

Прокопенко Р.А.

ПРОТЕЗ КОЛЕННОГО СУСТАВА ПРИ АМПУТАЦИИ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ НА УРОВНЕ БЕДРА

ПАО «Институт электронных управляющих машин им. И. С. Брука», 119334, Москва

В обзоре охарактеризовано современное состояние области протезирования коленного сустава при ампутации на уровне бедра. Проведено сравнение различных типов коленных модулей. Описаны клинические и биомеханические методы оценки эффективности движений инвалидов с ампутациями нижней конечности.

Ключевые слова: ампутация нижней конечности; протез коленного сустава; биомеханика походки.

Для цитирования: Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2016; 15(1): 43-48.
DOI: 10.18821/1681-3456-2016-15-1-43-48

Для корреспонденции: Прокопенко Роман Александрович; raprokopenko@yandex.ru

Prokopenko R.A.

THE USE OF THE KNEE JOINT REPLACEMENT PROSTHESIS AFTER THE AMPUTATION AT THE LEVEL BETWEEN HIP AND KNEE

Public joint-stock company "I.S. Bruk Institute of Electronic Controlling Machines", 119334, Moscow, Russian Federation

This review was designed to characterize the current state-of-the-art of knee joint replacement prosthetics with respect to the cases of the amputation at the level between hip and knee. Various types of knee joint modules are compared. The clinical and biomechanical methods are described that are employed to evaluate the effectiveness of the movements of the disabled patients following the amputation at the level between hip and knee.

Key words: lower extremity amputation; knee joint replacement prosthesis; biomechanics of walking.

For citation: Fizioterapiya, bal'neologiya i reabilitatsiya. 2016; 15 (1): 43-48. (In Russ.).
DOI: 10.18821/1681-3456-2016-15-1-43-48

For correspondence: raprokopenko@yandex.ru

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Funding. The study had no sponsorship.

Received 23 Oktober 2015
Assepet 15 November 2015

Введение

По данным на 2002 г., приблизительно 216 тыс. инвалидов с ампутациями состояли на учете в лечебно-профилактических учреждениях системы Минздрава России [1]. По зарубежным данным [2], приблизительно 40% всех ампутаций составляют ампутации нижних конечностей выше щиколотки, из них 40% на уровне бедра, 50% на уровне голени и 10% - вычленение тазобедренного сустава [3]. Среди причин заболеваемости [2] лидируют сосудистые заболевания и диабет (81%), далее следуют травма (17%) и рак (2%). Статистику разных стран и разных десятилетий сложно сравнивать из-за различий социально-экономического состояния, однако представление о потребности общества в протезировании нижних конечностей эти цифры дают.

Основная задача, ради которой создаются протезы нижней конечности, – локомоция. Протез ноги не обладает универсальностью здоровой ноги. Для бега создаются специализированные спортивные протезы, но ходить на них сложно. Бытовые протезы, как правило, обеспечивают лишь ходьбу для ограниченного круга условий.

Для описания разнообразия возможностей пациента создана Международная классификация функционирования (International Classification of Functioning) [4]. Эта классификация используется, например, для оценки эффективности микропроцессорных протезов [5]. Однако

более практичной во всем мире стала система классификации (Medicare Functional Classification Level – MFCL) [6], разработанная в США и состоящая всего из 5 функциональных уровней и групп пациентов (табл. 1).

Пациенты 1-й и 2-й групп – как правило, пожилые люди с ампутациями из-за сосудистых заболеваний, а 3-й и 4-й групп – молодые люди с ампутациями из-за травм. Существуют специализированные тесты для оценки функционального уровня пациента [7] по этой классификации. Многие мировые производители протезов адаптировали эту систему для своих изделий.

Типы модулей колена

За прошлый век инженеры создали множество конструкций механических модулей коленного сустава. Они различаются по уровню обеспечиваемой подкосоустойчивости и функциональности. Как правило, чем устойчивее механический модуль колена к подгибанию при опоре на него, тем меньше функций он может обеспечить при движении, и наоборот (табл. 2).

Ось замкового модуля колена замыкается вручную и обеспечивает максимальную подкосоустойчивость в любых условиях и в любой момент времени. При этом пациент наступает на жесткий протез, не обеспечивающий амортизации, и выполняет компенсаторные движения для поднятия и переноса протеза в процессе ходьбы.

Функциональные уровни MFCL

Группа пациентов	Характеристика
0-я	Не имеют возможности или потенциала передвигаться безопасно с внешней помощью или без нее. Протез не может улучшить качество жизни или передвижения
1-я	Имеют возможность или потенциал использовать протез для передвижения по ровной поверхности в одном темпе. Типично для домашнего использования
2-я	Имеют возможность или потенциал пересекать низкие барьеры, такие как бордюры, лесенки или неровные поверхности. Типично для ограниченного перемещения на улице
3-я	Имеют возможность или потенциал передвигаться в переменном темпе. Типично для перемещения на улице с возможностью пересекать большинство барьеров, для профессиональной деятельности и физических упражнений
4-я	Имеют возможность или потенциал превосходить мастерство обычного передвижения, показывая высокий уровень толчков, напряжения и энергии. Типично для использования детьми, активными взрослыми и спортсменами

Фрикционный модуль колена автоматически замыкает ось колена под действием массы тела пациента при опоре на протез. Для успешного замыкания пациенту необходимо опираться на ногу с полностью выпрямленным коленом. Амортизация не обеспечивается. В фазе переноса колено свободно вращается, подгибаясь за счет инерционных сил, что обеспечивает необходимое поднятие стопы над полом.

