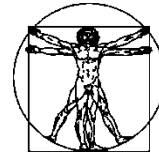


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2019.4.07
УДК 531/534:[57+61]



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

ЭРГОНОМИЧЕСКИЕ ПРЕДЛОЖЕНИЯ ПО РАЗВИТИЮ РОБОТИЗИРОВАННЫХ ТРЕНАЖЕРОВ ДЛЯ ХОДЬБЫ

Д. Заркович¹, М. Шорфова¹, К. Гролегер-Шршень^{2,3}, Д. Равник⁴

¹ Charles University, 269/31 José Martího, 16252, Prague, Czech Republic e-mail: dragana.z@seznam.cz

Карлов университет, Прага, Чехия

² University Rehabilitation Institute of the Republic of Slovenia, 51 Linhartova Street, 1000, Ljubljana, Slovenia
Департамент реабилитации детей, Университетский реабилитационный институт, Любляна, Словения

³ University of Ljubljana, 51 Linhartova Street, 1000, Ljubljana, Slovenia
Университет Любляны, Словения

⁴ University of Primorska, 42 Polje, 6310, Izola, Slovenia
Приморский университет, Изола, Словения

Аннотация. Неврологические нарушения ходьбы требуют долговременной реабилитации. В результате исследований проведена оценка роботизированных тренажеров с целью улучшения локомоторных качеств пациента и устранения физической перегрузки оператора. Целью данной работы является эргономический анализ коммерческого роботизированного тренажера ходьбы с точки зрения операторов и пациентов во время сеансов терапии. Эргономический анализ проводился на приборе *Hocoma's Lokomat Pro* с участием пяти случайно выбранных операторов, а также десяти пациентов (взрослых и детей), принявших участие в локомоторной терапии ходьбы. Оба эксперта пришли к выводу, что наиболее проблемными моментами с точки зрения безопасности и усталости для операторов являются процесс подготовки устройства, индивидуальная настройка устройства для каждого пациента и уровень шума, производимого устройством. Чаще всего пациенты испытывали неудобства при передвижении по наклонной платформе для подъема на беговую дорожку и неудобными креплениями. Несмотря на то, что *Lokomat Pro* является наиболее широко используемым роботизированным тренажером ходьбы со многими преимуществами, которые способствуют улучшению локомоторных навыков пациента, всегда есть возможности для его улучшения, как и любого другого медицинского устройства. Исследование и разработка роботизированных тренажеров ходьбы – это длительный процесс, требующий междисциплинарного сотрудничества. Сотрудничество даёт богатый опыт всей команды специалистов и гарантирует соответствие продукта критериям для конечных пользователей.

Ключевые слова: эргономика, физиотерапия, роботизированный тренажер ходьбы, *Lokomat*, исследования и разработки.

ВВЕДЕНИЕ

Нарушения ходьбы, унаследованные или приобретенные, часто встречаются у пациентов с неврологическими заболеваниями [36]. Долгосрочная реабилитация походки обычно сочетается со вспомогательными устройствами для улучшения качества передвижения пациента. Разработка роботизированных тренажеров ходьбы началось 15 лет назад и в настоящее время активно внедряется в комплексные программы реабилитации походки [1, 4, 21]. Тесное взаимодействие между роботизированными

© Заркович Д., Шорфова М., Гролегер-Шршень К., Равник Д., 2019

Драгана Заркович, постдок кафедры анатомии и биомеханики, Прага

Моника Шорфова, доцент кафедры анатомии и биомеханики, Прага

Катя Гролегер-Шршень, заведующая департаментом детской реабилитации, Любляна

Давид Равник, замдекана по качеству сестринской помощи, доцент факультета наук о здоровье, Изола

системами манипулирования и людьми классифицировало роботизированные тренажеры ходьбы как «ориентированные на человека» или «дружественные человеку» [1, 21]. Роботизированные тренажеры оказывают содействие в реабилитации и способствуют достижению положительных терапевтических результатов [27]. Согласно работе Яно [40], существует 3 типа роботизированных систем для реабилитации ходьбы. Первый тип – это экзоскелеты, которые крепятся к телу пациента и направлены на стимулирование сгибания и удлинения тазобедренного и коленного суставов. Эти устройства известны как *LOPES* или *HAL*-системы [34]. Второй тип – это система манипуляторов, в которых ноги пациента устанавливаются на подвижные панели, управляемые данными устройствами. Примером коммерчески доступного устройства является *Haptic Walker*. Третий тип – роботизированные тренажеры ходьбы, которые включают в себя беговую дорожку с опорной системой поддержки веса, известные как *Lokomat* и *ReoAmbulator*. Данная статья посвящена рассмотрению систем третьего типа.

