

И. Н. Дашевский, канд. физ.-мат. наук, ст. науч. сотр., dash@ipmnet.ru,
М. М. Князьков, канд. техн. наук, ст. науч. сотр., ipm_labrobotics@mail.ru,
А. Н. Суханов, мл. науч. сотр., sukhانov-artiom@yandex.ru,
 Институт проблем механики им. А. Ю. Ишлинского РАН

Разработка алгоритмов управления полуавтоматическим ортезом¹

Рассматривается развитие научных основ создания и управления полуавтоматическими ортезами конечностей человека для реабилитации двигательных функций, нарушившихся из-за травм и иных заболеваний. Обсуждается возможное использование сенсоров усилия для регулировки уровня нагрузки на стопу пациента и формирование на базе информации от сенсоров, характеризующих состояние пациента, данных по коэффициенту разгрузки ортезированной конечности в широком диапазоне окружного натяга. Выбрана и разработана платформа для системы управления, основанная на модульной архитектуре с возможностью модернизации.

Ключевые слова: биомеханика, разгрузка, механика деформируемого тела, моделирование, активные ортезы

Введение

Переломы трубчатых костей относятся к типовым травмам в практике хирурга-травматолога. Традиционное средство, используемое при их лечении — гипсовые повязки, накладываемые на сроки до 10...12 недель [1]. Столь длительные сроки обездвижения имеют следствием заметное ослабление и атрофию костно-мышечного аппарата и удлинение сроков реабилитации [2, 3].

Появившиеся за последние 30 лет новые материалы позволили постепенно вытеснить гипсовые повязки и шины ортопедическими конструкциями нового типа — высокотехнологичными ортезами. Эти устройства имеют возможность гибкой настройки под конкретного пациента в течение всего периода лечения, что позволяет обеспечить лучшую фиксацию и разгрузку, уменьшить сроки и улучшить качество лечения. По этой причине они более актуальны в лечении переломов и их осложнений, для коррекции и профилактики развития ортопедических дефектов, для восстановления утраченных форм и функций опорно-двигательной системы.

Ортезы (греч. orthos — прямой, правильный) — технические средства, применяемые в медицине, спорте и быту и предназначенные для профилактики и лечения повреждений, ортопедических заболеваний и дефектов, а также восстановления утраченных форм и функций опорно-двигательного аппарата. Термин "ортез" может означать различные приспособления: наколенники, стельки, корсеты, тьюторы и т.д. [4]. Главные функции ортезов: фиксация, разгрузка, коррекция и ак-

тивизация функций поврежденной конечности. На конечностях используют такие типы ортезов, как тьютор (фиксирующее ортопедическое устройство, состоящее из гильз, соединенных шинами без шарниров, рис. 1), лонгета (полуоткрытый тьютор), ортопедический аппарат (тьютор с суставными шарнирами), специальная обувь и др.

Полная нагрузка конечности до наступления консолидации может привести к осложнениям и повторным повреждениям проблемного участка [5, 6], и в то же время недостаточная нагрузка ведет к дегенерации костно-мышечной системы и увеличению времени восстановления [2, 3]. Поэтому для эффективного использования ортеза необходимо создавать уровень разгрузки, при котором, с одной стороны, снижена опасность повторных повреждений, а с другой, обеспечена возможность проведения динамической коррекции поврежденного сегмента в функционально-правильном положении, что способствует восстановлению локомоторной функции конечности и ранней реабилитации в максимально комфортных условиях при различной локализации и характере повреждения [11, 12]. Это определяет важность и актуальность проблемы изучения возможностей управления разгрузкой [13].



