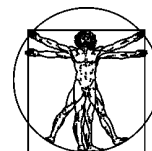


DOI: 10.15593/RJBiomech/2020.4.04
УДК 531/534:[57+61]



**Russian
Journal
of Biomechanics**
www.biomech.ru

НАХОЖДЕНИЕ СИЛЫ РЕАКЦИИ ОПОРЫ ВО ВРЕМЯ ПОДЪЕМА ПО ЛЕСТНИЦЕ ПРИ ТРАНСФЕМОРАЛЬНОЙ АМПУТАЦИИ (ПРИМЕР ИЗ ПРАКТИКИ)

А. Главловская¹, Б. Загородний²

¹ Познанский технический университет, Польша, 60-965, Познань, пл. Марии Склодовской-Кюри, 5, e-mail: aleksandra.gawlowska340@gmail.com

² Лодзинский технологический университет, Польша, 90-924, Лодзь, ул. Зеромского, 116, e-mail: bartlomiej.zagrodny@p.lodz.pl

Аннотация. Анализ походки позволяет поставить точный диагноз, зафиксировать прогресс реабилитации, а также правильно адаптировать протез к пациенту. Исследование посвящено изучению различий между выбранным здоровым человеком (OZ) и выбранным человеком после ампутации (OPA) с энуклеацией в коленном суставе при подъеме по лестнице (подъем и спуск). В исследовании приняли участие два добровольца мужского пола примерно одинакового возраста (20–22 года) и роста (180–185 см). Биомеханический анализ проводился с использованием трех протезов, различающихся коленными суставами (1. Blatchford Mercury, 2. Guardian, 3. Ottobock 3R80) и протезами стопы (1. Össur Vari-Flex XC Rotate, 2. SACH, 3. Blatchford Elite 2). Лестница состояла из четырех ступеней (высота 170 мм, ширина 320 мм). Во время эксперимента использовались оптоэлектронная система захвата движения и силовая пластина. Полученные результаты показали ограниченную эффективность подъема и спуска по лестнице с помощью OPA по сравнению с OZ. Наиболее важное различие между здоровым человеком и инвалидом – это их походка, шаг через шаг и шаг за шагом соответственно. Значение вертикальной составляющей силы реакции опоры при подъеме по лестнице у обоих испытуемых одинаково. Анализируемые параметры различаются в зависимости от протезного набора, используемого OPA. Во время спуска OPA может реализовать схему «шаг через шаг», но только с использованием набора протезов 1 (повседневное использование). Тогда силы, действующие на здоровую конечность во время фазы стойки, намного выше, чем для случая OZ, что создает возможность перегрузки данной конечности. Проведенный биомеханический анализ обращает внимание на важность правильного выбора протеза для пациента.

Ключевые слова: подъем по лестнице, анализ движения, силы реакции опоры, протез нижней конечности, схема походки.

ВВЕДЕНИЕ

Предполагается, что около 85% приобретенных ампутаций приходится на область нижних конечностей [15]. Основные причины – заболевание периферических сосудов и диабетическая стопа. Меньшая доля приходится на операции, выполняемые в связи с травмами (производственными, дорожными и другими авариями), злокачественными новообразованиями, врожденными пороками развития и хроническими воспалениями. Также могут быть пороки развития или дефекты конечностей в результате аномалий внутриутробной жизни, и в этом случае мы говорим о врожденных ампутациях [6, 16, 25].

Основная цель нижних конечностей человека – поддержка тела, передвижение и поддержание равновесия. Верхние конечности также играют важную роль в движении, они отвечают за уравнивание движений нижних конечностей. Когда ампутуют ногу, возникает множество трудностей. Ходьба, подъем по лестнице, вставание и сидение, а также другие повседневные занятия теперь превращаются в проблемы. Помимо повседневной активности, человеку с ампутированной конечностью через очень короткое время после операции необходимо начать реабилитацию и помочь справиться с психологической травмой после потери конечности. Для восстановления полной функциональности тела используется протез, однако потеря мышц и разное распределение массы тела вызывают изменения в модели движений.

