

# Моделирование взаимодействия человека и реабилитационного экзоскелета

Д.И. Сафаров, Е.Д. Тисцов, С.Ф. Яцун

**Аннотация**— В работе рассматривается разработка экзоскелетных систем, направленных на реабилитацию пациентов с травмами опорно-двигательного аппарата, и голеностопного сустава в частности. Описывается конструкция реабилитационного экзоскелета, структурная схема системы управления измерительным трактом реабилитационного экзоскелета, приводятся экспериментальные данные, включающие в себя силы реакций между экзоскелетом и пациентом, а также проводится их анализ с использованием математического моделирования и методов аппроксимации, таких как метод наименьших квадратов, для получения математической модели поведения элементов костно-мышечной системы человека при проведении реабилитационных процедур. Разработана математическая модель, отражающая нелинейную реакцию мышечных тканей голеностопного сустава на деформацию и устанавливающую аналитическую связь между реакцией, углом поворота и угловой скоростью управляемой мобильной платформы. В статье разработана структура системы реабилитации голеностопного сустава, обеспечивающая планирование и реализацию заданных траекторий движения стопы за счет использования управляемой мобильной платформы с возможностью контроля силомоментного взаимодействия. Предложен метод выбора условий, обеспечивающих допустимые по физиологическим ограничениям траектории движения стопы на основе кинематического и динамического анализа мобильной платформы параллельного механизма в активном и пассивном режимах.

**Ключевые слова**— экзоскелет, реабилитация, костно-мышечная система, голеностопный сустав, математическое моделирование.

## I. ВВЕДЕНИЕ

Среди травм нижних конечностей наиболее распространёнными являются травмы дистального отдела голени и лодыжек, которые по данным литературы составляют от 12,0 до 20,0 % от всех переломов опорно - двигательного аппарата (ОДА) [1-4], из них в 12-39,8% случаев наблюдаются неудовлетворительные исходы лечения, а длительная нетрудоспособность составляет от 4 до 8 месяцев. Одной из наиболее распространенных травм, получаемых человеком, является повреждение голеностопного сустава при выполнении спортивных, бытовых, производственных упражнений, а также в результате автомобильных аварий. Падение с высоты с приземлением на ноги, в том числе при выполнении прыжков с парашютом, также часто приводит, к травмированию голеностопного сустава (ГС). По статистике более половины травм нижних конечностей и около 40% суставных травм составляют травмы голеностопного сустава. Также известно, что 54% переломов и переломо-вывихов голеностопного сустава случаются в молодом возрасте, когда человеку важно сохранять трудоспособность. После травмы происходит длительный процесс лечения и реабилитации, после хирургического вмешательства, реабилитация может быть осложнена длительной неподвижностью сустава. Даже при качественном лечении, травмы голеностопа приводят к инвалидности в 10-12% случаев. Поэтому восстановление функций голеностопного сустава требует индивидуального подхода для каждого пациента. Для снижения процента осложнений в последние годы получил распространение метод непрерывного пассивного движения (НПД). Для его реализации появляются медицинские приборы механотерапии, позволяющие ускорить процесс восстановления больного. В тоже время, в силу влияния изменяющихся неопределённым образом параметров мышечной системы ГС, обеспечить необходимую точность движения стопы пациента по, заданной врачом траектории достаточно сложно, что приводит к снижению эффективности реабилитационного процесса. Поэтому создание таких приборов требует глубокой проработки теории взаимодействия человека и прибора, создания человеко-машинных интерфейсов, математических моделей и алгоритмов управления, обеспечивающих заданные показатели качества.

Во многих странах ведутся работы по созданию приборов и устройств, позволяющих осуществлять посттравматическую реабилитацию человека с помощью аппаратов для пассивной механотерапии ГС. Такой подход позволяет выполнять движения стопы по заданной врачом индивидуальной программе реабилитации (ИПР). Получили распространение аппараты ОРМЕД FLEX-02, А3 Ankle CPM, Kinetec Brevia ankle, ARTROMOT SP3[5-8].

Основой для проведения реабилитационных мероприятий являются, разработанные Минздравом РФ совместно с ЦИТО ФГБУ «НМИЦ ТО им. Н.Н. Приорова», ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского», Союзом реабилитологов России «Федеральные клинические рекомендации для реабилитации при повреждениях капсульно-связочных структур голеностопного сустава».

Статья получена 10 марта 2024.

Работа выполнена при поддержке гранта РФ №24-29-00467.

Сафаров Д.И., Azerbaijan Technical University, 25 HüseynCavidProspekti, Bakı 1073, Azerbaijan. (email: safarov@azeraluminium.com)

Тисцов Е.Д., Юго-западный государственный университет, Курск, Россия (e-mail: tistsov@gmail.com).

Яцун С.Ф., Юго-западный государственный университет, Курск, Россия (e-mail: teormeh@inbox.ru).

В тоже время, отмечается, что спастичность и сухожильно-мышечная контрактура, а также другие физиологические особенности ГС могут существенно влиять на характер движения, изменяя первоначально выбранные параметры траектории и искажая планируемые реабилитационные упражнения. В связи с тем, что априорная информация о реальных физиологических свойствах ГС существенно ограничена, система управления движением аппарата для механотерапии должна компенсировать изменение физиологических параметров ГС во время проведения реабилитации и обеспечивать траекторию движения с заданной точностью, являясь, адаптивной системой управления. [23-37]. Фундаментальные исследования адаптивных систем управления получают широкое распространение в работах Андриевского Б.Р., Букова В.Н., Красовского А.А., Фрадкова А.Л., Якубовича В.А. и других. Показано, что на практике знание законов статистических распределений неопределенных величин зачастую является трудновыполнимым условием, проще задаваться только верхними и нижними границами их распределений и перейти к понятию интервальной неопределенности.

Для оценки эффективности реабилитации пациентов используется комплекс клинических и инструментальных методов, а также опросники для оценки качества жизни и др. Существует несколько систем балльной оценки функционального состояния больных с патологией голеностопного сустава (Ankle Scoring System). Одна из наиболее распространенных из них – шкала Score Kitaoka НВ, предложенная Kitaoka(1991), в последующем доработанная (1994) и рекомендованная American Orthopaedic Foot and Ankle Society (Американским обществом патологии стопы и голеностопного сустава) – Clinical Rating Systems for the Ankle-Hindfoot, Mid-foot, Hallux, and LesserToes (Клиническая рейтинговая система). Для оценки спастичности применяются модифицированные шкалы Эшворта, Тардье, MRCS другие.