Роботизированные тренажеры ходьбы разработаны как двусторонние роботизированные ортезы для повторяемого управления движением ног пациента по определенным траекториям тазобедренного и коленного суставов в сагиттальной плоскости. Устройства оснащены датчиками сил для определения крутящего момента тазобедренного и коленного суставов. Движение тазобедренного и коленного суставов осуществляется линейными приводами, интегрированными в структуру экзоскелета. Компонентами ортезов являются подъемники ног, поддерживающие пассивную дорсифлексию лодыжек в фазе стояния и качения [28]. До появления первых роботизированных тренажеров тренировка ходьбы осуществлялась вручную и входила в ежедневную практику физиотерапевтов. Мануальная тренировка ходьбы выполняется в специальной обвязке, поддерживающей вес пациента, однако движения нижних конечностей выполняются при помощи двух физиотерапевтов. У мануальной терапии есть несколько ограничений. Интенсивная нагрузка при мануальной тренировке ходьбы, требующая присутствия как минимум двух физиотерапевтов, способствует появлению усталости и болей в спине из-за неэргономичного положения сидя. Кроме того, продолжительность терапии недостаточна для удовлетворения потребностей, связанных с нейропластичностью. В настоящее время вспомогательные приспособления для наземной ходьбы дополняются роботизированными тренажерами ходьбы [10, 20].

Принцип работы роботизированных тренажеров основан на управляемых и дозированных движениях, возникающих в результате взаимодействия пациента и механического роботизированного устройства. Продолжительность терапии и количество сеансов могут быть увеличены, при этом потребуются присутствие лишь одного физиотерапевта. Благодаря опорной системе можно постепенно дозировать нагрузку на тело и индивидуально настраивать ее под каждого пациента, что особенно необходимо после хирургических вмешательств. Благодаря стабильности тела, обеспечиваемой системой ремней безопасности, можно исключить избыточные движения или синергию [6, 41]. Повторяющиеся движения нижних конечностей активируют сенсомоторные сети головного мозга, отвечающие за ходьбу. Пациенты заново учатся моторике движений и воспроизводят естественный паттерн ходьбы. Управление движением с помощью мозга переходит от коркового к подкорковому уровню, и, таким образом, движения выполняются автоматически. Терапевт не в состоянии выполнить такое огромное количество повторений вручную за один сеанс терапии. Двигательные характеристики пациента повышаются за счет усиления обратной связи и встроенных функций программного обеспечения, которые помогают вовлечь пациента в деятельность и поддерживать мотивацию [8, 16]. Индустрия здравоохранения требует клинически эффективных и хорошо спроектированных вспомогательных медицинских приборов для обеспечения высококачественного ухода за пациентами. При разработке вспомогательных медицинских устройств необходимо

учитывать условия работы и целевую группу пользователей. Целью данной статьи является обсуждение идей для потенциального развития роботизированных тренажеров ходьбы путем рассмотрения наиболее важных эргономических вопросов, которые в настоящее время возникают при использовании коммерческих медицинских изделий.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Комитет по этике

Эксперимент проводился в рамках научных исследований в докторантуре при университетском Институте реабилитации (Любляна, Словения). Было получено одобрение от комитетов по этике участвующих учреждений. Все обследуемые согласились участвовать добровольно и подписали письменное информированное согласие.

План исследования

Эксперимент включал эргономический анализ роботизированного тренажера ходьбы (*Lokomat Pro*, *Hocoma AG*, *Volketswil*, Швейцария), а также позы оператора и пациента во время локомоторной терапии. Насколько нам известно, это первый эргономический анализ *Lokomat Pro*.