Биомеханические последствия ампутации могут быть серьезными, и их следует тщательно рассматривать для каждого пациента индивидуально. Затраты энергии на выполнение любой двигательной активности по большей части связаны с отведением конечности. Из-за отсутствия надлежащей точки опоры человек с ампутированной конечностью испытывает дисбаланс, что может привести к опасному падению. После ампутации возникает мышечное расстройство и проблемы с движением в связи с укорочением рычага культы, что приводит к перегрузке здоровых суставов и сохранившейся конечности, а в дальнейшем к ее дегенерации и травмам. Эти эффекты можно минимизировать, используя индивидуальный протез, хотя есть одна особенность, которую обычное ортопедическое оборудование не может обеспечить – проприоцепция.

Увеличивается уровень ампутации, пациент теряет большее количество суставов и мышц, что связано с уменьшением силы конечностей и укорочением культей рычага [9]. Таким образом, протез становится более сложным, поскольку ему приходится брать на себя функции удаленных элементов конечности. Во время ампутации наиболее важную роль играет формирование культы, которая гарантирует заживление постампутационной раны человека. Часто это противоречит требованиям последующего протезирования и реабилитации, которые требуют создания культы как можно длиннее [25]. После ампутации на уровне коленного сустава ягодичная мышца и двуглавая мышца бедра остаются полностью функциональными и продолжают свою работу по поддержанию постурального баланса и стабилизации колена.

Как и при ходьбе по ровной поверхности, при подъеме и спуске по лестнице нижние конечности совершают циклические движения. В основном здоровые взрослые люди используют традиционный метод подъема по лестнице, называемый шаг через шаг. Однако пожилые люди и инвалиды каким-то образом вынуждены развивать альтернативный паттерн походки, позволяющий им двигаться эффективно. Это включает в себя опору на поручень, выполнение компенсирующих движений в стороны и пошаговую схему ходьбы. Последняя упомянутая компенсация состоит в том, что обе ноги ставятся на один уровень перед входом/выходом на следующую. Эти отклонения от традиционной схемы ходьбы по лестнице приводят к более высокому потреблению энергии, снижению подвижности (и скорости движения) и повышенному риску падения [2, 11].

Подъем и спуск по лестнице – одно из основных физических упражнений, выполняемых каждый день [18]. Преодоление этого препятствия – несложная задача для здоровых людей, но для людей со сниженной двигательной функцией, трудностями с поддержанием равновесия и травмами нижних конечностей – это сложная задача. Чтобы получить устройства, которые наилучшим образом имитируют естественную походку здорового человека, следует проводить биомеханический анализ с учетом различных форм мобильности человека, включая подъем по лестнице и спуск по ней.

Как показали исследования *Larsson et al.* [23], большой проблемой для людей после ампутации нижней конечности является подъем по лестнице с использованием

поручней, а также индивидуальные ступеньки. Однако самая большая трудность – подняться по лестнице без перил. Чтобы облегчить повседневную деятельность этих людей, проводится ряд исследований, чтобы лучше понять механику ходьбы по лестнице. В настоящее время существует множество публикаций, в которых исследуется влияние различных факторов на выбранные параметры пешеходной лестницы. Яли и др. [8] исследовали активность отдельных мышц нижних конечностей в зависимости от различных нагрузок на рюкзак (0–30 кг) при подъеме по лестнице. Они показали, что дополнительная нагрузка смещает центр тяжести вверх, нарушая устойчивость тела. Затем испытуемые вынуждены компенсировать это изменение, которое проявляется в расширении фазы стойки (или сокращении фазы поворота). Было показано, что мышечная активность увеличивается с увеличением веса рюкзака. В работе, опубликованной *Tseng et al.* [26], учитывалось влияние наклона лестниц и скорости преодоления на частоту сердечных сокращений и движения. Было показано, что более высокие значения частоты пульса наблюдаются при большем угле лестницы и скорости его преодоления. В Польше в общественных зданиях уклон лестницы должен быть в диапазоне 20–30 ° [24], что коррелирует с результатами, полученными в рассматриваемой работе. В обоих случаях при подъеме и спуске по лестнице наблюдалось большее сгибание тазобедренного сустава и туловища вперед. Более подробно изменения в механике походки при различных значениях их преодоления описаны в [17], а важность наклона лестницы – в [10]. Исследования, включающие высоту ступенек и их наклон, важны в контексте их адаптации к возможностям пожилых людей и людей с ограниченными возможностями передвижения. Эта проблема была поднята, среди прочего, в работе *Kunzler et al.* [19]. В то время как *Spanjaard et al.* [7] провели исследование, чтобы определить влияние веса и роста тела на механику ходьбы по лестнице. Показано, что увеличение веса тела не повлияло на момент в голеностопном и коленном суставах в первой фазе контакта стопы с землей при спуске, за счет изменения стратегии опорная конечность выдерживала дополнительную массу. На большей высоте ступеньки икроножная мышца сокращалась сильнее, что соответствовало увеличению момента в голеностопном суставе. Результаты исследований, представленные *Michnik et al.* [18], показали, что силы реакции опоры при ходьбе не превышают 100–120 % массы тела. Однако при выполнении более сложных форм движения эти значения для колена и бедра могут составлять 250–350 % от веса тела. Момент в коленном суставе при сгибании при подъеме по лестнице в 3 раза больше, чем при ходьбе по ровной поверхности [17]. Как показано, необходимо провести исследования, направленные на понимание биомеханики ходьбы по лестнице, особенно в отношении людей, перенесших ампутацию нижней конечности.