В работах, выполненных учеными Военно-медицинской академии имени Кирова С.М. (Коваленко А.П., Ковлен Д.В. и др.) показано, что шкалы MAS и MTS информативны для оценки спастичности. Шкала MTS позволяет выявить нюансы спастичности и признаки нарастания сухожильно-мышечной контрактуры.

В тоже время, при оценке эффективности процесса реабилитации преобладают методы мануального тестирования и диагностики, что не обеспечивает врача объективной информацией о реакции пациента на те, или иные воздействия. Очевидно, что прибор, обеспечивающий выполнение тестовых движений с заданными параметрами и объективно регистрирующий состояние ГС, позволяет врачу обоснованно принимать решения по выбору ИПР пациента[9-11].

Таким образом, разработка и создание адаптивных приборов для реабилитации ГС, позволит обеспечить заданную точность движения стопы за счет обработки объективной информации о состоянии голеностопного сустава и даст возможность корректировать параметры упражнений как пассивных, так и активных форм движения стопы.

## II. СХЕМА И ОПИСАНИЕ РАБОТЫ ЭКЗОСКЕЛЕТА

Схема реабилитационного экзоскелета, приведена на рисунке 1.

Экзоскелет состоит из: 1 - коленный шарнир; 2 - голень экзоскелета; 3 - регулировочный электропривод голени; 4 - голеностопный привод; 5 - привод регулировки голеностопа; 6 - управляемая мобильная платформа стопы экзоскелета с системой тензодатчиков; 7 - система фиксирующих манжет с тензодатчиками; 8 – тазобедренный электропривод; 9 – крепление пациента.

Тазобедренный, коленный и голеностопный шарнир оснащены электроприводами вращательного движения, что позволяет изменять положение **управляемой мобильной платформы** (УМП) и соответственно, стопы пациента.

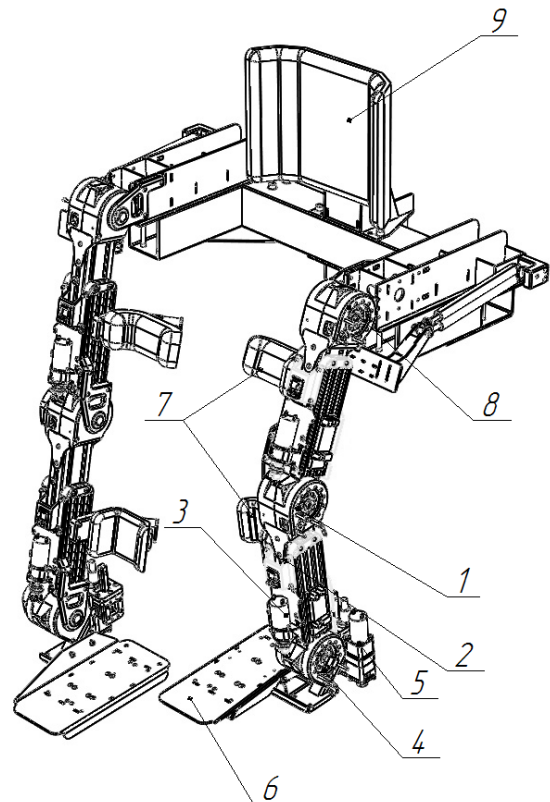


Рис. 1. Общий вид реабилитационного экзоскелета

Определим диапазоны углов поворота стопы здорового человека: подошвенное сгибание - 50°; тыльное разгибание - 30°; супинация - 60°; пронация - 30°. Диапазоны углов поворота стопы пациента определяются физиологическими особенностями, видом и характером травмы [17,18].

III. СХЕМЫ ИЗМЕРЕНИЯ СИЛ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ НОГИ И ПЛАТФОРМЫ  
Принцип работы измерителя сил, возникающих при взаимодействии УМП и стопы пациента, основан на контроле относительного перемещения элементов верхнего и нижнего модулей мобильной платформы в четырех точках. Соответственно, устройство оснащено датчиками, измеряющими величину усилия между стопой пациента и мобильной платформой в этих точках. Стопа пациента через систему связей присоединяется к мобильной платформе, которая также оснащена датчиками угла

поворота и обеспечивает заданное движение стопы. При возникновении относительного перемещения модулей мобильной платформы возникает деформация упругих элементов измерителя, которая регистрируется датчиками [15].

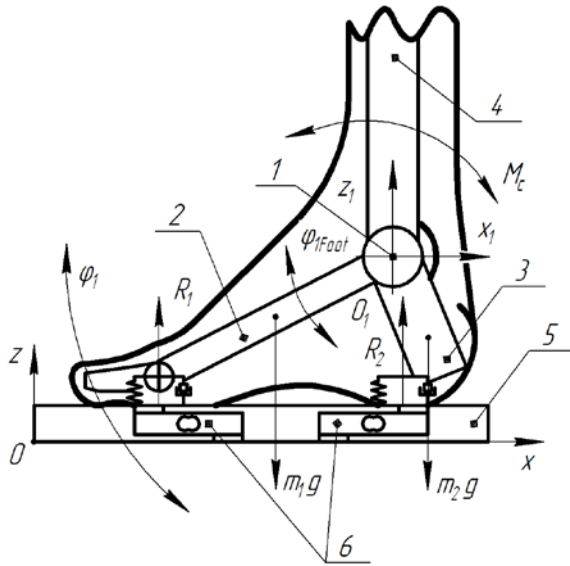


Рис. 2. Схема взаимодействия стопы и платформы в сагиттальной плоскости

Считаем, что стопа соприкасается с платформой пяточной и плюсневыми костями, вместе они образуют костную систему, которая при помощи мышечных тканей связана с подошвенной стороной стопы. На рисунке 2 представлена схема взаимодействия стопы и платформы в сагиттальной плоскости. На схеме изображены следующие обозначения: 1 – голеностопный сустав; 2 – плюсовые кости; 3 – пяточная кость; 4 – голень; 5 – управляемая мобильная платформа; 6 – датчики силомоментного взаимодействия.

