружинами

Использованы спиральные ленточные пружины и передаточный механизм, благодаря которому ширина пружины может быть уменьшена в 4 раза, толщина в 2 раза, длина в 3 раза, масса в 25 раз, а размеры реабилитационного устройства могут соответствовать требованиям, характерным для этих устройств.

Результаты динамического уравнивания системы показывают, что значения вращающих моментов для бедренного звена в случае статической уравниваемости снижаются в 4,8 раза, номинальной мощности - в 5,25 раза, затраты энергии - в 4,4 раза. Для голенного звена требуемая мощность снижается в 4,6 раза, значение вращающего момента - в 5,2 раза, затраты энергии - в 7 раз.

Для динамического моделирования упругой двуногой шагающей реабилитационной системы предложен наиболее простой и точный метод. Согласно этому методу, уравнения движения записаны следующим образом:

$$\frac{\partial S}{\partial \ddot{q}_j} = \tau_j, \quad \frac{\partial S}{\partial \delta_j} + \frac{\partial P_e}{\partial \delta_j} = 0,$$

где S – сумма энергии всех ускоренных звеньев; \ddot{q}_j и δ_j - обобщенные ускорения.

Частные производные функции Гиббса по \ddot{q}_j и δ_j имеют следующий вид:

$$\begin{aligned} \frac{\partial S}{\partial \bar{q}_j} &= \sum_i^n \frac{\partial \bar{r}_{O_i}^T}{\partial \bar{q}_j} (M_i \bar{r}_{O_i} + I_{1i} - 2I_{2i} \bar{\omega}_i - I_{3i} \dot{\bar{\omega}}_i - \bar{\omega}_i I_{3i} \bar{\omega}_i) + \\ &+ \frac{\partial \dot{\bar{\omega}}_i^T}{\partial \bar{q}_j} (I_{3i} \bar{r}_{O_i} + I_{6i} + 2I_{8i} \bar{\omega}_i + I_{9i} \dot{\bar{\omega}}_i + \bar{\omega}_i I_{9i} \bar{\omega}_i), \\ \frac{\partial S}{\partial \bar{\delta}_j} &= \sum_i^n \frac{\partial \bar{r}_{O_i}^T}{\partial \bar{\delta}_j} (M_i \bar{r}_{O_i} + I_{1i} - 2I_{2i} \bar{\omega}_i - I_{3i} \dot{\bar{\omega}}_i - \bar{\omega}_i I_{3i} \bar{\omega}_i) + \\ &+ \frac{\partial \dot{\bar{\omega}}_i^T}{\partial \bar{\delta}_j} (I_{3i} \bar{r}_{O_i} + I_{6i} + 2I_{8i} \bar{\omega}_i + I_{9i} \dot{\bar{\omega}}_i - \bar{\omega}_i I_{9i} \bar{\omega}_i) + \sum_{k=1}^m \bar{\delta}_{jk} c_{jk} - 2\omega_j^T \sum_{k=1}^m \bar{\delta}_{jk} c_{jk} - \\ &- \bar{\omega}_j^T \beta_j \bar{\omega}_j + \bar{r}_{O_i}^T \bar{\varepsilon}_j + \dot{\bar{\omega}}_j^T \bar{\alpha}_j, \end{aligned}$$

где $\bar{\alpha}_j = \bar{c}_j + \sum_{k=1}^m \delta_{ik} \bar{c}_{ikj}$, $\beta_{ij} = c_j + \sum_{k=1}^m \delta_{ik} c_{ikj}$, $\bar{\varepsilon}_{ij} = \int_0^{l_i} \mu \bar{r}_{ij} d\eta$; M_i – масса i -ого звена; c_{jk} – выражает инерционные характеристики жесткого тела; μ – масса единицы длины звена.

