

3. *Karmakar C.K., Khandoker A.H., Gubbi J., Palaniswami M.* Complex correlation measure: A novel descriptor for Poincaré plot // *BioMedical Engineering OnLine*. 2009. № 8, 17.
4. *Zhang L., Guo T., Xi B., Fan Y., Wang K., Bi J., Wang Y.* Automatic recognition of cardiac arrhythmias based on the geometric patterns of Poincaré plots // *Physiological Measurements*. 2015. № 36. PP. 283-301.
5. *Mohareri S., Dabanloo N.J., Rezaei S., Parvaneh S.* New feature set for better representation of dynamic of RR intervals in Poincaré plot // *Computing in Cardiology*. 2017. № 44. PP. 321-395.
6. *Golinska A.K.* Poincaré Plots in Analysis of Selected Biomedical Signals // *Studies in Logic, Grammar and Rhetoric*. 2013. № 35. PP. 117-127.
7. *Brennan M., Palaniswami M., Kamen P.* Do Existing Measures of Poincaré Plot Geometry Reflect Nonlinear Features of Heart Rate Variability? // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2001. Vol. 48. № 11. PP. 1342-1347.
8. *Тимофеева П.Ю., Алексеев Б.Э., Манило Л.А., Немирко А.П.* Алгоритм автоматического представления динамики корреляционных ритмограмм на длинных записях сигналов / XIV Международная научная конференция «Физика и ра-

диоэлектроника в медицине и экологии» ФРЭМЭ'2020, секция 2 «Биокибернетика и математическое моделирование», Владимир – Суздаль 1-3 июля 2020 г., Россия. Доклады. С. 121-123.

Полина Юрьевна Тимофеева,
магистрант,
Борис Эдуардович Алексеев,
магистрант,
Людмила Алексеевна Манило,
д-р техн. наук, профессор,
Анатолий Павлович Немирко,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра биотехнических систем,
ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский
государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ»
им. В.И. Ульянова (Ленина),
г. С.-Петербург,
e-mail: timofeyeva@live.com

С.М. Яцун, А.С. Яцун, А.Н. Рукавицын

Создание биомехатронного ортопедического устройства для лечения плоскостопия

Аннотация

Рассматривается механизм развития одного из часто встречающихся нарушений опорно-двигательного аппарата – плоскостопия. Представлены новые методы оценки функционального состояния и лечения стопы при помощи разработанного биомехатронного устройства. Описаны основные подходы, применяемые при создании устройства, и приведены результаты динамического исследования состояния свода стопы на фоне ортопедической коррекции.

Введение

Среди ключевых проблем современной ортопедии лидирующие позиции занимает плоскостопие – изменение формы стопы, характеризующееся опущением ее продольного и поперечного сводов, от которого страдают от 25 до 40 % всего населения. Такое патологическое уплощение стопы приводит к нарушению ее амортизационной функции, к деструктивным изменениям в позвоночном столбе и организме в целом. Деформация стопы влечет за собой нарушение распределения нагрузки на все элементы опорно-двигательной системы. Это прогрессирующая патология, которая при отсутствии лечения приводит к серьезным осложнениям [1], [2]. Лечение плоскостопия обычно осуществляется пассивными методами (массаж, тепловые ванны, ионогальванизация и т. п.), которые направлены прежде всего на улучшение кровоснабжения тканей стопы и снижение таких патологических явлений, как боль и высокая утомляемость при ходьбе. Поскольку данные методы направлены на улучшение трофики стопы, они малоэффективны для усиления сократительной способности мышц, удерживающих своды стоп, что крайне необходимо для лечения плоскостопия [1].

Устранение функциональной недостаточности стоп путем тренировки мышечных групп, которые обеспечивают поддержку их нормальной рессорной функции, становится возможным за счет совместного применения методов лечебной физкультуры и специальных средств физической реабилитации связочно-мышечного аппарата нижней конечности, позволяющих постепенно увеличивать мышечное сопротивление и нагрузку на стопы. Подобные средства реабилитации должны осуществлять постоянную тренировку мышц-сгибателей и су-

пинаторов стопы как в ортостатических, так и в статокинетических условиях. Именно недостаток подобных адаптивных устройств на рынке медицинских реабилитационных аппаратов требует разработки и создания новейших механотерапевтических аппаратов для диагностики и лечения патологий стопы, связанных с функциональными нарушениями ее опорно-рессорных свойств.