Сбор данных

Специалист по эргономике и физиотерапевт были сертифицированы для работы с *Lokomat Pro* и пациентами. Физиотерапевт объяснил специалистам по эргономике принцип роботизированной локомоторной терапии и конструкцию аппарата. Впоследствии каждый из экспертов индивидуально проанализировал прибор путем наблюдения и пальпации, включая материалы, формы и вес. При необходимости технические данные устройства взяты из руководства по эксплуатации *Lokomat Pro*. Специалисты по эргономической оценке делали заметки по отдельности. На следующий день специалисты приняли участие в регулярно назначаемом сеансе терапии со случайно выбранными операторами, которые работают с *Lokomat Pro* и пациентами с нарушениями походки в университетском реабилитационном институте. Эксперты по эргономике являлись только наблюдателями и не принимали участие в сеансе терапии, чтобы не влиять на результаты. Кроме того, велась видеозапись пациентов в процессе подготовки и последующей роботизированной локомоторной терапии.

Анализ данных

После анализа прибора и его пациентов каждый специалист устно представил свои выводы. Впоследствии эксперты выбрали и согласовали наиболее важные пункты для безопасного и эргономичного использования *Lokomat Pro*. Результаты эксперимента были сопоставлены с имеющейся научной литературой из баз данных *Pubmed*, *Web of Science*, *Scopus* и *EBSCO*. Актуальными были признаны статьи, содержащие принципы проектирования, эргономику, рекомендации по безопасности и нормы, применимые к экспериментальной проблематике.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Эргономический анализ проводился на приборе *Hocoma's Lokomat Pro* с участием пяти случайно выбранных операторов, а также десяти пациентов (взрослых и детей), принявших участие в локомоторной терапии ходьбы. Оба эксперта пришли к выводу, что наиболее проблемными моментами с точки зрения безопасности и усталости для операторов являются процесс подготовки устройства, индивидуальная настройка устройства для каждого пациента и уровень шума, производимого устройством. Чаще

всего пациенты испытывали неудобства при передвижении по наклонной платформе для подъема на беговую дорожку и неудобными креплениями.

Подготовительный процесс

Lokomat Pro предлагает два типа ортезов для походки и аксессуаров для детей и взрослых (рис. 1). Ортезы и аксессуары отличаются по антропометрическим размерам и типу конструкции.

Неиспользуемые ортезы обычно закреплены винтами в упорном устройстве. Крепление и отсоединение требуют подъема, удержания и скручивания всего плечевого пояса оператора. Один ортез весит около 20 кг, и переключение между различными видами терапии приводит к потерям времени для оператора, а также к риску физической перегрузки. После того как ортезы откреплены от упорного устройства, они переносятся и прикрепляются к *Lokomat*. Крепление требует подъемных, удерживающих и скручивающих движений всего плечевого пояса (рис. 2). Процесс смены ортезов требует удержания, передачи, отсоединения и крепления четырех предметов, которые в совокупности весят около 80 килограммов.

После прикрепления происходит регулировка длины ортезов в соответствии с длиной верхней и нижней частей ноги. Для этого необходимо одной рукой удерживать нижнюю часть ортеза, а другой – скручивать и закручивать винты на определенную высоту (рис. 3). В противном случае существует риск падения нижней части ортеза и причинения вреда оператору.



Рис. 1. Ортезы *Lokomat Pro*



Рис. 2. Крепление ортезов к прибору *Lokomat Pro* (схема движения оператора)



Рис. 3. Регулировка длины ортезов (схема движения оператора)

Процесс установки пациента

После подготовки пациенты входят на беговую дорожку по наклонной платформе, и оператор закрепляет их ремнями. Процесс показан на рис. 4. Пациенты – дети, страдающие спастическим парезом – 8-летний мальчик и 10-летняя девочка.

Затем к ортезам крепятся мягкие подушки для поддержки спины и таза. Прикрепленные тазовые подушки во время сеансов имеют тенденцию к спадыванию, тем

самым нарушая терапевтическую процедуру. На последнем этапе регулируют манжеты, что требует дополнительных усилий от оператора при скручивании 12 маленьких винтов на обоих ортезах.

На кинограмме показано, что процесс крепления пациента на беговой дорожке требует выполнения движений, связанных с удержанием, подъемом, скручиванием и поворотом оператора в положении на коленях. Чем тяжелее состояние пациента, тем операторам приходится прилагать гораздо больше усилий и испытывать больше неудобств. Многократные повторения этих движений приводят к перегрузке плечевого пояса оператора и болям в спине.