Потенциальная энергия определяется силами гравитации и упругими деформациями изгиба и кручения:

$$P_e = \frac{1}{2} \int_0^{l_i} \left(EA \left(\frac{\partial u_i}{\partial \eta} \right)^2 + EI_y \left(\frac{\partial^2 \omega_i}{\partial \eta^2} \right)^2 + GI_x \left(\frac{\partial \theta_{xi}}{\partial \eta} \right)^2 \right) d\eta,$$

где EI_y – жесткость изгиба по направлению OY ; EA – жесткость растягивания; GI_x – жесткость кручения; u_i , ω_i – отклонения по направлениям OX и OY ; θ_{xi} – поворот по направлению OX ; η – недеформированное расстояние между центром O_i и произвольной точкой звена.

Результаты моделирования показали, что значения вращающих моментов для механизма с упругими звеньями на **5%** выше, чем с жесткими. Аналогичная задача для механизма с упругими звеньями решается методом Гиббса-Аппеля, который благодаря простоте позволяет избежать вычислительных трудностей и получить более точные значения моментов.

В результате динамического моделирования методом Гиббса-Аппеля получены более точные значения моментов, которые на **3,5%** превышают значения,

полученные методом Лагранжа. Наличие упругости обеспечивает плавность ходьбы и минимальные энергозатраты на изменения скоростей.

Предложен алгоритм динамического моделирования с учетом упругости приводных элементов и установлено существенное значение учета упругости.

Поведение системы описывается уравнениями Лагранжа-Максвелла:

$$\sum_{j=1}^{2n} a_{ij} \ddot{q}_j + \sum_{j=1}^{2n} \sum_{k=j}^{2n} a_{ijk} \dot{q}_j \dot{q}_k - U_i \frac{dM_i}{dq_i} I_{qi} I_{ri} + c_i q_i = Q_i, i = 1, 2, \dots, 2n, \quad (1)$$

$$L_{ri} \dot{r}_i + U_i \frac{dM_i}{dq_i} I_{qi} \dot{q}_i = Q_i, i = 2l - 1; l = 1, 2, \dots, n, \quad (2)$$

где

$$Q_i = U_{ri} - I_{ri} R_{ri} \dot{r}_i \quad (3)$$

$$a_{ij} = \sum_{l=\max(i,j)}^{2n} \text{tr}(B_l^j H B_l^{it}), \quad a_{ijk} = \sigma_{jk} \sum_{l=\max(i,j,k)}^{2n} \text{tr}(B_l^{jk} H_l B_l^{it}),$$

$$\sigma_{ji} = \begin{cases} 1, & \text{если } j = k \\ 2, & \text{если } j \neq k \end{cases}, \quad \frac{dM_i}{dq_i} = 0, \text{ если } i = 2l, l = 1, 2, \dots, n;$$

$$c_i = 0, \text{ если } i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n.$$

Здесь c_i - коэффициент упругости приводных элементов; A_i - матрицы положения; B_i - произведения матриц положения; H_i - тензор инерции.

Сформулированная задача решается численным методом. Для этого вводим равномерно распределенную сетку $0, t_1 t_2, \dots, t_N = \tau, t_r = r \Delta t; \Delta t = \tau/N, (r = 0, 1, 2, \dots, N)$ в промежутке времени $[0, \tau]$ движения системы. Далее предполагаем, что уже определены значения параметров для момента времени $t = t_{r+1}$.

1. Для момента времени $t = t_r$ определяем значения обобщенных сил $Q_i^r (i = 1, 2, \dots, 2n)$ и напряжений $U_{ri}^r (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$, путем подстановки которых вместе с определенными значениями координат и скоростей $q_j^r, \dot{q}_j^r (j = 1, 2, \dots, 2n), I_{ri}^r (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$ в выражения (2) определяем неизвестные величины в уравнениях (3) и (1). В результате получаем систему

линейных уравнений относительно обобщенных ускорений механических и электрических частей.