Рис. 1. Тьюторы на бедро, голень и на всю ногу

¹ Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 14-08-01266 А



Рис. 2. Жесткие ортезы как элементы медицинских экзоскелетов

В работах [14, 15] была высказана гипотеза о возможности эффективного управления уровнем разгрузки пораженной зоны путем варьирования степени воздействия ортеза на пораженную область (управление боковой компрессией). В настоящее время настройку ортезов проводят исходя из эмпирических данных. В процессе лечения по мере образования зазора между конечностью и ортезом устройство периодически фиксируется лечащим врачом или пациентом. В связи с этим авторами статьи предлагается разработка следящей системы мониторинга степени разгрузки и связанной с ней системы подстройки уровня разгрузки пораженной области. Данная система будет реализована в виде полуавтоматической системы управления коэффициентом разгрузки ортезированной конечности. Жесткие ортезы могут рассматриваться как элементы внешнего скелета (экзоскелета) конечности или позвоночника, конструктивно повторяя их анатомию и биомеханику (рис. 2).

В мировой научной литературе стремительно растет число публикаций, посвященных технологиям реабилитации человека с использованием экзоскелетных устройств (активных ортезов). Это свидетельствует о чрезвычайной актуальности этой медицинской проблемы и возможности ее инженерного обеспечения на основе современных достижений робототехники, мехатроники и информационных технологий [16].

1. Методы и средства реабилитации двигательных функций человека

Производственные и бытовые травмы негативно сказываются на работоспособности человека, а также снижают его мобильность. Существующие методики реабилитации пациентов после травм (растяжений, переломов) основываются на иммобилизации поврежденного участка тела с помощью наложения шин или гипса после соответствующей медицинской помощи. Данная практика предполагает длительное восстановление и снижение работоспособности и мобильности человека. Применение ортезов, экзоскелетных устройств, позволяющих

снизить нагрузку на поврежденную конечность с сохранением мобильности и стабилизацией суставов, становится актуальным направлением в практике посттравматической реабилитации. Автоматизация данных устройств дает большое преимущество перед неуправляемыми системами, позволяющими только фиксировать положение конечности по желанию пациента или предписанию врача [17]. При этом задачей, стоящей перед разработчиком автоматизированного ортопедического устройства, является создание мехатронной управляемой системы, снабженной исполнительным устройством, выполняющим предписанную ему функцию, и сенсорной системы, позволяющей оценить взаимодействие человека и ортопедического устройства в любой момент времени для своевременного выполнения команд управления.

В данной работе предлагается концептуальная схема автоматизированного голеностопного ортеза с активным модулем фиксации на ноге пациента, управляемым микрокомпьютером на основе информации о фазе движения пациента, получаемой системой сенсоров, интегрированных в конструкцию голеностопного ортеза. Разрабатываемый модуль позволит фиксировать ортез на ноге пациента с необходимой податливостью, а также будет поддерживать этот уровень фиксации в процессе воздействия динамических нагрузок на поврежденную конечность [18].

Для управления уровнем разгрузки ортезированной конечности как интегральной характеристикой можно использовать систему, реализованную на базе простых в реализации алгоритмов. Поэтому актуальной задачей является разработка и техническая реализация упрощенной мобильной системы измерения степени разгрузки конечности в ортезе и полуавтоматической системы управления боковой компрессией ортеза по сигналам от сенсоров усилия для регулировки уровня разгрузки. Перспективами дальнейшей работы в этом направлении могут стать исследования возможностей полуавтоматического управления процессом реабилитации пациентов с нарушениями двигательных функций конечностей с помощью активных ортезов (экзоскелетов) конечности.

Рассматриваемые ортезы должны быть оснащены набором датчиков, иметь алгоритмы интеллектуального поведения и программное обеспечение, которые позволят адаптировать работу такой системы к фактическому состоянию пациента и ходу процесса реабилитации.

В качестве датчиков можно использовать сенсоры усилия для регулировки уровня нагрузки на стопу пациента. При этом на базе информации от сенсоров, характеризующих состояние пациента, формируются данные по коэффициенту разгрузки

ортезированной конечности в широком диапазоне окружного натяга.

В работе рассмотрена платформа для системы управления, основанная на модульной архитектуре с возможностью модернизации.