Рис. 4. Кинограмма процесса крепления пациента

ОБСУЖДЕНИЕ

Предложения по улучшению эргономики, которые могут устранить физическую перегрузку оператора и способствовать гладкой терапии, описаны ниже.

Общие рекомендации по проектированию

Роботизированные тренажеры ходьбы представляют собой электромеханические устройства, управляемые оператором и предназначенные для улучшения физических характеристик пациента [32]. Эти устройства соотносятся с антропометрией пациента. Также роботизированные тренажеры ходьбы должны отвечать критериям безопасности, включая удобное физическое взаимодействие человека и робота, кроме того, они должны способствовать передаче нагрузок от роботизированного тренажера к пациенту с помощью настраиваемого экзоскелета, адаптированного для каждого пациента [10].

Подготовка пациента и процесс крепления

В процессе подготовки пациента и его прикрепления необходимо найти наиболее эргономичное решение для перемещения компонентов устройства и самих пациентов. По нашему опыту, многие операторы не обладали собственной эргономичной стратегией при креплении. Особенно новичкам требуется в два раза больше времени или помощь второго человека в процессе подготовки и крепления. Команда разработчиков должна учитывать, что устройство должно легко управляться одним оператором, но в то же время быть безопасным для пациента. Клинический специалист, который обычно работает в команде разработчиков продукта, может внести большой вклад и разработать стратегию обращения с пациентами, чтобы уменьшить физическую перегрузку оператора и обеспечить безопасность пациентов. Согласно существующим исследованиям, общим недостатком роботизированных тренажеров ходьбы приборов является отсутствие учёта тяжести состояния пациента, длительный процесс прикрепления и необходимость присутствия двух операторов [15, 25, 33]. Устранение этих факторов позволит избежать длительных и исчерпывающих процедур настройки оборудования для пациентов и затрат на персонал [22].

Форма и простота конструкции элементов устройства

Форма и простота элементов конструкции является очень важной конструктивной задачей, которая может снизить перегрузку оператора и риск причинения вреда пациенту. *Lokomat* имеет различные аксессуаров (ортезы, манжеты и т.д.), используемые для тренировок ходьбы, которые часто меняются, регулируются и передаются. По нашему опыту, все аксессуары *Lokomat* слишком тяжелые для частых изменений локомоторных терапий ходьбы. Поэтому в качестве основного элемента конструкции можно использовать более легкий композитный материал с повышенной жесткостью [23]. Алюминий и нержавеющая сталь в основном используются в механической конструкции для обеспечения механической устойчивости и снижения веса [26, 35]. Другим решением могла бы стать разработка универсальных и фиксированных элементов без необходимости их замены или передачи. Поскольку *Lokomat* оснащен активными ортезами для походки, *Villa-Para* и соавт. [35] предложили следующую механическую структуру для проектирования:

- совмещение с суставами пациента;
- адаптируемость к различным пользователям;
- легкий вес и твердость/прочность;
- ингибирование нефизиологических диапазонов движения;
- эргономичный дизайн.



Рис. 5. Съемный подлокотник

Установка манжет *Lokomat* требует от оператора точных движений при закручивании винтов. Разработка рукояток сопряжена с большими трудностями из-за отсутствия правильного определения формы и систематизации знаний в области эргономики [14]. Правильно сконструированная рукоятка может обеспечить безопасность, комфорт и повышенную производительность. Однако критерии проектирования у разных авторов различаются, включая [18]:

- субъективный рейтинг комфорта [39];
- измерение силы пальцев [2, 9, 31];
- мышечная минимизация силы и ручная антропометрия [5, 13, 30].

В рукоятке, соответствующей форме кисти, создается значительно меньшее контактное давление, которое может предотвратить дискомфорт и различные нарушения [12, 37]. Биомеханическое поведение кожи и подкожных тканей имеет важное значение при выполнении задач захвата. Кожа и подкожная ткань обладают нелинейными вязкоупругими свойствами, при которых кожа более жесткая, чем подкожная ткань [38]. Рукоятка должна распределять усилия и давление на руку и пальцы. Любое повышенное контактное давление в течение определенного времени может привести к дискомфорту и боли [29].