- Решением системы уравнений (3) и (1) относительно обобщенных ускорений $\ddot{q}_j (j = 1, 2, \dots, 2n)$ и $\dot{I}_{ri} (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$ получаем их значения для момента времени $t = t_r$.
- Считая, что в промежутке времени $[t_r, t_{r+1}]$ обобщенные ускорения $\ddot{q}_j(t) (j = 1, 2, \dots, 2n)$ и $\dot{I}_{ri}(t) (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n)$ являются постоянными величинами и равными полученным величинам $\ddot{q}_j^r, \dot{I}_{ri}^r$, имеем:

$$\frac{d^2 q}{dt^2} = \ddot{q}_j^r, \quad \frac{d I_{ri}}{dt} = \dot{I}_{ri}^r \quad (4)$$

С помощью последовательного интегрирования уравнений (4) получим

$$\begin{aligned} \dot{q}_j^{r+1} &= \ddot{q}_j^r \Delta t + \dot{q}_j^r, \quad (j = 1, 2, \dots, 2n), \\ q_j^{r+1} &= 0.5 \ddot{q}_j^r \Delta t^2 + \dot{q}_j^r \Delta t + q_j^r, \quad (j = 1, 2, \dots, 2n), \\ I_{ri}^{r+1} &= \dot{I}_{ri}^r \Delta t + I_{ri}^r, \quad (i = 2l - 1, l = 1, 2, \dots, n), \end{aligned}$$

которые определяют значения обобщенных координат и скоростей механических и электрических частей в момент времени $t = t_{r+1}$

Применяя этот алгоритм для $r = 0, 1, 2, \dots, N - 1$ случаев, получим приближенные дискретные значения искомых параметров в узловых точках построенной сетки и, следовательно, решение обратной задачи динамики.

Спроектировано универсальное реабилитационное устройство (рис. 2, 3), которое увеличивает возможности экзоскелетона и может работать также в режиме коляски, сэкономив таким образом энергию аккумуляторов и обеспечив более комфортное, быстрое и стабильное движение человека на ровной поверхности.

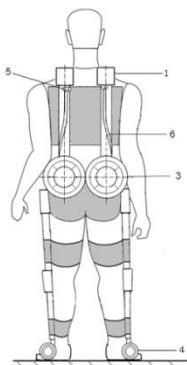


Рис.2. Экзоскелетон в стоячем положении человека

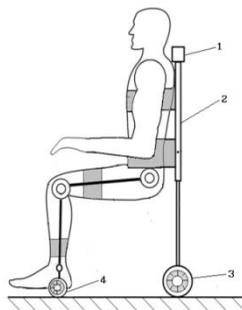


Рис. 3. Экзоскелетон в сидячем положении человека

Экзоскелетон из режима ходьбы переключается на режим коляски следующим образом: ведущие колеса с помощью подъемных механизмов из верхнего сложенного спускаются в нижнее рабочее положение, постепенно поворачиваясь из фронтальной плоскости в сагиттальную, что выполняется с помощью движения закрепленных на гайках пальцев вдоль правой и левой винтовых канавок.

Выполнено статическое уравнивание экзоскелетона с учетом масс подъемного механизма и ведущих колес, а также произведен расчет прочностных, силовых и кинематических характеристик подъемного механизма.

Третья глава посвящена вопросам формирования конструктивных схем реабилитационных устройств с неполным числом электромеханических и избыточным числом электроактивных полимерметаллических актуаторов по функциональному назначению, а также их динамического моделирования с учетом упругости элементов. Разработана концепция неполного актуирования и показана целесообразность ее применения для реабилитационных устройств, дана математическая формулировка и сформированы схемы для верхних и нижних конечностей и пальцев руки. Выполнены кинематический и динамический анализы с помощью программного обеспечения ADAMS (рис. 4). Показаны преимущества и недостатки неполного актуирования.

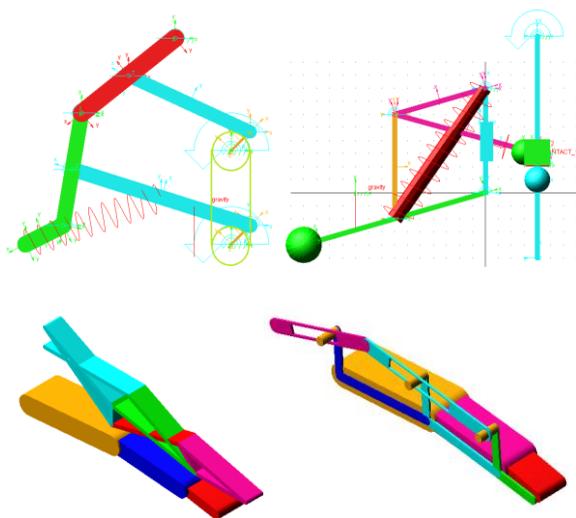


Рис. 4. Схемы экзоскелетов с неполным числом актуаторов

Спроектирован активный модуль реабилитационного устройства с полимерметаллическими актуаторами (рис. 5), определена устойчивость актуаторов с помощью формулы Эйлера, установлены допустимые значения управляющих электрических напряжений, потребные мощности актуаторов с учетом упругости звеньев механизма, а также учтено влияние на уравнения движения активностидной из мышц, которая участвует в движении в данном суставе.