Полицентрический модуль колена содержит 4 оси, скрепленные брусками, и имеет 1 степень свободы. Положение мгновенной оси такого модуля меняется при сгибании. При выпрямлении колена мгновенная ось смещается назад, что обеспечивает блокировку колена и подкосоустойчивость при опоре. При сгибании колена в фазе переноса уменьшается эффективная длина голени, это увеличивает зазор стопы над поверхностью, уменьшает вероятность спотыкания и позволяет преодолевать барьеры.

Многоосный модуль колена является модификацией полицентрического и содержит 5 или даже больше осей. Дополнительные оси обеспечивают амортизацию при ударе протеза с опорой и небольшое подгибание колена в фазе опоры. Это подгибание имитирует естественное подгибание здоровой ноги и улучшает симметричность походки.

Гидравлический модуль колена обычно имеет одну ось и обеспечивает настраиваемый уровень демпфирования сгибания колена. Современные протезы позволяют настраивать этот уровень отдельно для фазы опоры и фазы переноса конечности, отдельно для сгибания колена и разгибания. Настройка выполняется индивидуально в соответствии с биомеханическими параметрами пациента и его потребностями.

Примечательно, что пациенты с ампутацией способны ходить даже на модуле колена *со свободно вращающейся осью*. Подкосоустойчивость такого модуля обеспечивается пациентом с помощью дополнительного момента сил в тазобедренном суставе, не позволяющего колену сгибаться.

Для хождения на этом модуле требуются опыт и мастерство пациента, зато за счет легкого вращения колена пациент может добиться точного выполнения желаемых движений.

Вершиной современного протезостроения являются модули колена *с микропроцессорным управлением*. Хотя механика этих модулей различна, цель системы управления в них сходная. Эти модули содержат микропроцессор, который собирает информацию с кинематических и тензометрических датчиков и управляет уровнем демпфирования гидравлического, пневматического или реологического привода. Микропроцессорное управление позволяет настраивать параметры модуля динамически в соответствии с текущей ситуацией, например подстраиваться к темпу ходьбы пациента, помогать при спотыкании или обеспечивать специальные режимы, такие как ходьба по лесенкам и наклонным поверхностям.

Все описанные выше модули обеспечивают сопротивление собственному движению пациента и не могут сами совершать механическую работу. Хотя разработки *активных протезов* ведутся в наше время во многих университетах [8–11], широкого коммерческого успеха они пока не достигли. Попытки имитировать биомеханику человека приводят к необходимости хранить значительные запасы энергии и соответствующему увеличению веса протеза, что затрудняет его практическое использование.

Бионические протезы

Основным отличием протеза от здоровой ноги является отсутствие нервных окончаний в протезе, причем отсутствует как эфферентное управление мышцами, так и афферентная чувствительность отсутствующей конечности. Протез управляется лишь движением культи. Мышечные силы тазобедренного сустава пациента механически действуют на модуль колена и стопы, вызывая движение, а чувствует протез пациент лишь посредством ощущений культи. Для решения этих проблем разрабатываются так называемые *бионические протезы*.

Недавно было опубликовано несколько сообщений об успешных попытках использовать миографические сигналы для управления протезом нижней конечности [12–14]. В таких исследованиях миографические датчики устанавливаются над остаточными мышцами культи. Выбираются мышцы, действующие (у здорового человека) на коленный сустав, в основном двусуставные мышцы. На основе измерения электрической активности этих мышц строится классификатор желаемого движения конечности пациента. При ампутации выше колена по активности остаточных мышц бедра была выполнена [13] успешная классификация даже голеностопных движений, таких как сгибание - разгибание. В другой работе эта же группа исследователей использовала реиннервацию [14].

Таблица 2

Типы механических коленных модулей

Тип модуля	Характеристика	Функциональный уровень
Замковый	Подкосоустойчивость	1
Фрикционный		1, 2
Полицентрический		2, 3
Многоосный		2, 3
Гидравлический		3, 4
Свободная ось	Функциональность	4

В две остаточные мышцы культы были вживлены большеберцовый и малоберцовый нервы. В результате активный протез нижней конечности имитировал функционирование полностью отсутствующих мышц.

Попытки вернуть пациенту ощущение утраченной конечности с помощью биологической обратной связи тоже ведутся. Для передачи ощущения нижней конечности используется электрическая стимуляция седалищного нерва [15], электротактильные или вибротактильные дисплеи, размещенные на поверхности культы [16]. Создается обратная связь величины такого стимула с кинематическими или кинетическими переменными движения протеза. Углы и угловые скорости протеза сообщают информацию, аналогичную сигналам мышечных веретен, моменты сил – сухожильных рецепторов, величина и положение центра давления – тактильных рецепторов здоровой ноги.

Принципы управления

Разработчики протеза нижней конечности часто пытаются имитировать естественную биомеханику и нервное управление ноги здорового человека. Например, в работе [18] сообщается, что активный протез нижней конечности воспроизводит зависимость суставных моментов сил от суставных углов и угловых скоростей, которые были измерены при ходьбе здорового человека. Оказалось, что такие зависимости не очень хорошо подходят для протеза, и исследователям пришлось настраивать параметры этих зависимостей вручную для эмпирического улучшения ходьбы пациента на протезе.

Общепринятым в научной литературе является использование *импедансного управления* [18] для протеза нижней конечности, т. е. механическая функция протеза формулируется в терминах зависимости моментов сил от углов и угловых скоростей. Коэффициенты этой зависимости называются импедансными параметрами. В модулях колена с микропроцессорным управлением эти параметры устанавливаются в явном виде в соответствии с типом и фазой выполняемого пациентом движения. В механических модулях колена эти параметры оптимизируются при разработке и настраиваются протезистом для более эффективного выполнения движений пациентом.