2. Алгоритм принятия решений в ручном и автоматическом режиме управления ортезом

Ядром предлагаемой системы (рис. 3) выступает микроконтроллер с программным обеспечением, позволяющим вести диалог с пользователем посредством системы человеко-машинного интерфейса. Данный диалог подразумевает принятие команд от пациента для ослабления или усиления фиксации ортезного устройства на ноге. Исполнительное устройство, представленное электродвигателем, будет выполнять команды микроконтроллера на совершение необходимого действия. Приводная система фиксации может быть как механической, так и пневматической, что расширяет область применения устройства в зависимости от вида травмы. Система тензорезисторов, являющихся сенсорными элементами, интегрирована в конструкцию голеностопного ортеза. Данная система осуществляет мониторинг силовых нагрузок на поврежденную конечность. При отклонении показаний датчиков от референсных значений следящая система электропривода получает сигнал на выполнение необходимой инструкции от контроллера.

Выявление фазы движения ноги пациента происходит по динамике показаний датчиков на ступне ортопедического устройства (рис. 4). Тензометрические датчики реагируют на взаимодействие стопы поврежденной ноги с устройством. Целью устройства является снижение давления на стопу с сохранением функциональных возможностей ноги пациента. Таким образом, выявляя превышение определенного уровня давления на стопу во время движения, микроконтроллер должен выработать управляющее воздействие на исполнительный элемент для усиления фиксации ортеза, тем самым увеличив жесткость системы.

Уровень жесткости фиксации ортеза на ноге пациента будет определяться из условия наличия отклонения от среднеквадратичного значения силомоментного воздействия на сенсорные элементы в стопе устройства с предустановленной пятипроцентной трубкой точности:

$$X_{\text{ср}} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2}, \quad (1)$$

где n — число интегрированных в стопу датчиков; x — показание датчика; i — номер датчика. Алгоритм работы

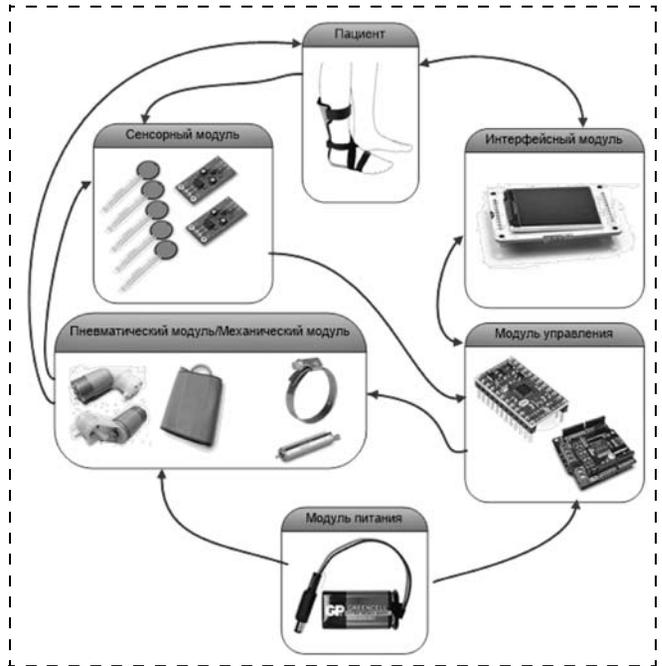


Рис. 3. Обобщенная схема активного ортопедического устройства

программы принятия решения о необходимом усилении или ослаблении фиксации должен включать в себя обработку набора данных, полученных от информационной системы ортеза. Ручное управление фиксацией должно позволять пациенту вести настройку чувствительности системы, а также контролировать уровень фиксации для комфорта использования устройства.

Автоматический режим работы позволяет отслеживать историю воздействия стопы пациента