Рис. 5. Применение ортеза: 1 - ортез, 2 - упругий сустав, 3 - актуатор

Поскольку актуаторы работают под внешней нагрузкой, то определение максимальных значений сил важно во избежание нежелательных деформаций (рис. б). Максимальная сила выражается сравнением критической силы Эйлера и силы развиваемой актуатором под воздействием электрического тока:

$$F_k \geq F_{cr}$$

$$\frac{\pi^2 EI}{(KL)^2} \leq \left(\frac{(1-2\nu)q^2}{4cV_k^2} + \sigma_k \right) \cdot S_k,$$

$$\sigma_k \geq \frac{\pi^2 EI}{(KL)^2 S_k} - \frac{(1-2\nu)q^2}{4cV_k^2}.$$

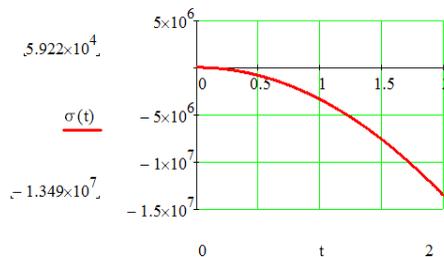


Рис. б. Механическое напряжение актуатора (Па)

При заболеваниях двигательных нейронов не все мышцы ослаблены и имеют некоторое воздействие на движение биомеханической системы. Например, могут быть активными следующие мышцы: semimembranosus, rectus femoris, sartorius. Это явление может выражаться в уравнениях движения следующим образом:

$$I_a(q)\ddot{q} + F_m(\dot{q}) + c(q, \dot{q}) + g(q) = \tau.$$

Здесь: $I_a(q)$ – инерционный параметр, $c(q, \dot{q})$ и $g(q)$ – коэффициенты вязкого и упругого сопротивления, τ – внешняя нагрузка,

Скелетные мышцы в основном перводные, и развиваемая ими сила F_m определяется по формуле:

$$F_m = \frac{2bl \sin \alpha \cdot F \cos \alpha}{A},$$

где F - сила одного волокна; b – толщина; l – длина; α - угол перовидности; A - площадь поперечного сечения волокна.

В четвертой главе предлагается концепция систем актуаторов ортеза, обеспечивающего медленные и точные движения верхней конечности (рис. 7). Выполнена оптимизация управления избыточной системой актуаторов. Определены силы, развиваемые актуаторами во времени, а также оптимальные значения жесткостей суставов и актуаторов, мощности в плечевом, локтевом и запястном суставах.

Жесткость сустава $K_i(s)$ в статических условиях может выражаться коэффициентами воздействий управляющих актуаторов $c_s, c_{se}, c_e, c_w, c_{sw}$ и их жесткостью k_i следующим образом:

$$K_i(c) = k_i \begin{pmatrix} c_s + c_{se} & c_e & c_w + c_{sw} \\ c_e & c_e + c_{se} & c_w \\ c_w & c_w & c_w + c_{sw} \end{pmatrix}.$$

Принимая, что сила руки минимальна, жесткость конечной точки $K_{end}(c, \theta)$ определяется следующим образом:

$$K_{end}(c, \theta) = \left(J_{xy}^T(\theta) \right)^{-1} \cdot K_i(c) \cdot J_{xy}^{-1}(\theta),$$

где $J_{xy}^T(\theta) = \frac{\partial(x,y,z)^T}{\partial(\theta_1, \theta_2, \theta_3)}$ - Якобиан.