Распространенным методом нахождения оптимальных параметров протеза является математическое моделирование. Человеческое тело представляется системой абсолютно твердых тел, связанных идеальными вращательными связями. Одна из ног модели заменяется моделью протеза. Численным методом решается задача прямой динамики. Траектория движения параметризуется и оптимизируется [19] по некоторому набору критериев.

В более современных работах оптимизируются параметры протеза, а ходьбой модели управляет специальная система управления. Такую систему можно построить, например, на основании экспериментальных записей кинематики ходьбы здорового человека [20–23]. Для этого строится регулятор, минимизирующий отклонение траектории модели от экспериментальной траектории движения здорового человека. В других работах система управления моделью человека строится на основании общих биологических принципов [24, 25].

Для выбора параметров протеза, обеспечивающих наилучшее движение, необходимо определить критерий оптимальности выполняемого движения. С точки зрения теории управления существуют два основных критерия: достижение *цели движения* и минимизация *затраченных ресурсов*. К биологическим критериям можно отнести *безопасность* организма.

Целью ходьбы является перемещение тела в пространстве, а ее основным параметром – *скорость перемещения*.

Ходьба имеет множество других пространственно-временных параметров, например темп, однако они обычно являются второстепенными. Так, темп комфортной ходьбы человека зависит от скорости [26].

К затраченным ресурсам в первую очередь относится *расход энергии*. Хотя механическую мощность человека в любой момент времени вычислить несложно, оценить по ней метаболические затраты на работу мышц затруднительно. Мышцы не могут толкать, а могут только тянуть. Каждый сустав имеет как минимум две мышцы – антагонисты, причем мышца расходует энергию не только при укорочении (концентрическое сокращение), но и при удлинении (эксцентрическое сокращение). Расход энергии при ходьбе на протезе больше, чем при естественной ходьбе здорового человека. Этому способствует множество факторов. Например, при опоре на протез с выпрямленным коленом центр тяжести тела во время фазы опоры поднимается выше, чем при естественной походке, что требует выполнения дополнительной механической работы.

Амортизация обеспечивает безопасность организма при механических соударениях и достижении крайних положений. Амортизация необходима для защиты мягких тканей и органов организма от перегрузок. При ходьбе основное соударение происходит при контакте пятки с полом в начале шага и дальнейшем контакте подошвы с полом. В коленном модуле амортизация этого соударения может обеспечиваться за счет небольшого подгибания в фазе опоры, аналогичного естественному подгибанию у здорового колена. Кроме того, соударение происходит при максимальном разгибании колена, что особенно заметно у коленных модулей.

Устойчивость необходима при наличии случайных внешних воздействий или непредвиденных внешних условий. Если человека толкнуть, он споткнется или наступит на неожиданное препятствие, он не должен терять равновесие и падать. Устойчивость движения может быть обеспечена специальной регулировкой импедансных параметров. Современные протезы настроены на обеспечение максимального подъема протеза над полом в фазе переноса и имеют специальный режим защиты от спотыкания.

Если описанные выше критерии относятся к любой ходьбе человека, то последующие ассоциируются только с ходьбой на протезе нижней конечности. При односторонней ампутации ноги походка на протезе становится несимметричной. Известно, что длительная асимметрия походки приводит к дегенеративным изменениям в мышечно-скелетном аппарате [27]. Поэтому дополнительным критерием оптимизации походки может быть *симметричность движений* здоровой и протезированной ноги. Здоровая конечность копирует функцию больной с целью уменьшения асимметрии [28].

Еще одним критерием оптимизации походки являются *болевы́е ощущения*, вызываемые возникновением момента сил между приемной гильзой протеза и культей. Большой момент силы приводит к образованию ложного сустава между гильзой и культей и вызывает боль. Для устранения этих болевых ощущений вырабатываются компенсаторные движения, ухудшающие параметры ходьбы, что важно учитывать при разработке протеза [19].

Методы оценки движений

Стоимость современных модулей колена с микропроцессорным управлением более чем на порядок превосходит стоимость механических коленных модулей. Поэтому оценка преимуществ таких модулей очень важна для принятия решения об их использовании. В литературе [5, 29, 30] приведено множество различных экспериментальных методов оценки ходьбы на протезе нижней конечности.

В первую очередь исследователи прибегают к *опросам для самооценки* пациентами их движений на протезах. В разных странах разработаны и апробированы разнообразные опросы: PEQ [31–33], LCI [34], PPA [35], SIGAM [36], Q-TFA [37], ADAPT [38] и другие. Кроме того, многие исследователи используют собственные опросы. Такие тесты позволяют проводить самооценку функциональных возможностей использования протеза пациентом и являются субъективными.

Существует множество объективных *клинических тестов движений*, измеряющих эффективность выполнения движений: тест ходьбы [39, 40], тест вставания с кресла [41], монитор активности шагов [42] и прочие. Предсказатель мобильности (AMP) [7] объединяет ряд тестов, позволяющих оценивать функциональный уровень пациента. Российский ГОСТ Р 53871-2010 «Методы оценки реабилитационной эффективности протезирования нижних конечностей» регламентирует оценку возможностей пациента и клинических показателей движений для амбулаторной оценки эффективности реабилитации.