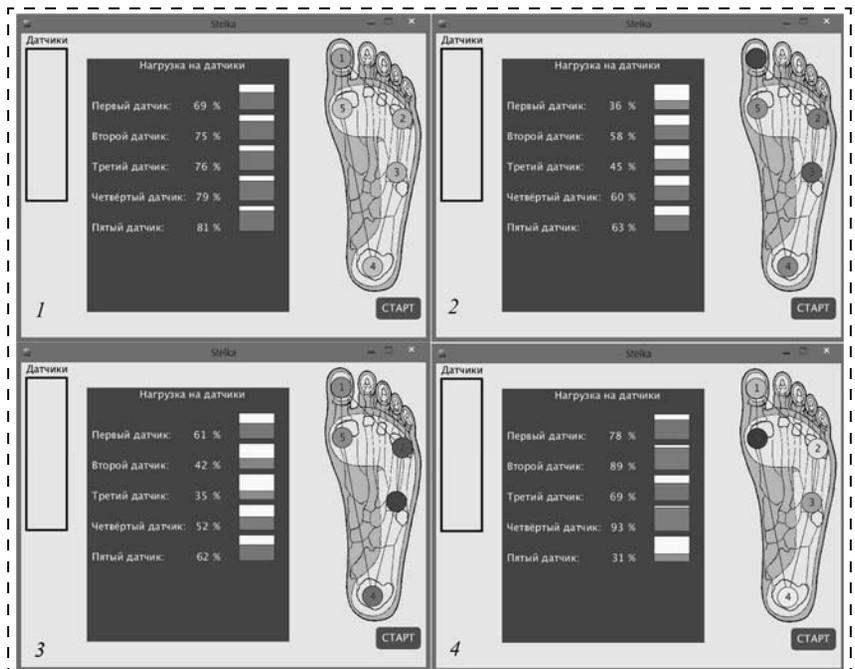


Рис. 4. Динамика изменений показаний датчиков при ходьбе

на ортез, а также следить за текущим уровнем среднеквадратичного значения $X_{\text{ср}}$ (RMS) давления. Полученные данные поступают для обработки, и на основе этой информации вырабатывается решение о работе исполнительской системы. Динамические нагрузки на стопу повышают уровень давления между стопой пациента и ортезным устройством и дают оценку изменения RMS давления за определенный период времени, что позволяет сделать вывод о перемещении человека и, следовательно, необходимости увеличения фиксации.

Статические нагрузки не дают относительного изменения значения RMS давления, однако нахождение значения RMS давления в пределах зоны допустимости, определяемой чувствительностью системы и настраиваемой пользователем, позволяет поддерживать текущий уровень фиксации. При отсутствии или существенном снижении значения RMS давления на стопу и незначительном изменении значения RMS давления во времени система может сделать вывод о том, что пациент не нуждается в дальнейшей фиксации и может ослабить фиксацию ортеза.

Система принятия решения реализуется на основе применения технологии нечеткой логики и составления правил и функций принадлежности, включающих необходимую информацию о показаниях тензодатчиков сенсоров и изменении значения RMS давления во времени (рис. 5).