Самый простой и точный метод реализуется принятием отношения действующей силы ($F_{m,i}(t)$) и максимальной силы, развиваемой актуатором ($F_{max,i}$), в качестве функции затрат:

$$\min_K \left[\sum_{i=1}^n \left[\frac{F_{m,i}(t)}{F_{max,i}} - A_c \right]^2 \right], F_{max,i} \geq F_{m,i} \geq 0,$$

где A_c - совместное сокращение актуаторов, которое можно принять $0,04 \dots 0,2$ при медленных и точных движениях.

С применением теории дифференциальных игр выполнено оптимальное проектирование и управление манипуляционных механизмов с избыточным числом полимерметаллических актуаторов. Предложен алгоритм для решения задач оптимального управления. Определены стратегии $(u_1^*, u_2^*, \dots, u_9^*)$ с обратной связью таким образом, чтобы функция затрат минимизировалась.

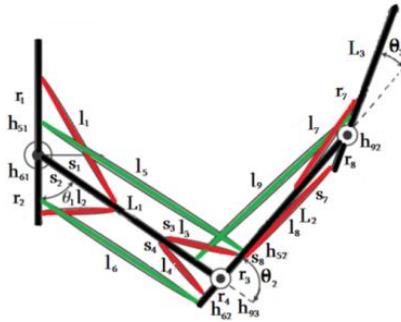


Рис. 7. Реабилитационное устройство для верхней конечности с избыточным числом полимерметаллических актуаторов

Функция, описывающая действие каждого актуатора, или функция затрат $E_i(k(t), u_1, u_2, \dots, u_9)$ может определяться следующей формулой:

$$E_i = \int_t^{\infty} r_i(k(t), u_1, u_2, \dots, u_9) dt, i \in N,$$

где

$$r_i = P_i(k) + \sum_{j=1}^9 u_j^T R_{ij} u_j, i = 1 \dots N.$$

Задача оптимального управления: найти приемлемые стратегии $(u_1^*, u_2^*, \dots, u_9^*)$ с обратной связью так, чтобы функции r_i доставить минимум:

$$V_i = \min_{u_i} \int_t^{\infty} \left(P_i(k) + \sum_{j=1}^9 u_j^T R_{ij} u_{ij} \right) dt, i = 1 \dots 9.$$

Для решения задачи очень удобно применение метода случайного выбора Монте-Карло.

Несмотря на простоту, численные методы довольно трудоемки для реализации, к тому же, они не позволяют видеть качественное влияние различных стратегий на результат оптимизации. Такой анализ можно проводить методом аппроксимации функций. Он реализуется следующим алгоритмом.

1. Заменяя оптимальный Якобиан ∇V_i^* и оптимальные управляющие u_i^* стратегии приближенными функциями $\nabla \hat{V}_i$ и \hat{u}_i , получаем приближенное уравнение НЖВ:

$$H_i(k, \hat{k}, \nabla \hat{V}_i, \hat{u}_1, \dots, \hat{u}_9) = r_{\hat{u}_i} + \nabla \hat{V}_i \hat{F}_{\hat{k}} i \in N,$$

где $\hat{F}_{\hat{k}}$ - аппроксимация динамики системы $F_{\hat{k}}$.

2. Разницей приближенных и оптимальных уравнений НЖВ определяются остаточные ошибки Беллмана $\delta_{\hat{r}_i, \hat{b}_i}(k, \hat{k}, \hat{u}_i, \nabla \hat{V}_i)$:

$$\delta_{\hat{r}_i, \hat{b}_i} \triangleq H_i(k, \hat{k}, \nabla \hat{V}_i, \hat{u}_1, \dots, \hat{u}_9) - H_i(k, \nabla V_i^*, u_1^*, \dots, u_9^*), i = 1, 2, \dots, 9.$$

3. Определяются выходные параметры из условия минимума максимальных значений отклонения $\delta_{\hat{r}_i, \hat{b}_i}$.