Биомеханический метод предусматривает использование различных технологий записи движений. Наиболее распространенным методом записи ходьбы является оптический (Vicon, OptiTrack, Motion Analysis Corp. и др.). Существуют и другие методы записи движений, такие как инерционный (XSens, Animazoo) и электромагнитный (Polhemus, Ascension Tech.). Такие системы записывают трехмерные движения сенсоров или маркеров, прикрепленных к частям человеческого тела. Зная геометрию человеческого тела и движение его частей, можно решить задачу обратной кинематики и рассчитать суставные углы в любой момент. Зная инерционные характеристики частей тела, временной ход суставных углов и сил реакции опоры, можно решить задачу обратной динамики и рассчитать моменты сил, действующие в суставах. Для записи сил реакции опоры совместно с записью движения используются силовые платформы (например, Kistler), измеряющие горизонтальные и вертикальные составляющие сил, действующих на пол, а также их точку приложения (центр давления).

Временные (длительности фаз), *кинематические* (суставные углы) и *динамические* (моменты сил) параметры ходьбы здорового человека подробно описаны и хорошо изучены в научной литературе (например, [43]). Важно отметить, что попытки приблизить биомеханику ходьбы пациента на протезе к биомеханике ходьбы здорового человека оправданы лишь частично. Протез отличается от здоровой ноги, и эффективная ходьба на протезе также будет отличаться. Однако такой подход позволяет количественно оценить патологические компенсаторные движения пациента. Кроме того, биомеханические параметры дают возможность оценить описанные выше критерии ходьбы на протезе, например симметричность походки и затраты механической энергии.

Обычно для измерения *затрат метаболической энергии* пациента при ходьбе используется более прямой метод – прямое измерение потребления кислорода пациентом [44]. Этот метод также имеет сложности интерпретации, так как, кроме аэробного окисления, существует и анаэробное, обеспечивающее организм энергией в отсутствие кислорода, например при взрывной физической деятельности или длительной тяжелой нагрузке.

К сожалению, «золотой стандарт» фармацевтических исследований – проспективное двойное слепое рандомизированное плацебоконтролируемое исследование – с сотнями или тысячами пациентов не может быть перенесен в область протезирования конечностей. По сравнению с сердечно-сосудистыми заболеваниями и диабетом

потеря конечности встречается относительно редко и исследовательские центры не имеют достаточного количества пациентов, чтобы выделить однородные по возрасту, полу, массе тела, истории болезни и другим показателям группы. Кроме того, протез имеет настраиваемые параметры, которые регулируются протезистом в соответствии с параметрами и потребностями пациента. И пациент, и экспериментатор располагают информацией о том, какой протез используется, т. е. исследование не является слепым. Для пациента знание о свойствах используемого протеза необходимо для успешного выполнения двигательных задач. Сравнение результатов пациента с его же контрольными результатами приемлемо в области протезирования.

Перспективы

Благодаря развитию технологии постоянно появляются новые виды протезов. Однако не все решения оказываются успешными. Например, в первых разработках активных протезов нижней конечности использовали эхо-управление, при котором протез повторял движения парной здоровой ноги. Впоследствии такой подход оказался неэффективным. Сейчас общепринятой является идея импедансного управления. Исследователи пытаются воспроизвести в протезе естественные биомеханические характеристики нервно-мышечного аппарата здоровой конечности. Такой подход тоже оправдан лишь частично. Протез отличается от здоровой ноги по геометрическим и массовым характеристикам, возможностям генерации механической силы и нервному управлению. Например, масса протеза должна быть существенно меньше массы ноги.

При разработке протеза исследователям приходится решать сложную биомеханическую задачу. Перспективным методом при этом является математическое моделирование. Современные компьютеры позволяют легко смоделировать сложную физическую систему и любой алгоритм управления в реальном времени и даже быстрее. О попытках найти оптимальные параметры протеза с помощью моделирования сообщается в многочисленных публикациях. Однако в большинстве исследований предпринимаются попытки симитировать ходьбу здорового человека, а не решить комплексную задачу ходьбы на протезе. Это не удивительно, так как задача управления математической моделью по сложности аналогична задаче управления двуногим роботом, а она на данный момент в полной мере никем не решена.

Другая перспектива связана с развитием интерфейса управления протезом, т. е. имитации эфферентных и афферентных сигналов ноги. Сложность использования электромиограммы у пациентов с ампутацией нижней конечности связана с необходимостью установки датчиков на поверхность культи под приемную гильзу протеза. Технологии измерения электромиограммы развиваются. Например, были разработаны имплантируемые в мышцу датчики [45]. Также развиваются алгоритмы использования сигналов для управления протезом. Современные алгоритмы распознают намерение пациента и условия окружающей среды по совокупной информации датчиков о движении протеза и электромиограмме [46, 47]. Для этого используются алгоритмы машинного обучения по записям движений пациентов. Перспективной является разработка самообучающегося алгоритма с целью облегчить движения пациента.

Если возможности генерации механической силы в современных технических устройствах даже шире возможностей ноги человека, возможности запаса энергии ограничены. Поэтому почти все современные протезы нижней конечности являются «пассивными», т. е. не могут сами

генерировать энергию движения. Это вызывает затруднения при выполнении пациентом физически тяжелых задач, таких как подъем по лесенке и ходьба по наклонной поверхности вверх. Существуют университетские проекты протезов с перераспределением энергии между фазами движения [48–50]. Недавно появились протезы, дающие возможность подъема по лесенке при использовании полностью пассивного протеза [51, 52], что еще недавно [53] считалось невозможным.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.