Материалы и методы

Биомеханика стопы предопределяет ее многофункциональность, и в первую очередь выполнение опорной функции. Дополнительно стопа выполняет рессорную, аккомодационную и толчковую функции. Стопа является важнейшим компонентом системы компенсации механической нагрузки человеческого организма. Поэтому нарушение ее биомеханики напрямую воздействует на все лежащие выше структуры. По сути, находясь на границе между опорной поверхностью и телом человека, стопа является начальным звеном сложной кинематической цепи, в роли которой выступает опорно-двигательный аппарат (ОДА). При ходьбе плоскостопие способствует усилению влияния на человеческий организм ударной нагрузки, кумулятивный характер которой способствует развитию патологий ОДА [3]. Функциональная выносливость стоп определяется статико-динамическими условиями, связанными с их строением и функцией.

При нагрузке на нижнюю конечность стопа расширяется (уплощается) и приобретает более развернутые формы, а затем, благодаря эластичности связочного аппарата, под влиянием тяги мышц возвращается к начальным формам. Ключевой сустав стопы, подтаранный, позволяет осуществлять движение в трех плоскостях, т. е. пронацию и супинацию. При

плоскостопии под влиянием патологических факторов происходит скручивание стопы вокруг продольной оси с резким уменьшением ее сводов. В связи с этим во время стояния и ходьбы основная нагрузка приходится на уплощенный внутренний край стоп при значительной утрате их рессорных свойств. Масса тела также влияет на продольное плоскостопие, однако в течение длительного периода времени оно не проявляется клинически, поскольку компенсируется дополнительным напряжением стопы. При ходьбе нога человека касается опорной поверхности наружной частью пятки и в процессе переката эвертируется [4]. При полной опоре на стопу снаружи от оси подтаранного сустава возникает реактивная сила, которая создает пронировующий момент, приводящий к увеличению пронационного смещения на уровне подтаранного сустава. Данное смещение ограничивается напряжением задней группы мышц свода стопы, и пронационное движение сустава блокируется натяжением капсул суставов и напряжением связок. Недостаточность мышечно-связочного аппарата ведет к возникновению патологического поворота относительно пяточной кости таранной кости, которая подошвенно сгибается и ротируется внутрь в горизонтальной плоскости. При этом пяточная кость занимает валгусное положение с наружной ротацией, что влечет за собой смещение центра тяжести человека и увеличение пронировующего момента.

Для лечения и профилактики плоскостопия в научно-исследовательской лаборатории «Мехатроника и робототехника» (НИЛ «МиР», ЮЗГУ) было разработано биомехатронное ортопедическое устройство (БОУ), способствующее устранению развития деформаций стопы и нарушения функций ОДА. Данное устройство работает в составе робототехнического комплекса «ExoliteMS», разработанного для проведения активной кинезиотерапии [4]. Комплекс представляет собой активный экзоскелет, информационная система которого оснащена модулем обработки данных, поступающих от измерительных устройств интеллектуального блока принятия решений, обеспечивающего движение конечностей человека синхронно перемещениям звеньев экзоскелета (см. рис. 1).