ОСНОВНЫЕ ВЫВОДЫ

1. Обзор научно-технической литературы показал необходимость разработки и развития новых методов и алгоритмов динамического моделирования реабилитационных устройств с учетом упругости звеньев и приводных элементов. Сформулированы задачи проектирования реабилитационных

- устройств с неполным и избыточным числами полимерметаллических актуаторов, указаны возможности получения принципиально новых технических решений реабилитационных устройств в результате решения диссертационных задач.
2. Статическое уравнивание и динамическое моделирование с применением ленточных спиральных пружин дают возможность способствовать эффективному осуществлению движений отдельных сегментов ноги (бедро, голень, стопа) при ходьбе человека, сделать устройство более компактным, комфортным и энергосберегающим [1, 4, 8].
 3. Предложенный новый метод динамического моделирования двуногого реабилитационного устройства с электромеханическими актуаторами и упругими звеньями существенно упрощает вычислительный процесс и позволяет производить сравнительный анализ результатов по отношению к устройству с жесткими звеньями [2].
 4. Результаты динамического исследования реабилитационных устройств с учетом упругости актуаторов и использованием предложенных алгоритмов показали, что основные параметры актуаторов, а именно - ток, напряжение и мощность, существенно отличаются, в сторону увеличения, от аналогичных параметров устройств с жесткими актуаторами, что важно при их выборе [6].
 5. Исследование предложенного технического решения экзоскелетона-коляски с расширенными функциональными возможностями выявило его преимущества: комфортность и энергоэкономичность [3, 9].
 6. Предложенные и протестированные новые реабилитационные устройства на базе систем с неполным числом электромеханических актуаторов обеспечивают их портативность и упрощение систем управления.
 7. Решение задач оптимального проектирования и управления реабилитационного устройства с электроактивными полимерметаллическими актуаторами открывает возможность создания универсальных систем с избыточным числом актуаторов с управляемыми жесткостями, которые подобно натуральным мышцам обеспечивают

множественные степени свободы конечности, повышая эффективность их функционирования [5, 7, 10].

8. С применением математической теории дифференциальных игр впервые решена задача оптимального управления реабилитационных устройств с избыточным числом взаимодействующих актуаторов по критерию минимальных энергозатрат.

Основное содержание диссертации опубликовано в следующих научных статьях:

1. **Ն.Բ. Զաքարյան, Ս.Դ. Ղազարյան, Մ.Գ. Հարությունյան.** Էկզոսկելետոնի ստատիկ և դինամիկ հավասարակշռում պարուրաձև գսպանակների և շարժաբերների միջոցով // ՀՊՃՀ Լրաբեր. Գիտական հոդվածների ժողովածու,- Երևան 2013.-Մաս 2-, էջ 362-368:

2. **N.B. Zakaryan.** Dynamic Analysis of the Plain Biped Walking Mechanism Taking Into Account the Elasticity of Links and Joints // SEUA Proceedings, Machine Science-2014.-Issue 17, **N^o2**, -p. 49-55.

3. **Ն.Բ. Զաքարյան, Մ.Հ. Մկրտչյան.** Համապիտանի մոբիլ էկզոսկելետոնի կառուցվածքի մշակում և տեխնիկական բնութագրերի հաշվարկ // ՀՊՃՀ Լրաբեր. Գիտական հոդվածների ժողովածու,- Երևան 2014.-Մաս 2-, էջ 320-325:

4. **Մ. Հ. Մկրտչյան, Ն. Բ. Զաքարյան.** Ռոբոտատեխնիկական նոր միջոցների հետազոտման ժամանակակից անալիտիկ և թվային մեթոդները // Արդի տեղեկատվական տեխնոլոգիաներ, Միջբուհական երիտասարդական գիտաժողով ՀՊՃՀ(Պ) . – Երևան: Ճարտարագետ, 2014. – էջ 79-83:

5. **N.B. Zakaryan.** Modelling of Universal Active Module of Human Motor Function Rehabilitation Device // NPUA Proceedings, Machine Science-2015., **N^o2**, -p. 72-77.

6. **Арутюнян М.Г., Закарян Н.Б.** Учет упругости приводных элементов при разработке робототехнических реабилитационных устройств // Сб. трудов XXIII Межд. научно-техн. конф. “Машиностр. и техносфера XXI века”. – Донецк-Севастополь, 2016. – Том 1-. С.10-13.