Система координат  $XOZ$  связана с УМП. Поворот УМП на заданный угол  $\varphi_1$  приводит к повороту стопы  $\varphi_{Foot}$  и появлению момента сопротивления  $M_C$  мышечной системы ГС. Величина этого момента определяет реакции  $R_1, R_2$ . Веса элементов костной системы стопы обозначены  $m_1g, m_2g$

#### IV. СТРУКТУРНАЯ СХЕМА СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ЭКСОСКЕЛЕТОМ

На рис. 3 представлена структурная схема системы автоматического управления устройством.

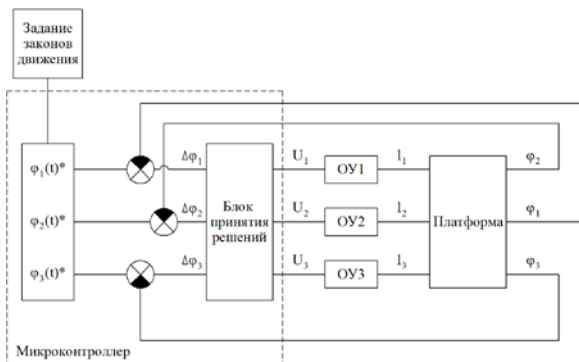


Рис. 3 Структурная схема системы управления экзоскелетом

В блок принятия решений (БПР) поступают значения отклонений, которые преобразуются по некоторому алгоритму в управляющие напряжения. Рассмотрим подробнее алгоритм работы БПР.

Задача БПР заключается в установлении корректного напряжения, обеспечивающего движение платформы в соответствии с заданным законом. На рисунке 7 представлена структура блока принятия решений.

Задавая желаемый закон изменения угла поворота  $\varphi(t)$ , скорости  $\dot{\varphi}(t)$  и ускорения  $\ddot{\varphi}(t)$  по эталонной модели, можно рассчитать - управляющее напряжение  $u^*$ .

Врач-реабилитолог задает следующие параметры работы аппарата: значения углов поворота звеньев аппарата, обеспечивающих необходимую ориентацию УМП, на которой находится стопа пациента; граничные условия на участке выполнения реабилитационного упражнения;  $T$  - время выполнения упражнения; предельную силу воздействия стопы человека на платформу  $R^*$ ; количество повторений. Также для каждого шарнира формируется желаемый закон движения, например для УМП при выполнении реабилитационных упражнений изменение угла поворота стопы можно представить в виде:

$$\varphi^*(t) = \sum_{i=0}^3 a_i t^i, \quad (1)$$

где  $a_i$  - постоянные, определяемые из условий в начале и конце интервала движения;  $t$  - текущее время.

Граничные условия удобно представить в виде:

$$t = 0; \varphi = \varphi_0; \dot{\varphi} = \dot{\varphi}_0 \quad (2)$$

$$t = T; \varphi = \varphi_1; \dot{\varphi} = \dot{\varphi}_1 \quad (3)$$

где  $T$  - время выполнения движения;  $\varphi_0, \varphi_1, \dot{\varphi}_0, \dot{\varphi}_1$  - начальное и конечное значения угла поворота и угловой скорости УМП.

Реальное положение УМП регистрируется датчиком угла поворота, установленным в голеностопном шарнире. Так же, в виде обратной связи выступают сигналы тензодатчиков  $R(t)$ , установленные на УМП.

Желаемое положение УМП  $\varphi^*$  сравнивается с действительным  $\varphi$  и определяется отклонение  $e_\varphi = \varphi^* - \varphi$ , которое используется для формирования управляющего воздействия  $U_3 = U_3(e_\varphi)$ .

Аналогичным образом задаются углы поворота коленного и тазобедренного шарниров. Для каждого из углов данные сравниваются с реальными значениями и поступают в блок принятия решений, где по разработанному алгоритму осуществляется расчет закона движения управляемой мобильной платформы и формируются управляющие напряжения  $U_1, U_2, U_3$ , необходимых для выполнения законов движения приводов. Сигналы поступают на электроприводы объекта управления 1, 2, 3, которые обеспечивают положения исполнительных звеньев  $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$ .

Приводы тазобедренного и коленного шарнира обеспечивают желаемое положение стопы пациента совместно с УМП. Реабилитационные упражнения выполняются с помощью приводов голеностопного шарнира.

Датчики, установленные на платформе, формируют сигналы обратной связи  $\varphi(t)$ , которые отражают реальное положение УМП.

#### V. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Далее приведены результаты экспериментальных исследований процесса взаимодействия стопы пациента и управляемой мобильной платформы прибора. Исследования проводились при различных начальных положениях стопы.

Пример графиков угла поворота мобильной платформы в сагиттальной плоскости и реакции силового взаимодействия стопы пациента и УМП представлены на рис. 4-6. Нога пациента в этом случае располагается вертикально. Графики получены для различных скоростей от времени. Здесь приняты следующие обозначения: 1 – Задающий угол; 2 – Реальный угол.

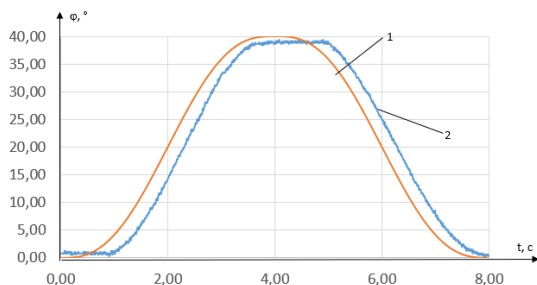


Рис. 4 Заданные и реальные углы поворота УМП при цикле 8 с. А) Максимальная скорость - 0,175 рад/с, время цикла – 8 с (4 с – подошвенное сгибание, 4 с – тыльное разгибание)

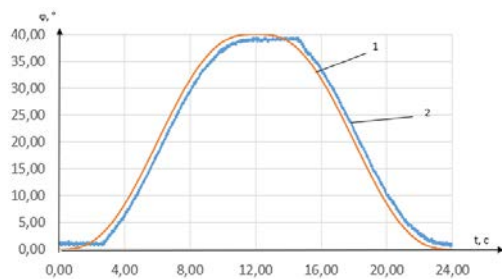


Рисунок 5 Заданные и реальные углы поворота УМП при цикле 12 с. Б) Максимальная скорость - 0,06 рад/с, время цикла – 12 с (6 с – подошвенное сгибание, 6 с – тыльное разгибание)