ЛИТЕРАТУРА

- Питкин М.Р. Теория построения и практика синтеза антропоморфных протезов нижней конечности: Дис. ... д-ра техн. наук. СПб.; 2006.
- Ziegler-Graham K., MacKenzie E.J., Ephraim P.L., Trivison T.G., Brookmeyer R. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2008; 89(3): 422–9.
- Torres M. Incidence and causes of limb amputations. *Phys. Med. Rehabil.: State Art Rev.* 1994; 8: 1–8.
- International Classification of Functioning, Disability and Health: ICF. World Health Organisation; 2001.
- Theeven P.J., Hemmen B., Brink P.R., Smeets R.J., Seelen H.A. Measures and procedures utilized to determine the added value of microprocessor-controlled prosthetic knee joints: a systematic review. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2013; 14(1): 333.
- HCFA Common Procedure Coding System (HCPCS). Springfield (VA): U.S. Department of Commerce, National Technical Information Service. Centers for Medicare and Medicaid Services. U.S. Department of Health and Human Services; 2001.
- Gailey R.S., Roach K.E., Applegate E.B., Cho B., Cuniffe B., Licht S. et al. The amputee mobility predictor: An instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2002; 83(5): 613–27.
- Driver T.A. Innovation for Powered Prostheses Utilizing Pneumatic Actuators: PhD Thesis. Tuscaloosa, Alabama; 2012.
- Sup F.C. IV. A Powered Self-contained Knee and Ankle Prosthesis for Near Normal Gait in Transfemoral Amputees: PhD Thesis. Nashville, Tennessee; 2009.
- Lambrecht B.G.A. Design of a Hybrid Passive-active Prosthesis for Above-knee Amputees: PhD Thesis. Berkeley; 2008.
- Borjian R. Design, Modeling, and Control of an Active Prosthetic Knee: PhD Thesis. Waterloo, Ontario, Canada; 2008.
- Alcaide-Aguirre R.E., Morgenroth D.C., Ferris D.P. Motor control and learning with lower-limb myoelectric control in amputees. *J. Rehabil. Res. Dev.* 2013; 50(5): 687.
- Hargrove L.J., Simon A.M., Lipschutz R., Finucane S.B., Kuiken T.A. Non-weight-bearing neural control of a powered transfemoral prosthesis. *J. NeuroEngineering Rehabil.* 2013; 10(1): 62.
- Hargrove L.J., Simon A.M., Young A.J., Lipschutz R.D., Finucane S.B., Smith D.G., Kuiken T.A. Robotic leg control with EMG decoding in an amputee with nerve transfers. *N. Engl. J. Med.* 2013; 369(13): 1237–42.
- Clippinger F.W., Seaber A.V., McElhaney J.H., Harrelson J.M., Maxwell G.M. Afferent sensory feedback for lower extremity prosthesis. *Clin. Orthop.* 1982; 169: 202–6.
- Webb G. Real-time Electro-tactile Biofeedback for Amputee Gait Re-Training: PhD Thesis. Guildford, Surrey; 2012.
- Sup F., Bohara A., Goldfarb M. Design and control of a powered transfemoral prosthesis. *Int. J. Robot. Res.* 2008; 27(2): 263–73.
- Hogan N. Impedance control: An approach to manipulation. *J. Dynamic. Syst. Measur., Control.* 1985; 107: 1–24.
- Фарбер Б.С., Витгензон А.С., Морейнис И.Ш. *Теоретические основы построения протезов нижних конечностей и коррекции движения.* М.: ЦНИИИП; 1994; т. 1.
- Aghasadeghi N., Zhao J., Hargrove L.J., Ames A.D., Perreault E.J., Bretl T. Learning impedance controller parameters for lower-limb prostheses. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Tokyo*; 2013: 4268–74.
- Akbari M., Farahmand F., Abu Osman N.A., Zohoor H. A robotic model of transfemoral amputee locomotion for design optimization of knee controllers. *Int. J. Adv. Robot. Syst.* 2013; 10: 161.
- Pejhan S., Farahmand F., Parnianpour M. Design optimization of an above-knee prosthesis based on the kinematics of gait. In: *Engineering in Medicine and Biology Society. 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE.* Vancouver; 2008: 4274–7.
- Sinnet R.W., Zhao H., Shah R.P., Ames A.D. Simulating prosthetic devices with human-inspired hybrid control. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems.* San Francisco; 2011: 1723–30.
- Zhao Jie, Berns K., de Souza Baptista R., Bo A.P.L. Design of variable-damping control for prosthetic knee based on a simulated biped. In: *The Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference.* Seattle, WA; 2013: 1–6.
- Zhao J., Berns K., Baptista R.D.S., Bo A., Luksch T. A comparison of a passive and variable-damping controlled leg prosthesis in a simulated environment. In: *16th International Conference on Climbing and Walking Robots CLAWAR.* Sydney; 2013.
- Tanawongsuwan R., Bobick A. Performance analysis of time-distance gait parameters under different speeds. In: *Audio-and Video-based Biometric Person Authentication.* Guildford, UK; 2003: 715–24.
- Kaufman K.R., Frittoli S., Frigo C.A. Gait asymmetry of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Clin. Biomech.* 2012; 27(5): 460–5.
- Скворцов Д.В. *Клинический анализ движений. Анализ походки.* Иваново: Стимул; 1996.