7. **N.B. Zakaryan, M.G. Harutyunyan, Y.L. Sarkissian.** Optimal design of active orthosis with redundant composite polymer-metal controllable stiffness actuators // Coll. works XXIII international scientific and technical conference “Машиностроение и Техносфера XXI века”.-Doneck-Sevastopol, 2016.- Том1-. С.86-91.

Получены авторские свидетельства РА на изобретения:

8. ՀՀ Գյուտի արտոնագիր N 2721 А. Քայլքին օժանդակող սարք / **Միքայել Հարությունյան, Նարեկ Զաքարյան, Սարիկ Ղազարյան, Սուրեն Սարգսյան** // Երևան, 20.11.2012.

9. ՀՀ Գյուտի արտոնագիր, N 2747 А. Էկզոսկելետոն / **Միքայել Հարությունյան, Նարեկ Զաքարյան, Սարիկ Ղազարյան, Սուրեն Սարգսյան** // Երևան, 07.02.2013.

10. ՀՀ Գյուտի արտոնագիր, N 2808 А. Շարժման օժանդակող սարքի ակտիվ մոդուլ // **Միքայել Հարությունյան, Սուրեն Սարգսյան, Վիգեն Առաքելյան, Նարեկ Զաքարյան.** // Երևան, 25.06.2014.

Զաքարյան Նարեկ Բենիկի

ՎԵՐԱԿԱՆԳՆՈՂԱԿԱՆ ՄԱՐՔԵՐԻ ՄԱՆԻՊՈՒԼՅԱՑԻՈՆ ՄԵՆԱՆԻԶՄՆԵՐԻ ՍՈՂԵԼԱՎՈՐՈՒՄԸ ԵՎ ՆԱԽԱԳԾՈՒՄԸ՝ ՕՂԱԿՆԵՐԻ ՈՒ ՇԱՐՇԱԲԵՐԱՑԻՆ ՏԱՐԲԵՐԻ ԱՌԱՋԳԱԿԱՆՈՒԹՅԱՆ ՀԱՇՎԱՌՄԱՄԲ

Ատենախոսական աշխատանքի նպատակն է՝ զարգացնել վերականգնողական սարքերի մանիպուլյացիոն մեխանիզմների մոդելավորման և նախագծման հաշվողական մեթոդները և ալգորիթմները՝ օղակների և շարժաբերային տարրերի առաձգականության հաշվառմամբ:

Աշխատանքը վերաբերում է էլեկտրամեխանիկական և պոլիմերմետաղական ակտուատորներովնոր վերականգնողական սարքերի մոդելավորման, օպտիմալ նախագծման ու կառավարման մեթոդների և ալգորիթմների զարգացմանը:

Առաջին գլխում կատարվել է գիտատեխնիկական գրականության վերլուծություն: Ներկայացվել են հայտնի և նորաստեղծ առաձգական տարրերով վերականգնողական սարքերի օրինակներ և դրանց մոդելավորման ու նախագծման ժամանակակից մեթոդներ: Ուսումնասիրվել են այդ սարքերի առաձգական տարրերը՝ առաձգական օղակները, ճկուն շարժաբերային համակարգերը: Ցույց են տրվել այդ սարքերի առավելություններն ու թերությունները և դրանց լավարկման կամ սկզբունքորեն նոր մոդելների նախագծման անհրաժեշտությունը:

Երկրորդ գլխում առաջարկվել է պարուրաձև ժապավենային գապանակներով էկզոսկելետոնի նոր տեխնիկական լուծում, որն ավելի կոմպակտ է, ընկրկելի հողերի շնորհիվ ավելի հարմարավետ և էներգախնայող:

Երկոտանի քայլքի կրկնօրինակող առաձգական մեխանիզմի դինամիկական մոդելավորման համար առաջարկվել է մեթոդ, որն ավելի պարզ է և ճշգրիտ: Ցույց է տրվել օղակների առաձգականության հաշվառման էական անհրաժեշտությունը:

Առաջարկվել է շարժաբերային տարրերի առաձգականության հաշվառմամբ վերականգնողական սարքի դինամիկական մոդելավորման ալգորիթմ: Որոշվել են շարժաբերների էլեկտրական լարումները, հոսանքները և հզորությունները, որոնք անհրաժեշտ են նպատակաուղղված գործողություն կատարելու համար:

Առաջարկվել է էկզոսկելետոնի հնարավորությունները մեծացնող սարք, որը կարող է աշխատել նաև սայլակի ռեժիմում, այսպիսով խնայել մարտկոցների էներգիան և ապահովել մարդու առավել հարմարավետ, արագ և կայուն փոխադրումը հարթ տարածքներում:

Երրորդ գլխում ցույց է տրվել վերականգնողական տեխնիկայում ոչ լրիվ ակտուացմամբ մեխանիզմների կիրառման նպատակահարմարությունը:

Նախագծվել են ակտուատորների ոչ լրիվ թվով մեխանիզմներ ստորին և վերին վեջույթների, մատների համար:

Նախագծվել է համապիտանի, պոլիմերմետաղական գերակտուացված վերականգնողական սարք, իրականացված է ակտուատորային համակարգի մոդելավորում և ակտուատորների կրողունակությունները ստուգվել են էյլերի բանաձևով:

Չորրորդ գլխում առաջարկված է վերին վերջույթի դանդաղ և ճշգրիտ շարժումներ ապահովող օրթեզի ակտուացման համակարգի կոնցեպցիա: Կատարվել է գերակտուացված կառավարման համակարգի օպտիմալացում, կինեմատիկական և դինամիկական վերլուծություն: Կատարվել է օպտիմալ նախագծում և կառավարում դիֆերենցիալ խաղերի տեսության կիրառմամբ: Կազմվել է օպտիմալ կառավարման խնդրի լուծման ալգորիթ: Որոշվել են հետադարձ կապով $(u_1^*, u_2^*, \dots, u_n^*)$ ստրատեգիաներ, այնպիսին, որ ենթադաժախսը մինիմալացվի:

Narek Zakaryan

DESIGN AND SIMULATION OF MANIPULATION MECHANISMS OF REHABILITATION DEVICES WITH ACCOUNT OF LINKS AND DRIVE ELEMENTS FLEXIBILITY

The purpose of the thesis is a development numerical methods and algorithms in modeling and design of manipulation mechanisms of rehabilitation devices with account of links and drive elements elasticity.

The work relates to the development of methods and algorithms of modeling, optimal designing and controlling of new rehabilitation devices with electromechanical and polymer-metal actuators.

In the first chapter, the analysis of scientific and technical literature was done. Known and actual examples of rehabilitation devices with elastic elements and actual methods of their modeling and designing were presented. The elastic elements of these devices (elastic links and drive systems) were studied. The advantages and disadvantages

of these devices, the necessity of their optimization and designing of principally new models were showed.

In the second chapter, the new technical solution of the exoskeleton with spiral springs, which is more compact, more convenient and energy efficient due to compliant joints was proposed.

The new more simple and accurate method for dynamic modelling of elastic biped walking mechanism was proposed. The essential necessity of elasticity accounting was revealed.

The dynamic modelling algorithm of rehabilitation device with account of elasticity of drive elements was proposed. The electrical currents, voltages and powers of drives which are important for targeted actions were determined.

The device for the magnifying of possibilities of exoskeleton, which can work in the wheelchair regime and therefore save the energy of accumulators and provide more convenient, fast, stable human movement on the smooth areas was proposed.

In the third chapter, the expediency of using of underactuated mechanisms in the rehabilitation technique was revealed. Underactuated mechanisms for the lower and upper limbs and fingers were designed.

The universal, redundant polymer metal actuation system was designed, modelling of actuator system was implemented and load bearing capacity of the actuators was checked by the Euler formula.

In the fourth chapter, the concept of the orthosis actuation system for providing slowly and accurate movements of the upper limb was proposed. The optimization and kinematic and dynamic analysis of the redundant actuation control system were implemented. The optimal design and controlling by the differential game theory was implemented. The algorithm for the solution of the optimal design task was compiled. For the minimization of the energy consumption $(u_1^*, u_2^*, \dots, u_g^*)$ feedback control strategies were determined.