Поскольку данный комплекс предназначен для обеспечения мобильности пациентов с нарушением функций ОДА, его конструкция содержит 10 электроприводов (ЭП), блок управления движением (БУД), систему датчиков и систему локальной навигации. БУД осуществляет генерацию задающих воздействий для ЭП, отслеживание показаний датчиков и системы навигации. Выбор и настройка режимов функционирования экзоскелета осуществляются посредством пульта управления (ПУ). Для реализации локальной навигации комплекс «ExoliteMS» оснащен системой цифровых датчиков, в

том числе контактными датчиками, детектирующими контакт стопы экзоскелета с опорной поверхностью. Коммутация сигнальных проводов осуществляется посредством 8-контактных RJ45-разъемов, устанавливаемых непосредственно на платы или корпус устройства. Диагностика и тонкая настройка системы управления выполняются при помощи персонального компьютера, оснащенного специализированным программным обеспечением. Связь компьютера и блока управления осуществляется через USB-интерфейс контроллера, что делает возможным использование любого персонального компьютера без дополнительного оборудования. Переключение режимов, настройка параметров движения и некоторые другие специальные функции, такие как самодиагностика и мониторинг состояния источников питания (ИП), выполняются при помощи ПУ, соединенного с блоком управления четырехканальным кабелем, через который на пульт поступают питание и цифровые данные (канал UART). БОУ для реабилитации стопы является интегрированным в экзоскелет многокоординатным мехатронным модулем (см. рис. 2), отвечающим за движение в голеностопном суставе и осуществление опорных функций. Посредством данного модуля экзоскелет осуществляет взаимодействие с опорной поверхностью. Размещенные в БОУ контактные датчики объединены одним модулем «осязательная стопа» (ОС) и соединяются с головным контроллером шины i^2c . Питание модуля составляет 5 В и осуществляется также блоком управления силового питания (БУСП). Для обеспечения требуемого быстродействия БОУ оснащено собственным контроллером, выполняющим сбор информации с датчиков и передачу данных на БУД.

Нога пациента фиксируется в БОУ посредством регулируемых манжет. Одна манжета фиксирует стопу в районе плюсневых костей, а вторая – в районе голеностопного сустава. Одновременно осуществляется фиксация с подвижными узлами экзоскелета. Конструкция БОУ содержит основание 1, крепления манжет в районе плюсневых костей 2 и голеностопного сустава 3, пяточный упор 4. Устройство соединяется посредством двухкоординатного активного шарнира 5 с ногой экзоскелета 6. Основание 1 имеет антропоморфную форму, а на поверхности контакта ее с подошвой ноги пациента предусмотрены углубления для датчиков, измеряющих усилия. Габариты основания БОУ ограничиваются среднестатистической величиной размера ноги человека. Пяточный упор 4 предусмотрен для фиксации пятки пользователя на основании устройства. Манжеты имеют подвижное крепление на корпусе стопы для обеспечения необходимой подвижности и точной подстройки под размер и форму ноги пациента. Анатомическая конструкция рабочей части БОУ, непосредственно контак-

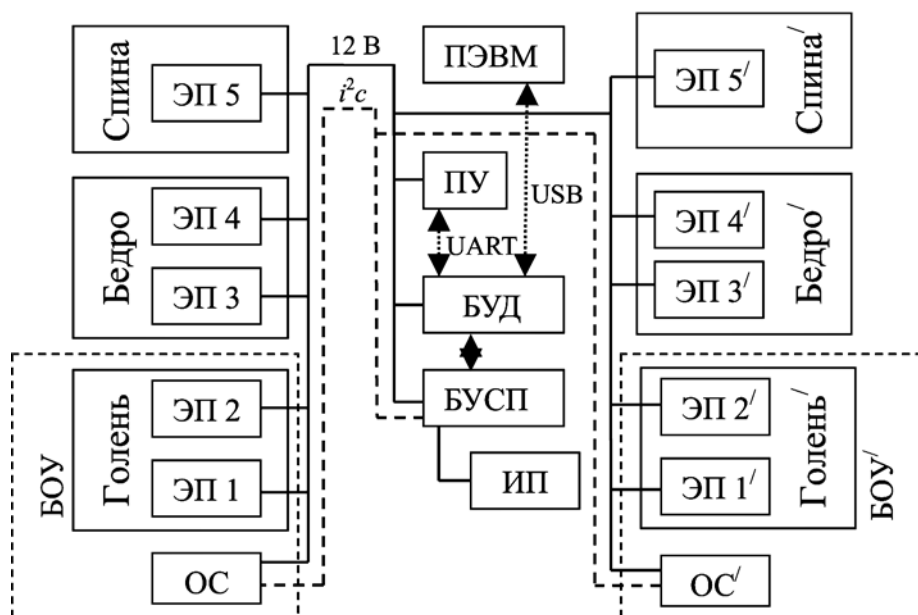


Рис. 1. Структурная схема системы управления роботизированного экзоскелета «ExoliteMS»