- Рукина Н.Н., Кузнецов А.Н., Белова А.Н., Воробьева О.В. Особенности биомеханических характеристик опороспособности и походки у пациентов с экзопротезом нижней конечности. *Российский журнал биомеханики.* 2014; 18(3): 389–97.
- van der Linde H., Hofstad C.J., Geurts A.C., Postema K., Geertzen J.H., van Limbeek J. A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis. *J. Rehabil. Res. Dev.* 2004; 41(4): 555–70.
- Franchignoni F., Giordano A., Ferriero G., Orlandini D., Amoresano A., Perucca L. Measuring mobility in people with lower limb amputation: Rasch analysis of the mobility section of the prosthesis evaluation questionnaire. *J. Rehabil. Med.* 2007; 39(2): 138–44.
- Legro M.W., Reiber G.D., Smith D.G. Prosthesis evaluation questionnaire for persons with lower limb amputations: assessing prosthesis-related quality of life. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1998; 79: 931–8.
- Legro M.W., Reiber G.E., Smith D.G. A Prosthesis Evaluation Questionnaire (PEQ). In: *The Association for Health Services Research 14th Annual Meeting.* Chicago. June 15–17, 1997. ...; 1997.
- Larsson B., Johansson A., Andersson I.H., Atroshi I. The Locomotor Capabilities Index: validity and reliability of the Swedish version in patients with lower limb amputation. *Health Qual. Life Outcomes.* 2009; 7(1): 44.
- Grisé M.C., Gauthier-Gagnon C., Martineau G.G. Prosthetic profile of people with lower extremity amputation: conception and design of a follow-up questionnaire. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1993; 74(8): 862–70.
- Ryall N.H., Eyres S.B., Neumann V.C., Bhakta B.B., Tennant A. The SIGAM mobility grades: a new population-specific measure for lower limb amputees. *Disabil. Rehabil.* 2003; 25(15): 833–44.
- Hagberg K., Bränemark R., Hägg G. Questionnaire for Persons with a Transfemoral Amputation (Q-TFA): initial validity and reliability of a new outcome measure. *J. Rehabil. Res. Dev.* 2004; 41(5): 695–706.
- Theeven P., Hemmen B., Stevens C., Ilmer E., Brink P., Seelen H. Feasibility of a new concept for measuring actual functional performance in daily life of transfemoral amputees. *J. Rehabil. Med.* 2010; 42(8): 744–51.
- Kark L., McIntosh A.S., Simmons S. The use of the 6-min walk test as a proxy for the assessment of energy expenditure during gait in individuals with lower-limb amputation. *Int. J. Rehabil. Res.* 2011; 34(3): 227–34.
- Frlan-Vrgoc L., Vrbanić T.S.-L., Kraguljac D., Kovacević M. Functional outcome assessment of lower limb amputees and prosthetic users with a 2-minute walk test. *Coll. Antropol.* 2011; 35(4): 1215–8.
- van Eijk M.S., van der Linde H., Buijck B., Geurts A., Zuidema S., Koopmans R. Predicting prosthetic use in elderly patients after major lower limb amputation. *Prosthet. Orthot. Int.* 2012; 36(1): 45–52.
- Bowden M.G., Behrman A.L. Step activity monitor: accuracy and test-retest reliability in persons with incomplete spinal cord injury. *J. Rehabil. Res. Dev.* 2007; 44(3): 355–62.
- Winter D.A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* Hoboken, N.J.: Wiley; 2009.
- Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological function.* 2nd Ed. Thorofare, N.J.: SLACK; 2010.
- Weir R.F., Troyk P.R., DeMichele G.A., Kerns D.A., Schorsch J.F., Maas H. Implantable myoelectric sensors (IMESs) for intramuscular electromyogram recording. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2009; 56(1): 159–71.
- He Huang, Fan Zhang, Hargrove L.J., Zhi Dou, Rogers D.R., Englehart K.B. Continuous locomotion-mode identification for prosthetic legs based on neuromuscular-mechanical fusion. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2011; 58(10): 2867–75.
- Lin Du, Fan Zhang, Ming Liu, He Huang. Toward design of an environment-aware adaptive locomotion-mode-recognition system. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2012; 59(10): 2716–25.
- Inoue K., Wada T., Harada R., Tachiwana S. Novel knee joint mechanism of transfemoral prosthesis for stair ascent. In: *The Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference.* Seattle, WA; 2013: 1–6.
- Unal R., Carloni R., Hekman E.E., Stramigioli S., Koopman H. Conceptual design of an energy efficient transfemoral prosthesis. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2010 IEEE/RSJ International Conference.* Taipei; 2010: 343–8.
- Unal R., Klijnsma F., Burkink B., Behrens S.M., Hekman E.E., Stramigioli S. et al. Modeling of WalkMECH: A fully-passive energy-efficient transfemoral prosthesis prototype. In: *IEEE... International Conference on Rehabilitation Robotics: [Proceedings].* Soatth, WA; 2013: 1–6.
- Bellmann M., Schmalz T., Ludwigs E., Blumentritt S. Stair ascent with an innovative microprocessor-controlled exoprosthetic knee joint. *Biomed. Tech. (Berl.)* 2012; 57(6): 435–44.
- Highsmith M.J., Kahle J.T., Lura D.J., Lewandowski A.L., Quillen W.S.,