Электрически контролируемая регулируемость элементов к различным антропометрическим параметрам

Конструктивные решения тесно связаны с кинематикой нижних конечностей, возможностью применения соответствующих крутящих моментов в шарнирах и общим динамическим поведением системы в движении [32]. Антропометрические потребности пациентов с инвалидностью и разработка необходимых технологий могут быть реализованы с помощью средств проектирования, эквивалентных тем, которые используются при разработке для трудоспособного населения [17]. Ортезы и манжеты *Lokomat* являются самыми тяжелыми элементами, требующими индивидуальной настройки для каждого пациента. Для предотвращения физических перегрузок оператора, возникающих в результате ежедневного перемещения тяжелых деталей, предлагаются универсальные регулируемые и регуливаемые элементы

с электроприводом. В *ReoAmbulator* [24] встроены универсальные ортезы с электрически регулируемой регулировкой длины [37]. Другим предложением является электрически управляемые съемные подлокотники (рис. 5). *Locomat* не оснащен подлокотниками, но, судя по нашему опыту, подлокотник может значительно улучшить вертикальное положение пациента во время локомоторной терапии. Подлокотник может быть закреплен на боковых сторонах с возможностью изменения направления движения вперед или назад в зависимости от потребностей пациента. Регулировка высоты подлокотников осуществляется вручную и включает в себя подъем тяжелых параллельных штанг. Электрически регулируемая регулировка высоты для предотвращения физической перегрузки оператора является предпочтительной.

Ремни и материал набивки

Удобство в надевании/снятии, безопасность, надежность и энергопотребление являются важнейшими критериями для системы ремней крепления [11]. Бандаж должен легко перераспределять нагрузку противовесов [7]. Ремни должны быть удобными, регулируемые по размеру и безопасными при креплении плечевого пояса. Ремнями, отвечающими указанным критериям, являются крепления парашюта, которые обеспечивают хороший крепеж на груди для вертикальной осанки пациента [35]. Важно также учитывать соответствующие материалы. Сочетание лайкры, вискозы и хлопка благодаря своим механическим характеристикам является идеальным конструктивным решением. Лайкра эластичная и податливая, хлопок удобен и предотвращает проникновение влаги внутрь (например, в бандаж области паха), а вискоза – воздухопроницаемый материал, не нарушающий кровообращение даже при плотном прилегании ремней к пациенту. В бандаж паховой зоны вшивается дополнительный материал, что приводит к дискомфорту пациента из-за трения между ремнями и телом пациента и нарушает терапию. Мягкий бандаж в виде подушки был бы более подходящим решением. Еще один риск – появление пролежней [14]. Система *Lokomat* предлагает дополнительный прокладочный материал, который можно поместить между голенью и манжетой, чтобы предотвратить появление пролежней. Авторы статьи предлагают разработать компоненты со встроенным наполнителем между манжетой и крепежным ремнем. Это может быть более безопасным и удобным решением для пациентов, операторов и сократить процесс крепежа.

Конструкция наклонной платформы (пандуса)

Одной из наиболее важных задач роботизированных тренажеров ходьбы является обеспечение безопасности для пользователей инвалидных колясок и пациентов, использующих другие вспомогательные устройства для походки. Эти пациенты испытывают снижение качества жизни из-за неподвижности. Вертикальное перемещение и трудности при передвижении являются их основной проблемой. Наклонная платформа (пандус) является основным видом вспомогательного устройства, улучшающего вертикальное перемещение для пользователей инвалидных колясок. В роботизированной локомоторной терапии вертикальное движение необходимо для того, чтобы попасть на беговую дорожку для дальнейшей тренировки ходьбы. Достаточная ширина пандуса с небольшим наклоном, закрепленного с боковых сторон держателями и оснащенная противоскользящими полосами, предотвращает падения или возможные травмы, благодаря чему пациент может без дополнительных усилий безопасно подойти к беговой дорожке [19]. Пандус *Lokomat* отвечает всем этим критериям, однако ширина пандуса недостаточна для более широких инвалидных колясок.

Многофункциональный беспроводной контроллер

Точная настройка параметров походки (давление при ходьбе, скорость ходьбы и т.д.) имеет решающее значение для улучшения структуры походки пациента. Как правило, операторы наблюдают за ходьбой пациента с разных позиций (спереди, сбоку, сзади) и соответствующим образом корректируют тренажер. В настоящее время, каждый раз, когда операторам необходимо изменить параметры, они должны возвращаться к главному компьютеру. Мы хотели бы предложить многофункциональный беспроводной контроллер, который оператор может сразу же держать в руках и задавать параметры. Операторы могут регулировать определенные параметры с разных позиций, не возвращаясь к главному компьютеру, тем самым максимально увеличивая время терапевтической процедуры. Предлагаемый контроллер может быть выполнен в виде маленького планшета.