тирующая со ступней человека, создает условия для формирования функциональной состоятельности стопы, поэтому она разрабатывается индивидуально и обеспечивает комплексную биомеханическую стабилизацию с учетом динамических напряжений, возникающих в различных отделах ОДА при всех фазах шага. Осуществление супинирующих и пронационных функций предусматривает оптимальное установление ротационно-осевого механизма движения стопы для усиления ее балансирующей функции, что особенно важно при осуществлении локомоций. БОУ позволяет вращать стопу пациента относительно голени вокруг двух осей. Точка пересечения этих осей совпадает с центром голеностопного сустава. Положение основания БОУ в пространстве определяется связанной системой координат $Oxyz$ относительно неподвижной – $O_0x_0y_0z_0$. Одна из осей устройства направлена вдоль оси вращения тазобедренного сустава стопы и обеспечивает супинацию и пронацию. Вторая ось расположена в поперечной плоскости и обеспечивает ротацию стопы. Такая конструкция позволяет стопе пациента совершать движения, близкие к биологически инспирированным и направленным на укрепление и тренировку, а также на формирование сводов стопы при нефиксированной плоскостопной деформации.

Результаты и обсуждения

Необходимость исследования динамико-функциональных компонентов шагового цикла человека [5] появляется из-за того, что биомеханика ОДА оказывает формирующее воздействие на анатомическую структуру стопы, а определение динамических потенциалов, возникающих в стопе, является важным условием ее функциональной диагностики. Динамическая характеристика ходьбы оценивается путем исследования изменения опорных реакций, которые отражают взаимодействие гравитационных и инерционных сил, принимающих участие в построении локомоторного акта. Поскольку локомоторный цикл состоит из двух пар опорных и переносных фаз, участки, на которых состояние контакта не изменяется, соот-

ветствуют шагам, в которых левая нога является опорной. Исследование параметров ходьбы (см. рис. 3) позволяет выявить временные участки, на которых происходит контакт стопы с опорной поверхностью (опорная фаза), и участки, когда контакт с поверхностью отсутствует (фаза переноса).

Длительность фазы переноса при умеренной ходьбе ($\approx 1,5$ м/с) для левой и правой конечностей составляет в среднем 0,8 с, что обеспечивает значение показателя ритмичности ходьбы, равное единице.

Опорная поверхность стопы имеет явно выраженную дифференциацию. При ходьбе по ровной горизонтальной поверхности величина опорных реакций рабочего основания БОУ и их зональное распределение при соприкосновении со стопой человека характеризуют весь спектр функций стопы. Поэтому в качестве инструмента для создания индивидуальной модели коррекции стопы и компенсации ее функциональных нарушений может выступать изменение силы нормального давления в определенных подошвенных зонах при осуществлении одного шага (см. рис. 4).

Для процесса ходьбы характерно перемещение центра масс с пятки на носок. Как видно из графиков, контакт пятки с опорной поверхностью (момент времени от T_1 до T_2) носит более точечный характер, поэтому сила давления, регистрируемая расположенным в пятке датчиком, выше значений, регистрируемых двумя другими датчиками. По мере переката через пятку (момент времени T_2) большая часть нагрузки перемещается на медиальный отдел пятки. Затем нагрузка сдвигается на вторую плюсневую кость (момент времени T_3). Это характерно для фазы опоры на всю стопу. В фазе опоры на передний отдел нагрузка перемещается на первую плюсневую кость и большой палец ноги. Подгибание первого пальца и отталкивание от опоры завершают опорную фазу шага (момент времени T_4), и стопа отрывается от опоры.