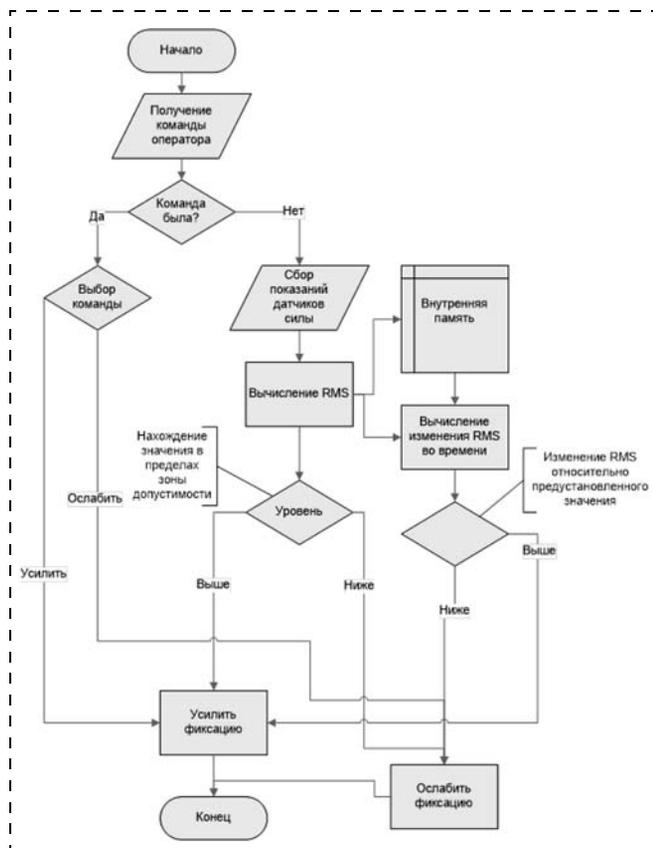


Рис. 5. Цикл работы системы принятия решения

Заключение

В результате проведенных аналитических и экспериментальных исследований была синтезирована система оцифровки силомоментного воздействия на опорную поверхность ноги человека с минимальными временными задержками без потери полезности сигналов с выводом изображения и усредненного значения давления на ЖК дисплей.

По итогам анализа номограмм, полученных в ходе экспериментальных исследований, было выявлено минимальное число сенсоров, необходимых для интеграции в экспериментальной модели, что позволит существенно снизить себестоимость системы по сравнению с существующими аналогами.

Решена задача создания экономичной модели стелек-сенсоров давления и носимого блока с системой оцифровки и обработки снимаемых сигналов и ЖК дисплеем для индикации измеряемой относительной интегральной нагрузки на стопу. Перспективами дальнейших исследований в данной области могут быть:

- создание полуавтоматической системы управления боковой компрессией ортеза по сигналам от сенсоров давления для регулировки уровня разгрузки;
- построение макетного образца активного ортеза, отладка, тестирование и доводка созданной системы управления степенью разгрузки ортезом пораженной конечности.

Список литературы

1. **Травматология:** национальное руководство / Под ред. Г. П. Котельникова, С. П. Миронова. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. 808 с.
2. **Зоря В. И., Васильев А. П., Корчешный Н. Н., Лужников И. Б.** Лечение ложных суставов трубчатых костей у подростков и взрослых // Сб. тезисов Межд. конгресса "Современные технологии в травматологии, ортопедии: ошибки и осложнения — профилактика и лечение". 05—07.10.2004, Москва. С. 36.
3. **Ключевский В. В.** Хирургия повреждений. Ярославль: ДИА-пресс, 1999. С. 198—203.
4. **Никитин С. Е., Ключевский В. В.** Ортозотерапия в системе лечения переломов и их последствий // Хирургия повреждений. Руководство для хирургов и травматологов районных больниц, врачей участковых больниц, фельдшеров ФАП и здравпунктов. М.: ГЭОТАРМедиа, 2013. С. 336—369.
5. **Азизян Р. В.** Комплексное лечение множественных переломов нижних конечностей с применением ортезов: Автореферат канд. мед. наук, Ереван — 2002.
6. **Гаркавенко Ю. Е., Поздеев А. П.** Ошибки и осложнения при удлинении нижней конечности у детей // Вестник гильдии протезистов-ортопедов. 2002. № 3. С. 61—63.
7. **Каулен В. Д.** Функциональное лечение диафизарных переломов голени укороченными гипсовыми повязками. Автореферат канд. мед. наук. М., 1989 г.
8. **Кашигина Е. А., Панфилов В. М., Никифорова Е. А.** Функциональное лечение диафизарных переломов голени // Вестник Российского государственного медицинского университета. 2003. № 5 (31). С. 51—55.
9. **Корж А. А., Меженина Е. П., Печерский А. Г., Рынденко В. Г.** Справочник по травматологии и ортопедии / Под ред. А. А. Коржа и Е. П. Межениной. Киев: Здоров'я, 1980. С. 216.
10. **Дашевский И. Н., Никитин С. Е.** Экспериментальное изучение и биомеханическое моделирование функции разгрузки тугор нижних конечностей. Препринт РАН. Ин-т проблем механики; № 968. М., 2011. 57 с.

11. Дашевский И. Н., Никитин С. Е. Биомеханика разгрузки нижних конечностей при ортезировании // Российский журнал биомеханики. 16 с. (в печати).

12. Юревич Е. И. Основы робототехники. СПб.: БХВ-Петербург, 2005. 401 с.