Шум

Очень важным фактором рабочей среды является шум. Все роботизированные тренажеры производят определенный шум из-за перемещения ортезов и беговой дорожки. Длительное воздействие шума может привести как таким последствиям, как раздражительность, нарушение сна и сердечно-сосудистые заболевания [3]. Операторы, работающие с роботизированными тренажерами ходьбы, должны регулярно менять сферу деятельности и иметь достаточную паузу между сеансами тренировок.

ОГРАНИЧЕНИЯ И РЕКОМЕНДАЦИИ ПО РЕЗУЛЬТАТАМ ИССЛЕДОВАНИЙ

Основными недостатками данного эксперимента являются: небольшое количество испытуемых, использующих только один тренажер (*Lokomat Pro*), ограниченное число экспертов по эргономике, отсутствие контрольной группы испытуемых. Сбор данных происходил только в университетском реабилитационном центре в Любляне, в котором имелся *Lokomat Pro*. Поэтому невозможно было сравнить модели работы оператора в различных условиях, сравнить различные роботизированные тренажеры ходьбы в связи с их отсутствием на рынке и привлечь больше специалистов, поскольку в Словении только один зарегистрированный и сертифицированный специалист по эргономике. Для дальнейшей работы было бы полезно включение большего числа пациентов (операторов), использование инструментов оценки или анкет, сравнение различных устройств роботизированных тренажеров и мнений большего числа экспертов по эргономике.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Несмотря на то, что *Lokomat Pro* является наиболее широко используемым роботизированным тренажером ходьбы со многими преимуществами, которые способствуют улучшению локомоторных навыков пациента, всегда есть возможности для его улучшения, как и любого другого медицинского устройства. Исследование и разработка роботизированных тренажеров ходьбы – это длительный процесс, требующий междисциплинарного сотрудничества. Сотрудничество даёт богатый опыт всей команде специалистов и гарантирует соответствие продукта критериям для конечных пользователей.

БЛАГОДАРНОСТИ

Результаты исследования были поддержаны грантом «Проект *FTVS SVVV 2017-2019-260346*» от Карлова университета в Праге. Исследование было проведено в рамках

университетской программы поддержки науки в Карловом университете «Прогресс», No. Q41 «Биологические аспекты исследования человеческого движения».