Анализ изменения силы нормального давления в зависимости от фазы шагового цикла позволяет выявить участки компенсаторной нагрузки, которые обычно не проявляются

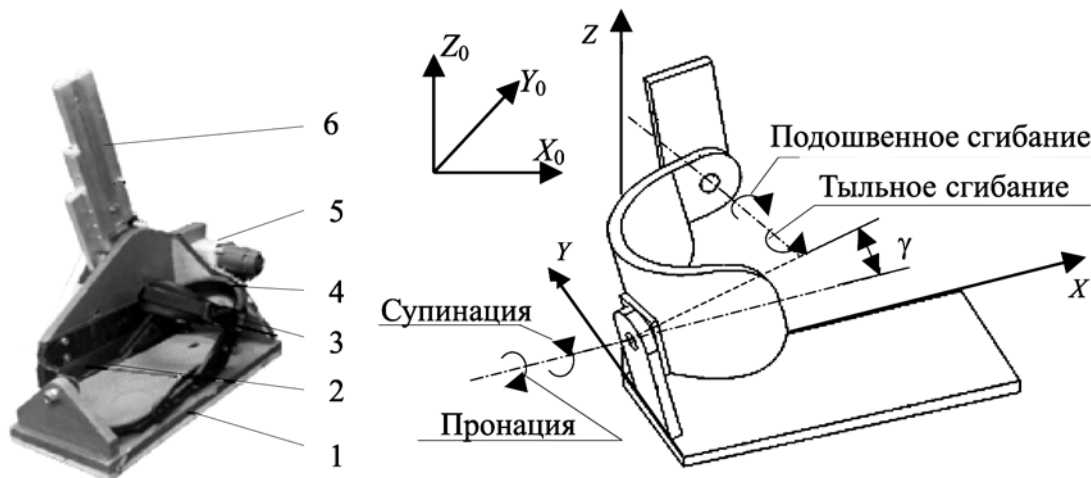


Рис. 2. БОУ для реабилитации стопы (описание элементов – в тексте статьи)

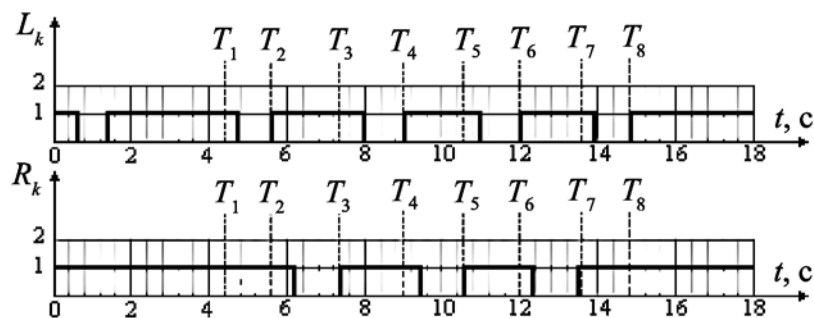


Рис. 3. Временные фазы локомоторного цикла для левой (L_k) и правой (R_k) конечностей: T_1 – начало первого шага; $T_2, T_3, T_4, T_5, T_6, T_7, T_8$ – конец первого, второго, третьего, четвертого, пятого, шестого и седьмого шагов соответственно

при статическом исследовании. Детализация распределения давления в стопе в зонах с избыточным напряжением позволяет за счет подбора управляющих алгоритмов функционирования БОУ осуществить локализацию критического давления на стопе, а также проводить загрузку недостаточно задействованных участков, что дает возможность реализации индивидуальной ортопедической коррекции пациентов [6].

Заключение

В практической медицине в большинстве случаев лечение плоскостопия проводится путем комбинации различных методов, в том числе хирургических, которые позволяют достичь улучшения состояния стоп и уменьшения степени плоскостопия. Положительный результат удается получить у пациентов в случае своевременного начала лечения данной патологии при помощи специально подобранных средств и методов кинезиотерапии. При этом крайне актуальным является выполнение динамического контроля за функциональным состоянием стоп, патологическое изменение которых влечет за собой нарушения в других отделах ОДА.