Целью данного исследования было сравнить силы реакции опоры и скорость передвижения человека с ампутированной конечностью, оснащенного различными комплектами протеза нижней конечности, и на основании полученных результатов судить о примерке протеза.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В исследовательскую группу вошли 2 человека: здоровый человек (ОЗ) и человек после ампутации нижней конечности (ОРА). Выбор участников исследования был обусловлен их схожим возрастом, весом и ростом. Данные, полученные в результате клинического собеседования и первичного медицинского осмотра обследуемых, представлены в табл. 1. Для определения веса испытуемых использовались электронные медицинские весы (*Radwag*, Польша). Пациенту с ампутированной конечностью было установлено три различных протезных набора, как показано на рис. 1. Ежедневно ОРА использует набор номер 1. Здоровый человек и человек с ампутацией были подвергнуты

тесту активного диапазона в суставах нижних конечностей в соответствии с сагиттальным, фронтальным, поперечным, ротационным (*SFTR*) методом с использованием гониометра. Результаты показаны в табл. 2. Статическое выравнивание и динамическая регулировка протезов были выбраны опытным протезистом на основании информации об истории болезни пациента, его опыте и предложениях инвалида. Диапазон движений протезных колен *Mercury*, *Guardian* и *3R80* составляет 125, 145 и 150 ° соответственно. Для протезов стопы для *Vari-Flex XC Rotate* и *Elite 2* диапазон движений по умолчанию в сагиттальной плоскости отсутствует, поскольку это динамические стопы. Стопа *SACH* фиксируется во время движения.

Таблица 1

Данные обследуемого, уровень физической активности:
1 – отсутствует, 2 – умеренный, 3 – высокий

Данные	Экзаменуемый	
	Здоровый человек (OZ)	Ампутация (OPA)
Пол	Мужчина	Мужчина
Возраст	22	20
Вес, кг	74,4	89,0
Высота, см	180,5	184,5
Неправильная осанка	Не выявлена	Левосторонний сколиоз
Операции, травмы	Растяжение правой двуглавой мышцы бедра, после лечения отрицательных симптомов нет	Врожденная ампутация правой ноги, ампутация в области прилегания коленного сустава
Уровень физической активности	3	2
Спорт	Легкая атлетика, бег с барьерами (400 м), атака левой ногой	Плавание, тренажерный зал
Доминирующая сторона тела	Правая	Правая

Для получения кинематических данных использовалась система захвата движения *OptiTrack Flex 13* (*NaturalPoint*, США), состоящая из камер 6–120 Гц со специальным программным обеспечением. Для измерения сил реакции грунта применялась силовая пластина *Steinbichler* (*Zeiss*, Германия).