Kim S.H. Stair ascent and ramp gait training with the genium knee. *Technol. Innov.* 2014; 15(4): 349–58.

53. Vucina A. Kinematics and forces in the above-knee prosthesis during the stair climbing. *Int. J. Simul. Model.* 2005; 4(1): 17–26.

REFERENCES

1. Pitkin M.R. Theory of Design and Practice of Synthesis of Anthropomorphic Lower Limb Prostheses [Teoriya postroeniya i praktika sinteza antropomorfnykh protezov nizhney konechnosti]. Diss. St. Petersburg; 2006. (in Russian)
2. Ziegler-Graham K., MacKenzie E.J., Ephraim P.L., Trivison T.G., Brookmeyer R. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2008; 89(3): 422–9.
3. Torres M. Incidence and causes of limb amputations. *Phys. Med. Rehabil.: State Art Rev.* 1994; 8: 1–8.
4. International Classification of Functioning, Disability and Health: ICF. World Health Organisation; 2001.
5. Theeven P.J., Hemmen B., Brink P.R., Smeets R.J., Seelen H.A. Measures and procedures utilized to determine the added value of microprocessor-controlled prosthetic knee joints: a systematic review. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2013; 14(1): 333.
6. HCFA Common Procedure Coding System (HCPCS). Springfield (VA): U.S. Department of Commerce, National Technical Information Service, Centers for Medicare and Medicaid Services. U.S. Department of Health and Human Services; 2001.
7. Gailey R.S., Roach K.E., Applegate E.B., Cho B., Cuniffe B., Licht S. et al. The amputee mobility predictor: An instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2002; 83(5): 613–27.
8. Driver T.A. Innovation for Powered Prostheses Utilizing Pneumatic Actuators: PhD Thesis. Tuscaloosa, Alabama; 2012.
9. Sup F.C. IV. A Powered Self-contained Knee and Ankle Prosthesis for Near Normal Gait in Transfemoral Amputees: PhD Thesis. Nashville, Tennessee; 2009.
10. Lambrecht B.G.A. Design of a Hybrid Passive-active Prosthesis for Above-knee Amputees: PhD Thesis. Berkeley; 2008.
11. Borjian R. Design, Modeling, and Control of an Active Prosthetic Knee: PhD Thesis. Waterloo, Ontario, Canada; 2008.
12. Alcaide-Aguirre R.E., Morgenroth D.C., Ferris D.P. Motor control and learning with lower-limb myoelectric control in amputees. *J. Rehabil. Res. Dev.* 2013; 50(5): 687.
13. Hargrove L.J., Simon A.M., Lipschutz R., Finucane S.B., Kuiken T.A. Non-weight-bearing neural control of a powered transfemoral prosthesis. *J. NeuroEngineering Rehabil.* 2013; 10(1): 62.
14. Hargrove L.J., Simon A.M., Young A.J., Lipschutz R.D., Finucane S.B., Smith D.G., Kuiken T.A. Robotic leg control with EMG decoding in an amputee with nerve transfers. *N. Engl. J. Med.* 2013; 369(13): 1237–42.
15. Clippinger F.W., Seaber A.V., McElhaney J.H., Harrelson J.M., Maxwell G.M. Afferent sensory feedback for lower extremity prosthesis. *Clin. Orthop.* 1982; 169: 202–6.
16. Webb G. Real-time Electro-tactile Biofeedback for Amputee Gait Re-Training: PhD Thesis. Guildford, Surrey; 2012.
17. Sup F., Bohara A., Goldfarb M. Design and control of a powered transfemoral prosthesis. *Int. J. Robot. Res.* 2008; 27(2): 263–73.
18. Hogan N. Impedance control: An approach to manipulation. *J. Dynamic. Syst. Measur., Control.* 1985; 107: 1–24.
19. Farber B.S., Vitenzon A.S., Moreynis I.Sh. Theoretical Basics of Lower Limb Prostheses and Correction of movements [Teoreticheskie osnovy postroeniya protezov nizhnikh konechnostey i korrektsii dvizheniya]. Moscow: TsNIIPP; 1994; Vol. 1. (in Russian)
20. Aghasadehgi N., Zhao J., Hargrove L.J., Ames A.D., Perreault E.J., Bretl T. Learning impedance controller parameters for lower-limb prostheses. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Tokyo*; 2013: 4268–74.
21. Akbari M., Farahmand F., Abu Osman N.A., Zohoor H. A robotic model of transfemoral amputee locomotion for design optimization of knee controllers. *Int. J. Adv. Robot. Syst.* 2013; 10: 161.
22. Pejhan S., Farahmand F., Parnianpour M. Design optimization of an above-knee prosthesis based on the kinematics of gait. In: *Engineering in Medicine and Biology Society. 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE. Vancouver*; 2008: 4274–7.
23. Sinnet R.W., Zhao H., Shah R.P., Ames A.D. Simulating prosthetic devices with human-inspired hybrid control. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. San Francisco*; 2011: 1723–30.
24. Zhao Jie, Berns K., de Souza Baptista R., Bo A.P.L. Design of variable-damping control for prosthetic knee based on a simulated biped. In: *The Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference. Seattle, WA*; 2013: 1–6.
25. Zhao J., Berns K., Baptista R.D.S., Bo A., Luksch T. A comparison of a passive and variable-damping controlled leg prosthesis in a simulated environment. In: *16th International Conference on Climbing and Walking Robots CLAWAR. Sydney*; 2013.
26. Tanawongsuwan R., Bobick A. Performance analysis of time-distance gait parameters under different speeds. In: *Audio-and Video-based Biometric Person Authentication. Guildford, UK*; 2003: 715–24.
27. Kaufman K.R., Fritoli S., Frigo C.A. Gait asymmetry of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Clin. Biomech.* 2012; 27(5): 460–5.
28. Skvortsov D.V. Clinical Analysis of Movements. Analysis of Gait. [Klinicheskiy analiz dvizheniy. Analiz pokhodki]. Ivanovo: Stimul; 1996. (in Russian)