Предлагаемые методы и средства биомеханического контроля призваны повысить эффективность функциональной диагностики и ортопедической коррекции стоп, а также объективизировать общее динамическое наблюдение за состоянием опорно-двигательной системы.

Список литературы:

1. Болтрукевич С.И., Кочергин В.В., Яворек К. и др. Биомеханические методы контроля коррекции и реабилитации ортопедических заболеваний стопы // Новости хирургии. 2007. Т. 15. № 4. С. 54-69.
2. Шевцов В.И., Долганов Д.В., Чегуров О.К. и др. Латеральные асимметрии балансировочной активности опорных реакций стоп в процессах функциональной реабилитации опорно-двигательной системы // Гений ортопедии. 2011. № 3. С. 92-98.
3. Корневский Н.А., Яцун С.Ф., Яцун А.С. и др. Экзоскелет с биотехнической обратной связью для вертикализации пациентов // Медицинская техника. 2017. № 45. С. 42-45.

4. Jatsun S.M., Jatsun A.S., Rukavitsyn A.N. Analysis of hemodynamic parameters under conditions of active kinesiotherapy using a robotic system // Biomedical Engineering. 2019. Vol. 53. № 4. PP. 284-287.
5. Jatsun S.M., Jatsun A.S., Rukavitsyn A.N. et al. A system for monitoring motion of lower limbs used for assessment of patient's physical rehabilitation // Biomedical Engineering. 2016. Vol. 50. № 3. PP. 184-188.
6. Корневский Н.А., Попечителев Е.П. Биотехнические системы медицинского назначения. – Старый Оскол: ТНТ, 2012. 688 с.

Светлана Михайловна Яцун,
д-р мед. наук, профессор, зав. кафедрой,
кафедра медико-биологических дисциплин,
ФГБОУ ВО «Курский
государственный университет»,
Андрей Сергеевич Яцун,
канд. техн. наук, заведующий,
НИЛ «Мехатроника и робототехника»,
ФГБОУ ВО «Юго-Западный
государственный университет»,
Александр Николаевич Рукавицын,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра механики, мехатроники
и робототехники,
ФГБОУ ВО «Юго-Западный
государственный университет»,
г. Курск,
e-mail: alruk75@mail.ru

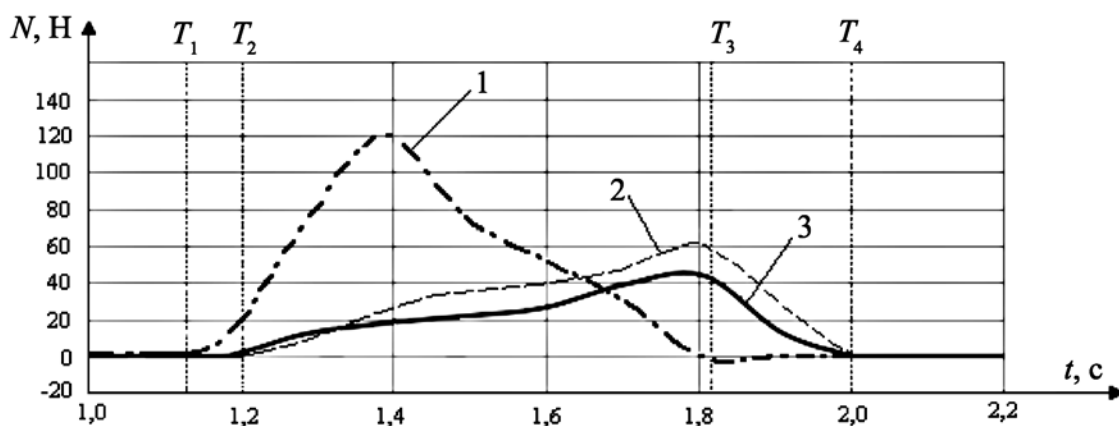


Рис. 4. Изменение силы нормального давления в пяточной (1), средней (2) и носочной (3) зонах стопы левой ноги при реализации одного шага