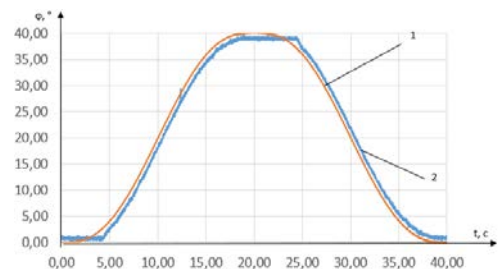


Рис. 6 Заданные и реальные углы поворота УМП при цикле 20 с. В) Максимальная скорость - 0,035 рад/с, время цикла – 20 с (10 с – подошвенное сгибание, 10 с – тыльное разгибание)

Анализ полученных диаграмм показывает наличие запаздывания реального сигнала, отражающего поворот УМП от желаемого. С увеличением скорости величина запаздывания возрастает, достигая при максимальной скорости 0,4 с.

Особый интерес представляет диаграмма реакции стопы на угловое перемещение (см. рис. 7-9).

Анализ этих диаграмм позволяет получить математическую модель, позволяющую прогнозировать значения реакций, возникающих при повороте стопы между УМП и стопой пациента [12]. При подошвенном сгибании величина реакции значительно превышает реакцию при тыльном разгибании. Образуется петля, площадь которой увеличивается с ростом угловой скорости вращения стопы.

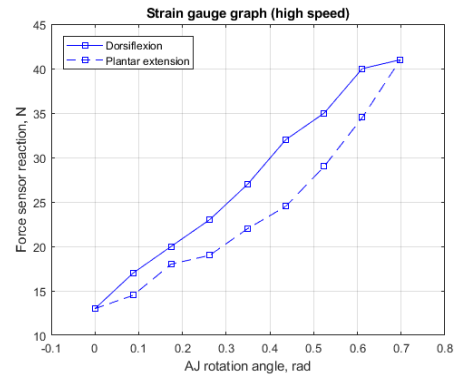


Рис. 7 Зависимость реакции стопы от угла поворота (скорость - 0,175 рад/с, время цикла – 8 с)

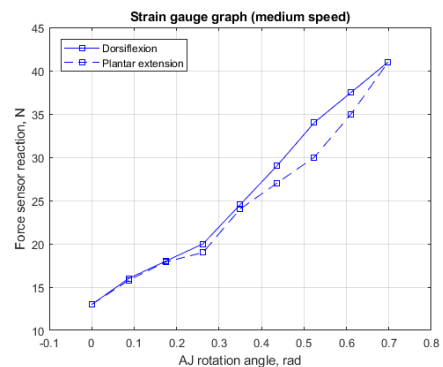


Рис. 8 Зависимость реакции стопы от угла поворота (скорость - 0,06 рад/с, время цикла – 12 с)

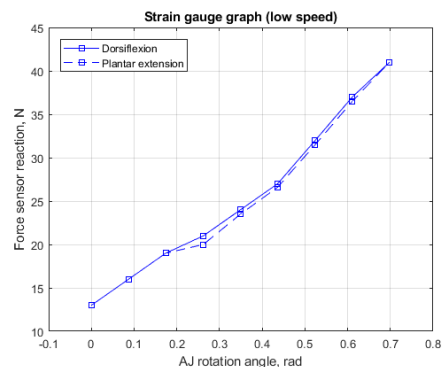


Рис. 9 Зависимость реакции стопы от угла поворота (скорость - 0,035 рад/с, время цикла – 20 с)

Сила  $P$ , представлена в виде суммы двух слагаемых, один из которых определяется жесткостью приложенная мышцами при повороте стопы вокруг ГС будет равна:

$$P = CX + M\dot{X};$$

$$CX = \begin{bmatrix} c_1^+ & c_2^+ \\ c_1^- & c_2^- \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ x^2 \end{bmatrix};$$

$$M\dot{X} = \begin{bmatrix} \mu_1^+ & \mu_2^+ \\ \mu_1^- & \mu_2^- \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{x}^2 \end{bmatrix};$$

где  $x = \varphi d$ ;  $CX$  – приведенная сила, определяемая жесткостью мышц, Н/м;  $d$  – приведенное расстояние от датчика до ГС;  $M\dot{X}$  – приведенная сила, определяемая вязкостью мышц, Н·с/м;  $x$  – удлинение мышц, м;  $\dot{x}$  – скорость удлинения мышц;  $C$  - матрица эмпирических коэффициентов жесткости;  $M$  - матрица эмпирических коэффициентов вязкости

Аппроксимируя полученные экспериментальные графики с помощью метода наименьших квадратов (МНК) можем получить линейные и квадратные уравнения, описывающие поведения системы.

На рис. 10-12 представлены графики экспериментальных данных с наложенными аппроксимированными графиками.

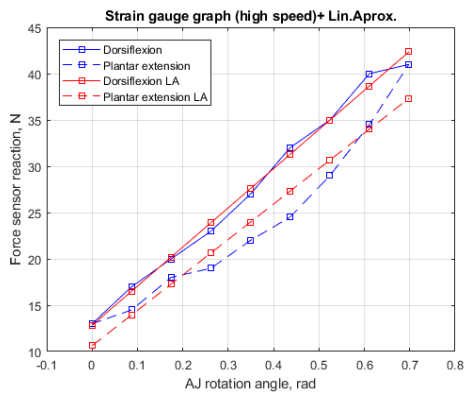


Рис. 10 Экспериментальный и аппроксимированный график (скорость - 0,175 рад/с, время цикла - 8 с, уравнения -  $y = 42,28x + 12,84$  для подошвенного сгибания и  $y = 38,25x + 10,63$  для тыльного разгибания)