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ahasan R., Campbell D., Salmoni A., Lewko J. HF/ergonomics of assistive technology // *J. Physiol. Anthropol.* – 2001. – Vol. 20, № 3. – P. 187–197.
2. Amis A.A. Variation of finger forces in maximal isometric grasp tests on a range of cylinder diameters // *J. Biomed. Eng.* – 1987. – Vol. 9, № 4. – P. 313–320.
3. Basner M., Babisch W., Davis A., Brink M., Clark C., Janssen S. Auditory and non-auditory effects of noise on health // *Lancet.* – 2014. – Vol. 383. – P. 1325–1332.
4. Bayon C., Raya R., Sergio L.L., Ramírez O., Serrano I., Rocon E. Robotic therapies for children with cerebral palsy: a systematic review // *Transl. Biomed.* – 2016. – Vol. 7, № 1. – P. 1–10.
5. Blackwell J.R., Kornatz K.W., Heath E.M. Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis // *Appl. Ergon.* – 1999. – Vol. 30, № 5. – P. 401–405.
6. Bogue R. Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments // *Ind. Rob.* – 2009. – Vol. 36, № 5. – P. 421–427.
7. Braidot A.A., Aleman G.L. Design of a mechanical system in gait rehabilitation with progressive addition of weight // *J. Phys. Conf. Ser.* – 2011. – Vol. 332, № 1. – P. 012045.
8. Cenciarini M., Dollar A.M. Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons // *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.* – 2011. – Vol. 2011. – P. 5975366.
9. Chen Y. An evaluation of hand pressure distribution and forearm flexor muscle contribution for a power grasp on cylindrical handles. Ph.D. Thesis, 1991.
10. Díaz I., Gil J.J., Sánchez E. Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges // *Journal of Robotics.* – 2011. – Article ID 759764. – P. 1–11.
11. Dollar A.M., Herr H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art // *IEEE Transactions on Robotics.* – 2008. – Vol. 24, № 1. – P. 144–158.
12. Garneau C.J., Parkinson M.B. Optimization of tool handle shape for a target user population // *ASME International Design Engineering Technical Conferences DETC.* – 2009. – Vol. 5. – P. 1029–1036.
13. Grant K.A., Habes D.J., Steward L.L. An analysis of handle designs for reducing manual effort: the influence of grip diameter // *Int. J. Ind. Ergonomics.* – 1992. – Vol. 10, № 3. – P. 199–206.
14. Harih G. Decision support system for generating ergonomic tool-handles // *Int. J. Simul. Model.* – 2014. – Vol. 13, № 1. – P. 5–15.
15. Hasegawa Y., Jang J., Sankai Y. Cooperative walk control of paraplegia patient and assistive system // *IEEE/RSJ IROS.* – 2009. – P. 4481–4486.
16. Herr H. Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions // *J. Neuroeng. Rehabil.* – 2009. – Vol. 6, № 21. – P. 1–9.
17. Hobson D.A., Molenbroek J.F. Anthropometry and design for the disabled: experiences with seating design for the cerebral palsy population // *Appl. Ergon.* – 1990. – Vol. 21, № 1. – P. 43–54.
18. Hogberg D., Backstrand G., Lamkull D., Hanson L., Ortengren R. Industrial customisation of digital human modelling tools // *Int. J. Serv. Oper. Informat.* – 2008. – Vol. 3, № 1. – P. 53–70.
19. Kim C.S., Lee D., Kwon S., Chung M.K. Effects of ramp slope, ramp height and users' pushing force on performance, muscular activity and subjective ratings during wheelchair driving on a ramp // *Int. J. Ind. Ergonomics.* – 2014. – Vol. 44. – P. 636–646.
20. Koceska N., Koceski S. Review: robot devices for gait rehabilitation // *Int. J. Comput. Appl.* – 2013. – Vol. 62, № 13. – P. 1–8.
21. Martin J.L., Norris B.J., Murphy E., Crowe J.A. Medical device development: the challenge for ergonomics // *Appl. Ergon.* – 2008. – Vol. 39, № 3. – P. 271–283.
22. Muhammad I.R., Azuan A.O.N. Stance-control-orthoses with electromechanical actuation mechanism: usefulness, design analysis and directions to overcome challenges // *J. Neurol. Neurosci.* – 2015. – Vol. 6, № 4. – P. 1–10.
23. Moreno J.C., Brunetti F., Rocon E., Pons J.L. Immediate effects of a controllable knee ankle foot orthosis for functional compensation of gait in patients with proximal leg weakness // *Med. Biol. Eng. Comput.* – 2008. – Vol. 46, № 1. – P. 43–53.
24. Motorika ReoAmbulator: user's manual, 2016.