Лестница (подъем 170 мм, ступенька 320 мм, ширина 800 мм) была спроектирована с учетом правил строительства общественных зданий [17], размеров силовой платформы, а также удобства подъема по лестнице. Она состояла из четырех ступеней, на второй размещалась силовая пластина. Поручни не устанавливались, потому что все участники могли подниматься и спускаться по лестнице без них. Кроме того, на каждом шаге размещены маркеры для создания твердого тела в *OptiTrack* (рис. 2).

Перед началом исследования маркеры были размещены на теле участников с помощью двустороннего скотча. Места их размещения соответствуют набору маркеров, доступному в программе *OptiTrack* под названием «Обычное полное тело (39)». В случае ОРА маркеры накладывались на протез в местах, соответствующих появлению анатомических структур.



Рис. 1. Протез, использованный при обследовании. Фото с сайта [3, 4, 5, 12, 13, 14]

Таблица 2

Диапазоны движений суставов нижних конечностей для ОЗ и ОРА (в градусах) по ISOM

Исследуемый сустав	Плоскость, норма	Здоровый человек (ОЗ)		Ампутация (ОРА)	
		Левая	Правая	Левая	Правая
Бедро	Сагиттальная, 15–0–125	20–0–120	20–0–120	10–0–100	10–0–70
	Фронтальная, 45–0–15	40–0–30	40–0–20	50–0–30	30–0–30
	Трансверсальная, 45–0–20	50–0–20	50–0–20	60–0–40	70–0–30
	Вращения (S90), 45–0–45	50–0–50	60–0–60	50–0–50	20–0–20
Колено	Сагиттальная, 0–0–130	0–0–130	0–0–125	0–0–120	–
Голеностопный сустав	Сагиттальная, 20–0–45	20–0–35	20–0–40	20–0–40	–

Сначала участникам советовали сделать несколько попыток подняться и спуститься по лестнице, чтобы их движение было максимально естественным. Перед подъемом по лестнице участники стояли на земле перед лестницей. Испытуемые поднимались на них в выбранном ими темпе. ОЗ следовал схеме шаг через шаг по ступенчатой лестнице, и каждый тестовый цикл (подъем/спуск) повторялся пять раз, с учетом того, какая из конечностей первой оторвалась от земли. ОРА следовал схеме шаг за шагом при подъеме и спуске по лестнице, а также схеме шаг через шаг при спуске по лестнице с использованием только протеза 1. Испытания для каждого набора протезов повторяли трижды. Стоит отметить, что ОРА начинает подъем по лестнице с сохраненной конечности, в отличие от спуска, когда движение начинается с протеза. При использовании схемы шаг через шаг человек с ампутированной конечностью начинает движение с сохраненной конечностью. После каждого цикла участники делали перерыв для предотвращения переутомления. Цикл подъема начался в момент контакта ступни, которая позже оторвалась от земли на втором шаге, и закончился, когда упомянутая ступня коснулась ступени номер четыре. Цикл спуска по лестнице начинался в момент контакта ноги, позже оторвавшейся от земли, со второй ступеньки, и заканчивался, когда она касалась пола. Исследование проводилось в спортивной обуви за счет адаптации длины протеза к изношенной обуви.

Скорость ходьбы определялась на основе первой производной положения маркера на груди (отмеченной системой *OptiTrack* как *STRN*) с течением времени (рис. 3). Данные, полученные от системы захвата движения и силовой платформы, были экспортированы для дальнейшего анализа во внешнюю систему (*Microsoft Excel*). Сюжеты переставляются в общую точку – ноль при начале движения, но не нормируются. Данные были выражены как среднее значение и стандартное отклонение (*Sd*) для всех графиков. Скользящее среднее было рассчитано для фильтрации данных.