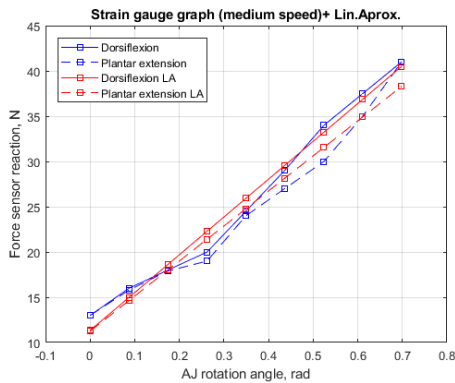


Рис. 11 Экспериментальный и аппроксимированный график (скорость - 0,06 рад/с, время цикла - 12 с, уравнения -  $y = 41,76x + 11,35$  для подошвенного сгибания и  $y = 38,71x + 11,27$  для тыльного разгибания)

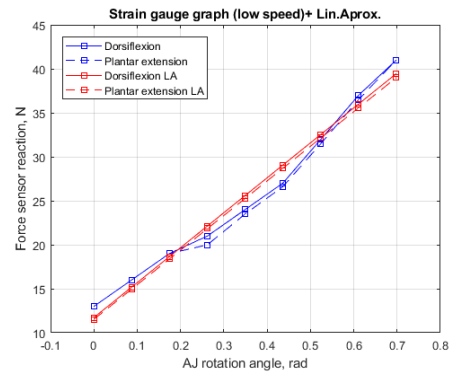


Рис. 12. Экспериментальный и аппроксимированный график (скорость - 0,035 рад/с, время цикла - 20 с, уравнения -  $y = 39,73x + 11,73$  для подошвенного сгибания и  $y = 39,35x + 11,53$  для тыльного разгибания)

Как можно видеть на графиках, система линейных уравнений не дает требуемой точности, соответственно необходимо использовать квадратичные аппроксимацию (рис. 13-15).

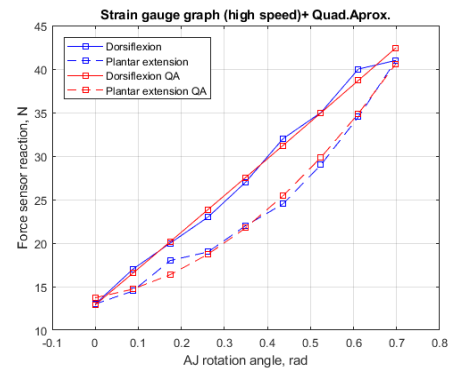


Рис. 13. Экспериментальный и аппроксимированный график (скорость - 0,175 рад/с, время цикла - 8 с, уравнения -  $y = 1,15x^2 + 41,48x + 12,92$  для подошвенного сгибания и  $y = 44,49x^2 + 7,44x + 13,73$  для тыльного разгибания)

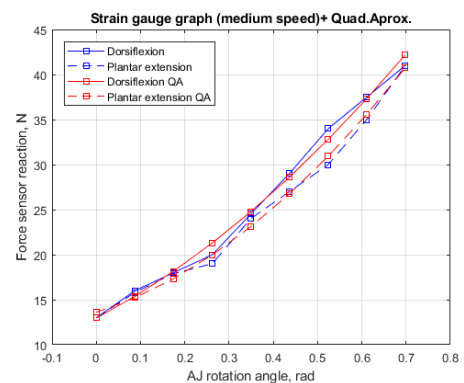


Рис. 14 Экспериментальный и аппроксимированный график (скорость - 0,06 рад/с, время цикла - 12 с, уравнения -  $y = 23,05x^2 + 25,80x + 12,96$  для подошвенного сгибания и  $y = 33,35x^2 + 15,61x + 13,6$  для тыльного разгибания)





Рис. 15. Экспериментальный и аппроксимированный график (скорость - 0,035 рад/с, время цикла - 20 с, уравнения -  $y = 27,33x^2 + 20,80x + 13,63$  для подошвенного сгибания и  $y = 32,27x^2 + 17,00x + 13,78$  для тыльного разгибания)

Анализируя полученные значения, мы можем составить систему уравнений:

$$P^+ = c_1^+ x + c_2^+ x^2 + \mu_1^+ \dot{x} + \mu_2^+ \dot{x}^2; ;$$

$$P^- = c_1^- x + c_2^- x^2 + \mu_1^- \dot{x} + \mu_2^- \dot{x}^2. .$$

Подставляя результаты после аппроксимации мы получаем:

Для цикла 8с:

$$c_1^+ = 423,611 \text{ Н/м}, c_2^+ = 2,727 \text{ Н/м},$$

$$\mu_1^+ = 117,232, \mu_2^+ = 102,605,$$

$$c_1^- = 427,937 \text{ Н/м}, c_2^- = 149,64 \text{ Н/м},$$

$$\mu_1^- = -285,785, \mu_2^- = 3506,737.$$

Для цикла 12 с:

$$c_1^+ = 465,68 \text{ Н/м}, c_2^+ = 162,825 \text{ Н/м},$$

$$\mu_1^+ = -12,097, \mu_2^+ = 918,715,$$

$$c_1^- = 432,321 \text{ Н/м}, c_2^- = 151,157 \text{ Н/м},$$

$$\mu_1^- = -145,709, \mu_2^- = 2218,016,$$

Для цикла 20 с:

$$c_1^+ = 443,305 \text{ Н/м}, c_2^+ = 155,003 \text{ Н/м},$$

$$\mu_1^+ = -66,284, \mu_2^+ = 1489,987,$$

$$c_1^- = 439,394 \text{ Н/м}, c_2^- = 153,632 \text{ Н/м},$$

$$\mu_1^- = -128,099, \mu_2^- = 2068,679.$$

## VI. ШКАЛЫ ДЛЯ ОЦЕНКИ СПАСТИЧНОСТИ

В работе предлагается в качестве основополагающего методологического принципа оценки эффективности реабилитации, является динамика критериев и показателей  $c(x, \dot{x}); \mu(\dot{x})$ , а также сопоставление полученных результатов с ожидаемым результатом в соответствии с поставленной целью.

Использование предлагаемого алгоритма оценки, а также соответствующих критериев и показателей эффективности различных аспектов реабилитации с унифицированной их градацией в качественном и количественном выражении позволяют дать оценку эффективности медицинского, профессионального и социального аспектов реабилитации.

Разработанные критерии и методика оценки эффективности реабилитации обладают высокой информатив-

ностью и практической содержательностью, что позволяет своевременно вносить коррективы в процесс реабилитации.