13. Mehrholz J., Pohl M. Electromechanical-assisted gait training after stroke: a systematic review comparing end-effector and exoskeleton devices // J. Rehabil. Med. 2012. Mar; 44 (3): 193–9.

14. Ермолов И. Л., Градецкий В. Г., Князьков М. М., Семёнов Е. А., Суханов А. Н., Крюкова А. А. Motion Control Algorithms for the Exoskeleton Equipped with Pneumatic Drives. Nature Inspired Mobile Robotics // Proc. of the 16th International Conference on Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines. 2013. P. 27–34.

15. Ермолов И. Л., Градецкий В. Г., Князьков М. М., Семёнов Е. А., Суханов А. Н. The Dynamics of the Exoskeleton Leg as a Multybody System // The 2nd Joint Internat. Conf. on Multybody System Dynamics May 29–June 1. 2012. Stuttgart, Germany.

16. Петин В. А. Проекты с использованием контроллера Arduino. СПб: БХВ-Петербург, 2014. 400 с.

17. Ермолов И. Л., Градецкий В. Г., Князьков М. М., Семёнов Е. А., Суханов А. Н. Исследование ноги экзоскелета как многозвенной системы // Матер. конф. "Автоматизация и Информационные технологии", 24 марта 2011, Москва. С. 50–54.

18. Caldwell G. Darwin, Tsagarakis G. Nikolaos. Development and Control of a 'Soft-Actuated' Exoskeleton for Use in Phisiotherapy and Training // Autonomous Robots. July 2003. Vol. 15, N. 1. P. 21–33.

Development of the Control Algorithms for the Semiautomatic Orthosis Devices

I. N. Dashevsky, dash@ipmnet.ru, M. M. Knyazkov, ipm_labrobotics@mail.ru✉,
A. N. Sukhanov, sukhanov-artyom@yandex.ru,
Institute for Problems in Mechanics of the Russian Academy of Sciences,
Moscow, 119526, Russian Federation

Corresponding author: Knyazkov Maksim M., Ph. D., Senior Researcher,
Institute for Problems in Mechanics of the Russian Academy of Sciences,
Moscow, 119526, Russian Federation, e-mail: ipm_labrobotics@mail.ru

Received on October, 31, 2016
Accepted on November, 21, 2016

This paper is devoted to the research and development of the control techniques for the semiautomatic orthosis devices of human limbs. Such devices are used for rehabilitation of the human limbs after various injuries or diseases. The designed orthosis devices should be equipped with a set of the force-sensors, adaptive control algorithms and software for an intellectual adjustment to a patient. This allows creation of a reliable system for rehabilitation. Force-sensors are used to obtain information from a patient during walking. Based on this data the designed controller forms the desired control for the assistance device to provide support for the patient. Also, there is a manual control mode. In this mode the controller receives commands from a patient via a human-machine interface. The fixation system represented by a motor or an air pump adjusts the orthosis with the optimal force on the patient's limb. The current parameters are sent to an LCD monitor. The experiments demonstrated forces from the patients' feet during different physical exercises. The parameters for an air pump switching were obtained. These parameters were used for the control algorithms in the controller.

Keywords: biomechanics, assistance, mechanics of strength and fracture of materials, simulation, active orthosis device

Acknowledgements: This work was supported by the Russian Foundation for Basic Research, project number 14-08-01266.

For citation:

Dashevsky I. N., Knyazkov M. M., Sukhanov A. N. Development of the Control Algorithms for the Semiautomatic Orthosis Devices, *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2017, vol. 18, no. 4, pp. 233–238.

DOI: 10.17587/mau.18.233-238

References

1. Kotelnikov G. P., Mironov S. P., *Travmatologiya: nacionalnoe rukovodstvo* (Traumatology: national manual), Moscow, GEHOTAR-Media, 2008, 808 p. (in Russian).

2. Zorya V. I., Vasilev A. P., Korchebnij N. N., Luzhnikov I. B. *Lechenie lozhnyh sustavov trubchatyh kostej u podrostkov i vzroslyh* (Treatment of false joints of tubular bones in adolescents and adults), Proc. of International Congress "Modern technologies in traumatology and orthopedics: mistakes and complications — prevention, treatment", 05–07.10.2004, Moscow, p. 36. (in Russian).