Рис. 2. Лестница, использованная в эксперименте

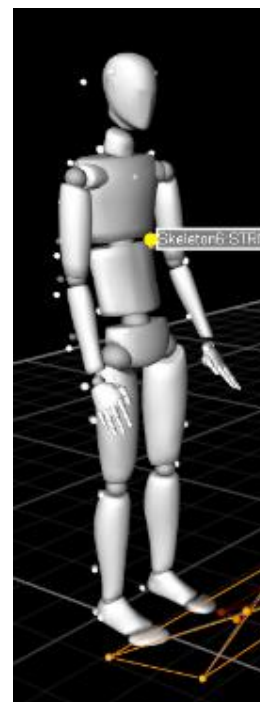


Рис. 3. Размещение маркера *STRN*

РЕЗУЛЬТАТЫ

Средняя скорость для ОЗ составляет 0,655 м / с (*Sd* 38), а для ОРА – 0,240 м/с (*Sd* 75), 0,225 м/с (*Sd* 80) и 0,235 м/с (*Sd* 85) для комплектов протезов 1, 2 и 3 соответственно. Такая большая разница между ОЗ и ОРА в основном объясняется использованием испытуемыми других моделей походки. Здоровый человек использует схему шаг через шаг, в то время как ОРА использует схему шаг за шагом. Основное различие между графиками ОЗ и ОРА – снижение скорости (почти до нуля) у второго обследуемого человека. Максимальная скорость ОРА, как и ОЗ, возникает в начальной фазе поддержки левой конечности, а правая – в фазе замаха. Для всех четырех графиков (рис. 4) было отмечено, что наибольшая скорость приходится на первый пик, т.е. сразу после начала движения. Значения последующих пиков для ОЗ явно уменьшаются, в то время как для ОРА они имеют аналогичное значение, но явно ниже первого. Это может быть связано с фактом начала движения и последующей стабилизацией, выравниванием скорости ходьбы. Графики для первого пика практически перекрываются, однако со временем и на последующих этапах они начинают отличаться. Это показывает, как правильный выбор протеза влияет на легкость и эффективность преодоления препятствия. Каждый пик представляет собой переход к следующему шагу.

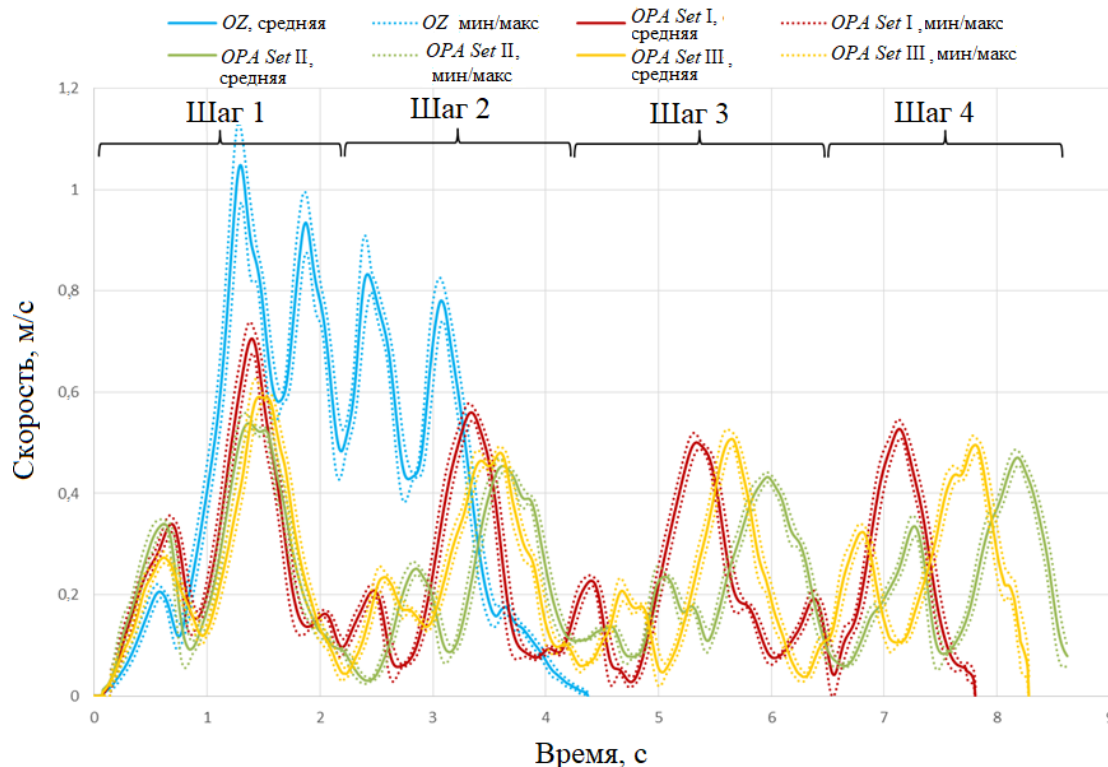


Рис. 4. Средняя скорость OZ и OPA в разных наборах (set) протезов во время подъема, шаги, отмеченные для OPA