Для оценки состояния мышц используются следующие шкалы: шкала силы мышечного сокращения и объема произвольных движений (**Medical Research Council Scale — MRCS**), модифицированная шкала Эшворта (**Modified Ashword Scale — MAS**) и модифицированная шкала Тардьё (**Modified Tardieu Scale — MTS**).

Шкала количественной оценки мышечной силы (**MRCS**) предназначена для количественной оценки мышечной силы. Метод диагностики т, с яния голеностопного сустава по **MRCS** основан на измерении силы и угла поворота стопы может быть реализован при наличии устройства для измерения силы и угла поворота стопы, разработанный в диссертации АПМГС позволяет осуществлять измерения этих параметров при движении стопы в сагиттальной, фронтальной плоскостях.

Модифицированная шкала Эшворта (**MAS**) является распространенным инструментом оценки спастичности у пациентов с церебральными параличами и другими состояниями, сопровождающимися повышением мышечного тонуса. Шкала направлена на оценку силы сопротивления мышц к пассивному движению в суставе с переменной скоростью. Использование **MAS** дает возможность оценить тонус мышц и степень подвижности сустава при выполнении пассивного движения. При обследовании мышц-сгибателей, конечность должна быть в положении максимального сгибания, тогда в течение 1 секунды ее необходимо перевести в положение максимального разгибания и измерить угол, на который поворачивается стопа.

Методика работы с **MTS** позволяет применять как активные, так и пассивные режимы диагностики состояния пациента. Использование системы оценки по **MTS** позволило диагностировать основные элементы клинической картины повреждения голеностопа, такие как парез, спастичность, нарушение проприоцепции (мышечное чувство - ощущение положения частей собственного тела относительно друг друга и в пространстве), а также качественно и количественно оценить динамику реабилитации и лечения спастичности.

## VII. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На основе проведенных исследований получены следующие научные и практические результаты:

1. Разработана структура системы реабилитации голеностопного сустава (ГС) на основе реабилитационного экзоскелета, обеспечивающая планирование и реализацию заданных траекторий движения стопы за счет того, что управляемая мобильная платформа (УМП) выполнена в виде "сендвича", с возможностью контроля сило - моментного взаимодействия.

2. Разработан метод выбора условий, обеспечивающих допустимые по физиологическим ограничениям траектории движения стопы на основе кинематического и динамического анализа мобильной платформы (УМП) параллельного механизма в активном и пассивном режимах.

3. Разработана математическая модель, отражающая нелинейную реакцию мышечных тканей голеностопного сустава на деформацию и устанавливающую аналитиче-

скую связь между реакцией, углом поворота и угловой скоростью УМП, параметры которой, определяются на основании регрессионного МНК – анализа.

#### БИБЛИОГРАФИЯ

- [1] Епифанов, В. А. *Лечебная физическая культура и спортивная медицина*. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2007.
- [2] Анатомия стопы [электронный ресурс] /[https://www.sportmedicine.ru/foot\\_anatom.php/](https://www.sportmedicine.ru/foot_anatom.php/)
- [3] «Стопа, голеностопный сустав и голень» [электронный ресурс] /<http://sportwiki.to>
- [4] Емельянова, М. А. *Физическая реабилитация при переломах костей в области голеностопного сустава на стационарном этапе*. Диссертация ... канд. педагогических наук. 2009. Малаховка.
- [5] Аппарат для голеностопного сустава ORMED FLEX 02 [электронный ресурс] /<https://www.ormed.ru/katalog/passivnaya-reabilitatsiya/ormed-flex-02-dlya-golenostopnogo-sustava/>
- [6] Аппарат для реабилитации голеностопа А3 AnkleCPM [электронный ресурс] /<https://www.remingtonmedical.com/product/a3-ankle-cpm/>;
- [7] АРТРОМОТ SP3 — тренажер для продолжительной пассивной разработки голеностопного сустава [электронный ресурс] /<https://reamed.su/catalog/product/artromot-sp3/>
- [8] Реабилитационный тренажер для пассивной разработки голеностопного сустава Kinetic Brevia ankle .
- [9] Войтенко, Р.М. *Социальная медицина и концепция реабилитации*. СПб., 2002.