3. Klyuchevskij V. V. *Hirurgiya povrezhdenij* (Surgery of injuries) Yaroslavl, 1999, pp. 198–203 (in Russian).

4. Nikitin S. E., Klyuchevskij V. V. *Ortezoterapiya v sisteme lecheniya perelomov i ih posledstvij* (Arteterapia in the treatment of fractures and their consequences), *Khirurgiya povrezhdenij. Rukovodstvo dlya khirurgov i travmatologov raionnykh bol'nits, vrachei uchastkovykh bol'nits, fel'dsherov FAP i zdpravnikov* (Surgery of injuries. A guide for surgeons and traumatologists of district hospitals, local hospitals,

paramedics, health posts), Moscow, GEHOTARMedia, 2013, pp. 336–369 (in Russian).

5. Azizyan R. V. *Kompleksnoe lechenie mnozhestvennyh perelomov nizhnih konechnostej s primeneniem ortezov* (A complex treatment of multiple fractures of the lower extremities with the use of orthoses devices), Abstract of Cand. med. of Sciences, Erevan, 2002 (in Russian).

6. Garkavenko Y. E., Pozdeev A. P. *Oshibki i oslozheniya pri udlenenii nizhnej konechnosti u detej* (Mistakes and complications when extending the lower limbs of children), *Vestnik Gildii Protezistov-Ortopedov*, 2002, no.3, pp. 61–63. (in Russian).

7. Kaulen V. D. *Funkcionalnoe lechenie diafizarnykh perelomov goleni ukorochennymi gipsovymi povyazkami* (Functional treatment of diaphyseal fractures of the tibia with shortened casts), *Abstract of Cand. med. of Sciences*, Moscow, 1989 (in Russian).

8. Kashigina E. A., Panfilov V. M., Nikiforova E. A. *Funkcionalnoe lechenie diafizarnykh perelomov goleni* (Functional treatment of diaphyseal fractures of the tibia), *Vestnik Rossijskogo gosudarstvennogo medicinskogo universiteta*, 2003, no. 5 (31), pp. 51–55 (in Russian).

9. Korzh A. A., Mezhenina E. P., Pecherskij A. G., Ryndenko V. G. *Spravochnik po travmatologii i ortopedii* (Handbook of traumatology and orthopedics), Kiev, Zdorovya, 1980, p. 216 (in Russian).

10. Dashevskij I. N., Nikitin S. E. *Eksperimentalnoe izuchenie i biomekhanicheskoe modelirovanie funktsii razgruzki tutorov nizhnih konechnostej* (Experimental investigation and biomechanical modeling of the unloading function of lower limb splints.), Moscow, 2011, 57 p. (Preprint/ RAS. IPM RAS; № 968) (in Russian).

11. Dashevskij I. N., Nikitin S. E. *Biomekhanika razgruzki nizhnih konechnostej pri ortezirovanii* (Biomechanics of the unloading of the

lower extremities in the orthotics), *Russian Journal on Biomechanics*, 16 p. (in Russian).

12. **Yurevich E. I.** *Osnovy robototekhniki* (Fundamentals of robotics), BHV-Peterburg, 2-d edition, 2005, 401 p. (in Russian).

13. **Mehrholz J., Pohl M.** Electromechanical-assisted gait training after stroke: a systematic review comparing end-effector and exoskeleton devices, *J. Rehabil. Med.*, 2012, Mar; 44 (3): 193–9.

14. **Ermolov I. L., Gradeckij V. G., Knyaz'kov M. M., Semyonov E. A., Suhanov A. N., Kryukova A. A.** Motion Control Algorithms for the Exoskeleton Equipped with Pneumatic Drives. Nature Inspired Mobile Robotics, *Proc. of the 16th International Conference on Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines*, 2013, pp. 27–34.