29. Rukina N.N., Kuznetsov A.N., Belova A.N., Vorob'yeva O.V. Biomechanical specifics of support ability and gait in patients with low extremity exoprosthesis. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki.* 2014; 18(3): 389–97. (in Russian)
30. van der Linde H., Hofstad C.J., Geurts A.C., Postema K., Geertzen J.H., van Limbeek J. A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis. *J. Rehabil. Res. Dev.* 2004; 41(4): 555–70.
31. Franchignoni F., Giordano A., Ferriero G., Orlandini D., Amoresano A., Perucca L. Measuring mobility in people with lower limb amputation: Rasch analysis of the mobility section of the prosthesis evaluation questionnaire. *J. Rehabil. Med.* 2007; 39(2): 138–44.
32. Legro M.W., Reiber G.D., Smith D.G. Prosthesis evaluation questionnaire for persons with lower limb amputations: assessing prosthesis-related quality of life. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1998; 79: 931–8.
33. Legro M.W., Reiber G.E., Smith D.G. A Prosthesis Evaluation Questionnaire (PEQ). In: *The Association for Health Services Research 14th Annual Meeting, Chicago, June 15–17, 1997. ...*; 1997.
34. Larsson B., Johansson A., Andersson I.H., Atroshi I. The Locomotor Capabilities Index: validity and reliability of the Swedish version in patients with lower limb amputation. *Health Qual. Life Outcomes.* 2009; 7(1): 44.
35. Grisé M.C., Gauthier-Gagnon C., Martineau G.G. Prosthetic profile of people with lower extremity amputation: conception and design of a follow-up questionnaire. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1993; 74(8): 862–70.
36. Ryall N.H., Eyres S.B., Neumann V.C., Bhakta B.B., Tennant A. The SIGAM mobility grades: a new population-specific measure for lower limb amputees. *Disabil. Rehabil.* 2003; 25(15): 833–44.
37. Hagberg K., Bränemark R., Hägg G. Questionnaire for Persons with a Transfemoral Amputation (Q-TFA): initial validity and reliability of a new outcome measure. *J. Rehabil. Res. Dev.* 2004; 41(5): 695–706.
38. Theeven P., Hemmen B., Stevens C., Ilmer E., Brink P., Seelen H. Feasibility of a new concept for measuring actual functional performance in daily life of transfemoral amputees. *J. Rehabil. Med.* 2010; 42(8): 744–51.
39. Kark L., McIntosh A.S., Simmons S. The use of the 6-min walk test as a proxy for the assessment of energy expenditure during gait in individuals with lower-limb amputation. *Int. J. Rehabil. Res.* 2011; 34(3): 227–34.
40. Frlan-Vrgoc L., Vrbanić T.S.-L., Kraguljac D., Kovacević M. Functional outcome assessment of lower limb amputees and prosthetic users with a 2-minute walk test. *Coll. Antropol.* 2011; 35(4): 1215–8.
41. van Eijk M.S., van der Linde H., Buijck B., Geurts A., Zuidema S., Koopmans R. Predicting prosthetic use in elderly patients after major lower limb amputation. *Prosthet. Orthot. Int.* 2012; 36(1): 45–52.
42. Bowden M.G., Behrman A.L. Step activity monitor: accuracy and test-retest reliability in persons with incomplete spinal cord injury. *J. Rehabil. Res. Dev.* 2007; 44(3): 355–62.
43. Winter D.A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Hoboken, N.J.: Wiley; 2009.
44. Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological function*. 2nd Ed. Thorofare, NJ: SLACK; 2010.
45. Weir R.F., Troyk P.R., DeMichele G.A., Kerns D.A., Schorsch J.F., Maas H. Implantable myoelectric sensors (IMESs) for intramuscular electromyogram recording. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2009; 56(1): 159–71.
46. He Huang, Fan Zhang, Hargrove L.J., Zhi Dou, Rogers D.R., Englehart K.B. Continuous locomotion-mode identification for prosthetic legs based on neuromuscular-mechanical fusion. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2011; 58(10): 2867–75.
47. Lin Du, Fan Zhang, Ming Liu, He Huang. Toward design of an environment-aware adaptive locomotion-mode-recognition system. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2012; 59(10): 2716–25.
48. Inoue K., Wada T., Harada R., Tachiwana S. Novel knee joint mechanism of transfemoral prosthesis for stair ascent. In: *The Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference. Seattle, WA*; 2013: 1–6.
49. Unal R., Carloni R., Hekman E.E., Stramigioli S., Koopman H. Conceptual design of an energy efficient transfemoral prosthesis. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2010 IEEE/RSJ International Conference. Taipei*; 2010: 343–8.
50. Unal R., Klijnsma F., Burkink B., Behrens S.M., Hekman E.E., Stramigioli S. et al. Modeling of WalkMECH: A fully-passive energy-efficient transfemoral prosthesis prototype. In: *IEEE... International Conference on Rehabilitation Robotics: [Proceedings]. Soatb, WA*; 2013: 1–6.
51. Bellmann M., Schmalz T., Ludwigs E., Blumentritt S. Stair ascent with an innovative microprocessor-controlled exoprosthetic knee joint. *Biomed. Tech. (Berl.)* 2012; 57(6): 435–44.
52. Highsmith M.J., Kahle J.T., Lura D.J., Lewandowski A.L., Quillen W.S., Kim S.H. Stair ascent and ramp gait training with the genium knee. *Technol. Innov.* 2014; 15(4): 349–58.
53. Vucina A. Kinematics and forces in the above-knee prosthesis during the stair climbing. *Int. J. Simul. Model.* 2005; 4(1): 17–26.

Поступила 23 октября 2015

Принята в печать 15 ноября 2015