- [10] Печурин, А. С., Федоров, А. В., Яцун, А. С., Яцун, С. Ф. Математическое моделирование ходьбы человека в реабилитационном экзоскелете с помощью метода видеонализа походки // *Известия Юго-Западного государственного университета*, т. 25, № 3, с.27-40, 2022.
- [11] Шаева Т.В., Дмитриев Е.В. *Течение и свойства жидкостей. Физические основы гемодинамики*: метод. указания. Воронеж: ВГМА, 2012.
- [12] Донской Д.Д., Зацюрский В.М. *Биомеханика*: Учебник для институтов физической культуры. М.: Физкультура и спорт, 1979.
- [13] Евсеев, С. П. Курдыбайло С. Ф., Морозов О. В., Солодков А. С. *Адаптивная физическая культура и функциональное состояние инвалидов*: учебное пособие / под ред. С. П. Евсеева и А. С. Солодкова. СПб.: СПбГАФК им. П. Ф. Лесгафта, 1996.
- [14] Егоров О.Д. *Конструирование мехатронных модулей*: Учебник. МГТУ "СТАНКИН", 2004.
- [15] Епифанов, В.А. *Восстановительная медицина*. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2007.
- [16] Епифанов, В.А. *Лечебная физическая культура и массаж*: учебник. М.: ГЭОТАР-МЕД, 2002.
- [17] Илларионов, В. *Основы реабилитологии* // *Врач*, № 3, с. 6–8, 1997.
- [18] Кадышкин, М.Б. Концептуальные аспекты комплексной оценки реабилитации инвалидов // *В Клинические и социальные аспекты профилактики инвалидности и реабилитации*: сб. науч. тр. СПб., 1992, с. 12–15.
- [19] Карасаева, Л.А. Научное обоснование и совершенствование организационно-методических, правовых и медико-социальных основ системы профессиональной реабилитации инвалидов в Российской Федерации: автореферат дис. ... д-ра. мед наук. СПб., 2011.
- [20] Классификация механотерапевтических устройств [электронный ресурс] /[https://studwood.ru/1781505/meditsina/mehanoterapiya\\_raznovidnosti\\_tsel\\_zadachi](https://studwood.ru/1781505/meditsina/mehanoterapiya_raznovidnosti_tsel_zadachi);
- [21] Компания Dassault Systèmes S.A. Руководство для учащихся по изучению программного обеспечения SolidWorks: Учебное пособие. SolidWorks Corporation, 2010.
- [22] «Основные реологические модели» [электронный ресурс] /<https://docplayer.ru/63627222-4-elementy-reologii-gazrabotka-muslov-s-a.html>
- [23] Коробов, М.В. и др. *Организация и методика разработки индивидуальной программы реабилитации*: уч.-метод. пособие. СПб., 2002.
- [24] Лисовский, В.А. Евсеев С.П., Голофеевский В.Ю., Мироненко А.Н. *Комплексная профилактика заболеваний и реабилитация больных и инвалидов*. М.: Советский спорт, 2001.
- [25] Лурье Б.Я., Энрайт П.Дж. *Классические методы автоматического управления* / Под ред. А.А.Ланнэ. СПб.: БХВ-Петербург, 2004.
- [26] Маккавейский, П.А., Кадышкин М.Б. Методика оценки организации и качества мер реабилитации инвалидов: метод. реком. для врачей ВТЭК. Л., 1988.
- [27] *Материально-техническое обеспечение адаптивной физической культуры*: учебное пособие / под ред. проф. С. П. Евсеева. М.: Советский спорт, 2003.
- [28] *Медицинская реабилитация* / под ред. В. А. Епифанова. М.: МЕД пресс-информ, 2005.
- [29] *Медицинская реабилитация* / под ред. В. М. Боголюбова. Том I. М.: БИНОМ, 2010. .
- [30] *Международная номенклатура нарушений, ограничений жизнедеятельности и социальной недостаточности: руководство по классификации последствий болезней и причин инвалидности*. М., 1995.
- [31] Механотерапия [электронный ресурс] /<https://www.orthoscheb.com/therapy/mekhanoterapiya/>
- [32] О социальной защите инвалидов в Российской Федерации: [Электронный ресурс] // Консультант Плюс.
- [33] *Профессиональная реабилитация инвалидов*: уч. – метод. пособие. М., 2003.
- [34] Реабилитационный тренажер для пассивной разработки голеностопного сустава [электронный ресурс] /<https://www.beka.ru/ru/katalog/domashnyaya-reabilitatsiya/kinetec-brevia-ankle-cpm/>
- [35] *Реабилитация после перелома голеностопа* [электронный ресурс] /<https://savita-spb.ru/materials/reabilitatsiya-posle-pereloma-golenostopa/>
- [36] C. Wang, Y. Fang, S. Guo, and C. Zhou, "Design and kinematic analysis of redundantly actuated parallel mechanisms for ankle rehabilitation" *Robotica*, vol.33, no. 2, pp. 366–384, 2015.
- [37] D. Zeng, H. Wu, X. Zhao, W. Lu, Xuelin Luo "A New Type of Ankle-Foot Rehabilitation RobotBased on Muscle Motor Characteristics" *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, vol. 8, pp. 189-195, 2020.