15. **Ermolov I. L., Gradeckij V. G., Knyaz'kov M. M., Semyonov E. A., Suhanov A. N.** The Dynamics of the Exoskeleton Leg as

a Multibody System, *The 2nd Joint International Conference on Multibody System Dynamics*, 2012, May 29–June 1, Stuttgart, Germany.

16. **Petin V. A.** *Proekty s ispolzovaniem kontrollera Arduino* (The projects using the Arduino controller), BHV-Peterburg, 2014, 400 p. (in Russian).

17. **Ermolov I. L., Gradeckij V. G., Knyaz'kov M. M., Semyonov E. A., Suhanov A. N.** *Issledovanie nogi ehkzoskeleta kak mnogozvennoj sistemy* (The study of the leg of the exoskeleton as a multilink system), in proceedings of *Avtomatizaciya i Informacionnye Tekhnologii*, 2011, pp. 50–54 (in Russian).

18. **Caldwell G. Darwin, Tsagarakis G. Nikolaos.** Development and Control of a 'Soft-Actuated' Exoskeleton for Use in Physiotherapy and Training, *Autonomous Robots*, July 2003, vol. 15, no. 1, pp. 21–33.

УДК 531.3

DOI: 10.17587/mau.18.238-245

А. В. Борисов, канд. техн. наук, доц., BorisowAndrej@yandex.ru,

Л. В. Кончина, канд. физ.-мат. наук, доц., la_kon@mail.ru,

Филиал ФГБОУ ВО НИУ "МЭИ" в г. Смоленске

Сравнительный анализ алгоритмов управления экзоскелетом со звеньями переменной длины¹

Рассматривается актуальная задача автоматизации движения антропоморфных систем. Проводится сравнительный анализ двух подходов к решению задачи управления движением экзоскелета: управление путем считывания и усиления управляющих импульсов человека и управление с использованием аналитических алгоритмов управления движением. Отличием данной работы от имеющихся является использование в экзоскелете звеньев переменной длины.

Ключевые слова: экзоскелет, алгоритмы управления, звено переменной длины, кинематические характеристики движения, управляющие моменты

Введение

При моделировании опорно-двигательного аппарата человека изменение длины звена связано со многими факторами: 1) с силами и реакциями, возникающими при ходьбе, вызывающими деформации кости и хрящевых тканей сустава; 2) со смещениями в суставе за счет синовиальной жидкости, неидеальности самой формы сустава; 3) с изменением длины звена за счет того, что кость не является идеально прямым стержнем; 4) с изменением положения оси вращения при перекачивании головки кости по мениску при движении в коленном суставе (рис. 1).

В работе [2] указывается, что вызванное неучтенным перекачиванием кости в коленном суставе изменение длины звена приводит к травмам человека при использовании экзоскелета с абсолютно твердыми звеньями. В этой же работе предложена эквивалентная кинематическая модель, основанная на кулачках неправильной формы, моделирующих контакт кость-к-кости в коленном суставе человека, чей контур получается путем определения мгновенного центра вращения. В качестве основного инструмента измерения использована систе-

ма видеонаблюдения, в результате получена информация о перемещениях мгновенного центра вращения в области коленного сустава.

Следовательно, изменение длины звена связано не только с действием сил и моментов сил при движении, но и с изменением длины за счет геометрии конечности в связи с переменностью взаимного положения звеньев опорно-двигательного аппарата человека. Описать изменение длины звена под влиянием факторов различной природы наиболее эффективно можно, приняв в качестве модели звено переменной длины как функции времени, полагая, что все характеристики (угол поворота, длина, положение центра масс звена) являются функциями времени: $\varphi = \varphi(t)$, $l = l(t)$, $\Delta l = \Delta l(t)$, $C_l = C_l(t)$.

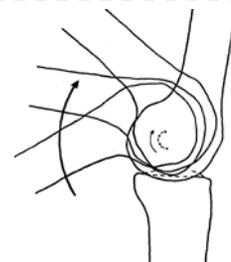


Рис. 1. Траектория мгновенных центров вращения (отмечена точками) в здоровом коленном суставе человека [1]

¹ Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (грант № 15-41-03224p_центр_А).