25. Patton J., Brown D.A., Peshkin M., Santos-Munné J.J., Makhlin A., Lewis E. KineAssist: design and development of a robotic overground gait and balance therapy device // *Topics in Stroke Rehabilitation*. – 2008. – Vol. 15, № 2. – P. 131–139.
26. Pons J.L., Moreno J.C., Rocon E. Exoskeletal robotics for functional substitution in *Introduction to neural engineering for motor rehabilitation*. Eds. D. Farina, W. Jensen & M. Akay. – John Wiley & Sons, Inc., 2013.
27. Riener R., Lünenburger L., Colombo G. Human-centered robotics applied to gait training and assessment // *J. Rehabil. Res. Dev.* – 2006. – Vol. 43, № 5. – P. 679–694.
28. Riener R., Lünenburger L., Jezernik S., Anderschitz M., Colombo G., Dietz V. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results // *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.* – 2005. – Vol. 13, № 3. – P. 380–394.
29. Rossi J., Berton E., Grelot L., Barla C., Vigouroux L. Characterisation of forces exerted by the entire hand during the power grip: effect of the handle diameter // *Ergonomics*. – 2012. – Vol. 55, № 6. – P. 682–692.
30. Sancho-Bru J.L., Giurintano D.J., Perez-Gonzalez A., Vergara M. Optimum tool handle diameter for a cylinder grip // *J. Hand. Ther.* – 2003. – Vol. 16, № 4. – P. 337–342.
31. Seo N.J., Armstrong T.J. Investigation of grip force, normal force, contact area, hand size, and handle size for cylindrical handles // *Hum. Factors*. – 2008. – Vol. 50, № 5. – P. 734–744.
32. Suzuki K., Mito G., Kawamoto H., Hasegawa Y., Sankai Y. Intention-based walking support for paraplegia patients with robot suit HAL // *Adv. Robotics*. – 2007. – Vol. 21, № 12. – P. 1441–1469.
33. Tsukahara A., Kawanishi R., Hasegawa Y., Sankai Y. Sit-to-Stand and Stand-to-Sit transfer support for complete paraplegic patients with robot suit HAL // *Adv. Rob.* – 2010. – Vol. 24, № 11. – P. 1615–1638.
34. Veneman J.F., Kruidhof R., Hekman E.E., Ekkelenkamp R., Van Asseldonk E.H., van der Kooij H. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation // *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.* – 2007. – Vol. 15, № 3. – P. 379–386.
35. Villa-Parra A.C., Broche L., Delisle-Rodríguez D., Sagaró R., Bastos T., Frizera-Neto A. Design of active orthoses for a robotic gait rehabilitation system // *Front. Mech. Eng.* – 2015. – Vol. 10, № 3. – P. 242–254.
36. Wade D.T., Hewer R.L. Functional abilities after stroke: measurement, natural history and prognosis // *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*. – 1987. – Vol. 50, № 2. – P. 177–182.
37. Wu J.Z., Dong R.G. Analysis of the contact interactions between fingertips and objects with different surface curvatures // *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* – 2005. – Vol. 219, № 2. – P. 89–103.
38. Wu J.Z., Cutlip R.G., Andrew M.E., Dong R.G. Simultaneous determination of the nonlinear-elastic properties of skin and subcutaneous tissue in unconfined compression tests // *Skin Res. Technol.* – 2007. – Vol. 13, № 1. – P. 34–42.
39. Yakou T., Yamamoto K., Toyama M., Hyodo K. Sensory evaluation of grip using cylindrical objects // *JSME International Journal. Series C*. – 1997. – Vol. 40, № 4. – P. 730–735.
40. Yano H., Tanaka N., Kamibayashi K., Saitou H., Iwata H. Development of a portable gait rehabilitation system for home-visit rehabilitation // *The Scientific World Journal*. – 2015. – Vol. 2015. – Article ID 849831. – P. 1–12
41. Žarković D, Šorfova M. Neurobiomechanical aspects of robotic assisted gait training // *Rehabilitation & Physical Medicine*. – 2017. – Vol. 24, № 1. – P. 43–49.

ERGONOMIC PROPOSALS FOR THE DEVELOPMENT OF ROBOT-ASSISTED GAIT TRAINING DEVICES

**D. Žarković, M. Šorfova (Prague, Czech Republic),
K. Groleger-Sršen (Ljubljana, Slovenia), D. Ravnik (Izola, Slovenia)**

Neurological gait disturbances require long-term gait rehabilitation. According to existing research results, robot-assisted gait training devices are designed to improve patient's walking capabilities and to eliminate the operator's physical overloading. The aim of this paper is to present an ergonomic analysis of commercially available robot-assisted gait training devices, including both the operators and patients postures during robot-assisted gait training therapy. This ergonomics analysis was performed on the Hocoma's Lokomat Pro, involving five randomly chosen device's operators and ten adult and children patients who received gait therapies on the day of the experiment. Both evaluators concluded that the most problematic points, from aspects of safety and fatigue for the operators, were the preparation process of the

device, device adjustments to each patient individually, and the noise produced by the device. Subsequently patients mostly struggled with the device's ramp and uncomfortable harness. It was noted that although the Lokomat Pro is the most widely used robot-assisted gait training device with many advantages that contribute to improved patient's gait capacities, like in every medical device, there is always room for improvement. Research and development of robot-assisted gait training devices is a long-term process requiring multidisciplinary cooperation. The cooperation represents an enriching experience for a whole team of specialists and ensures that the product meets the criteria for the end-users.

Key words: ergonomics, physiotherapy, robot-assisted gait training, Lokomat, research and development.

Получено 9 июня 2019