# Simulation of interaction between a person and a rehabilitation exoskeleton

D.I. Safarov, E.D. Tistsov, S.F. Yatsun

**Abstract** - This paper discusses the current development of exoskeleton systems aimed at the rehabilitation of patients with injuries of the musculoskeletal system, and the ankle joint in particular. This paper describes the design of the rehabilitation exoskeleton, the block diagram of the control system for the measuring path of the rehabilitation exoskeleton, and provides experimental data including forces of reactions between the exoskeleton and the patient, and their analysis is carried out using mathematical modeling and approximation methods, such as the least squares method, to obtain a mathematical model of the behavior of elements of the human musculoskeletal system during rehabilitation procedures. A mathematical model has been developed that reflects the nonlinear response of the muscle tissue of the ankle joint to deformation and establishes an analytical relationship between the reaction, the angle of rotation and the angular velocity of the controlled mobile platform. The article develops the structure of an ankle joint rehabilitation system that ensures planning and implementation of specified trajectories of foot movement through the use of a controlled mobile platform with the ability to control force-moment interaction. A method is proposed for selecting conditions that provide acceptable trajectories of foot movement based on physiological limitations based on kinematic and dynamic analysis of the mobile platform of a parallel mechanism in active and passive modes.

**Keywords** - exoskeleton, rehabilitation, musculoskeletal system, ankle joint, mathematical modeling.

## REFERENCES

- [1] Epifanov, V. A. *Lechebnaja fizicheskaja kul'tura i sportivnaja medicin.* M.: GJeOTAR-Media, 2007. [In Rus]
- [2] Anatomija stopy /[https://www.sportmedicine.ru/foot\\_anatom.php/](https://www.sportmedicine.ru/foot_anatom.php/)
- [3] «Stopa, golenostopnyj sustav i golen'» /<http://sportwiki.to>
- [4] Emel'janova, M. A. *Fizicheskaja rehabilitacija pri perelomah kostej v oblasti golenostopnogo sustava na stacionarnom jetape.* Diss. ... kand. pedagogicheskikh nauk. 2009. Malahovka. [In Rus]
- [5] Apparat dlja golenostopnogo sustava ORMED FLEX 02 [jelektronnyj resurs]/<https://www.ormed.ru/katalog/passivnaya-reabilitatsiya/ormed-flex-02-dlya-golenostopnogo-sustava/>
- [6] Apparat dlja rehabilitacii golenostopa A3 AnkleCPM <https://www.remingtonmedical.com/product/a3-ankle-cpm/>;
- [7] RTROMOT SP3 — trenazher dlja prodolzhitel'noj passivnoj razrabotki golenostopnogo sustava <https://reamed.su/catalog/product/artromot-sp3/>
- [8] Reabilitacionnyj trenazher dlja passivnoj razrabotki golenostopnogo sustava Kinetic Brevia ankle .
- [9] Vojtenko, R.M. *Social'naja medicina i koncepcija rehabilitacii.* SPb., 2002. [In Rus]
- [10] Pechurin, A.S., Fedorov, A.V., Jacun, A.S., Jacun, S.F. "Matematicheskoe modelirovanie hod'by cheloveka v reabilitacionnom jekzoskelete s pomoshh'ju metoda videoanaliza pohodki," *Izvestija Jugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta*, vol. 25, no. 3, pp. 27-40, 2022. [In Rus]
- [11] Shaeva T.V., Dmitriev E.V. *Techenie i svojstva zhidkostej. Fizicheskije osnovy gemodinamiki.* Voronezh: VGMA, 2012. [In Rus]
- [12] Donskoj D.D., Zaciorskij V.M. *Biomehanika: Uchebnik dlja institutov fizicheskij kul'tury.* M.: Fizkul'tura i sport, 1979. [In Rus]
- [13] Evseev, S. P. Kurdybajlo S. F., Morozov O. V., Solodkov A. S. *Adaptivnaja fizicheskaja kul'tura i funkcional'noe sostojanie invalidov /* Eds: S. P. Evseeva i A. S. Solodkova. SPbGAFK im. P. F. Lesgafta. SPb., 1996. [In Rus]
- [14] Egorov O.D. *Konstruirovanie mehatronnyh modulej.* MGTU "STANKIN", 2004. [In Rus]
- [15] Epifanov, V.A. *Vosstanovitel'naja medicina.* M.: GJeOTAR-Media, 2007. [In Rus]
- [16] Epifanov, V. A. *Lechebnaja fizicheskaja kul'tura i massazh.* M.: GJeOTAR-MED, 2002. [In Rus]
- [17] Illarionov, V. :Osnovy reabilitologii", *Vrach*, no 3, pp. 6–8, 1997.
- [18] Kadyskin, M.B. "Konceptual'nye aspekty kompleksnoj ocenki reabilitacii invalidov," In *Klinicheskie i social'nye aspekty profilaktiki invalidnosti i rehabilitacii:* sb. nauch. tr. SPb., 1992, pp. 12–15. [In Rus]
- [19] Karasaeva, L.A. *Nauchnoe obosnovanie i sovershenstvovanie organizacionno-metodicheskikh, pravovyh i mediko-social'nyh osnov sistemy professional'noj reabilitacii invalidov v Rossijskoj Federacii:* avtoreferat dis. ... d-ra. med nauk. SPb., 2011. [In Rus]
- [20] Klassifikacija mehanoterapevticheskikh ustrojstv[jelektronnyj resurs]/[https://studwood.ru/1781505/meditsina/mehanoterapiya\\_raznovidnosti\\_tsel\\_zadachi](https://studwood.ru/1781505/meditsina/mehanoterapiya_raznovidnosti_tsel_zadachi;);
- [21] Kompanija Dassault Systèmes S.A. *Rukovodstvo dlja uchashhihsja po izucheniju programmnoho obespechenija SolidWorks.* SolidWorks Corporation, 2010. [In Rus]
- [22] «Osnovnye reologicheskie modeli» [jelektronnyj resurs]<https://docplayer.ru/63627222-4-elementy-reologii-razrabotkamuslov-s-a.html>
- [23] Korobov, M.V. et al. *Organizacija i metodika razrabotki individual'noj programmy rehabilitacii.* SPb., 2002. [In Rus]
- [24] Lisovskij, V.A. Evseev S.P., Golofeevskij V.Ju., Mironenko A.N. *Kompleksnaja profilaktika zabolevanij i rehabilitacija bol'nyh i invalidov.* M.: Sovetskij sport, 2001. [In Rus]
- [25] Lur'e B.Ja., Jenrajt P.Dzh. *Klassicheskie metody avtomaticheskogo upravljenja /* Ed. A.A.Lannje. SPb.: BHV-Peterburg, 2004. [In Rus]
- [26] Makkavejskij, P.A., Kadyskin M.B. *Metodika ocenki organizacii i kachestva mer rehabilitacii invalidov:* metod. rekom. dlja vrachej VTJeK. L., 1988. [In Rus]
- [27] *Material'no-tehnicheskoe obespechenie adaptivnoj fizicheskij kul'tury /* Ed. prof. S. P. Evseeva. M.: Sovetskij sport, 2003. [In Rus]
- [28] *Medicinskaja rehabilitacija /* Ed. V. A. Epifanova. M.: MED press-inform, 2005. [In Rus]
- [29] *Medicinskaja rehabilitacija /* Ed. V. M. Bogoljubova. V. I. M.: BINOM, 2010. [In Rus]
- [30] *Mezhdunarodnaja nomenklatura narushenij, ogranichenij zhiznedejatel'nosti i social'noj nedostatochnosti: rukovodstvo po klassifikacii posledstvij boleznej i pricin invalidnosti.* M., 1995. [In Rus]
- [31] *Mehanoterapija /* <https://www.orthoscheb.com/therapy/mekhanoterapiya/>
- [32] O social'noj zashhite invalidov v Rossijskoj Federacii: Konsul'tant Pljus. [In Rus]
- [33] *Professional'naja rehabilitacija invalidov.* M., 2003.
- [34] Reabilitacionnyj trenazher dlja passivnoj razrabotki golenostopnogo sustava <https://www.beka.ru/ru/katalog/domashnyaya-reabilitatsiya/kinetec-brevia-ankle-cpm/>
- [35] Reabilitacija posle pereloma golenostopa <https://savita-spb.ru/materials/reabilitaciya-posle-pereloma-golenostopa/>
- [36] C. Wang, Y. Fang, S. Guo, and C. Zhou, "Design and kinematic analysis of redundantly actuated parallel mechanisms for ankle rehabilitation" *Robotica*, vol.33, no. 2, pp. 366–384, 2015.
- [37] D. Zeng, H. Wu, X. Zhao, W. Lu, Xuelin Luo "A New Type of Ankle-Foot Rehabilitation RobotBased on Muscle Motor Characteristics" *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, vol. 8, pp. 189-195, 2020.

## About of Authors

**D.I. Safarov**, Azerbaijan Technical University, 25 HüseyinCavidProspekti, Bakı 1073, Azerbaijan. (email: safarov@azeraluminium.com)

**E.D. Tistsov**, South-West State University, Kursk, Russia (e-mail: tistsov@gmail.com).

**S.F. Jatsun**, South-West State University, Kursk, Russia (e-mail: teormeh@inbox.ru).