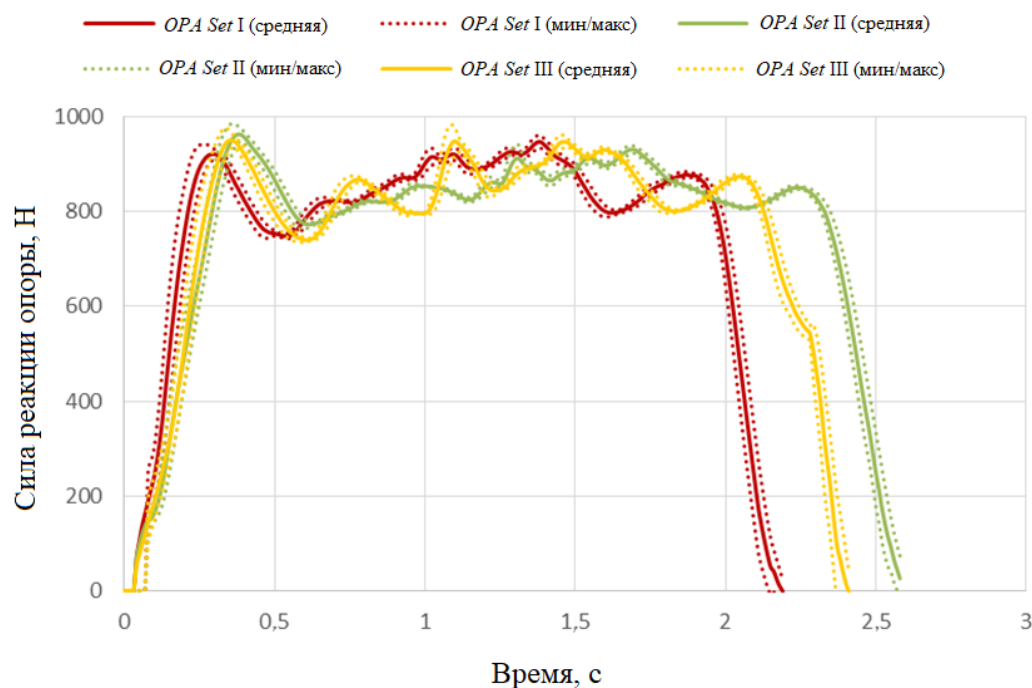


Рис. 5. Средняя вертикальная сила реакции опоры для OPA в разных наборах (set) протезов во время подъема

Схема походки (шаг за шагом), реализованная OPA, приводит к тому, что анализ данных с силовой платформы для одной конечности невозможен. Учитывая это, анализировали только вертикальную составляющую реакции субстрата на OPA. Первый пик, показанный на рис. 5, соответствует максимальной силе, возникающей

при перемещении протеза на следующую ступеньку. Последний пик иллюстрирует движение протеза конечности от платформы. Значение первого пика для набора 2 является наибольшим (970 Н (*Sd* 25)), тогда как для последнего пика оно имеет наименьшее значение (855 Н (*Sd* 9)). Это означает, что этот набор не обеспечивает адекватной поддержки для разгибания колен. Протез стопы – *SACH* – не сгибается, поэтому эффект движения незначительно низкий.

При спуске по лестнице средняя скорость для *OZ* составляет 0,744 м/с (*Sd* 50), тогда как для *ОРА* этот параметр принимает значение 0,444 м/с (*Sd* 50), когда этот человек использует схему походки шаг через шаг. Однако для схемы шаг за шагом скорость составляет 0,144 м/с (*Sd* 35), 0,115 м/с (*Sd* 30) и 0,109 м/с (*Sd* 40) для протезов 1, 2 и 3 соответственно. При спуске по лестнице скорость *ОРА* снижается почти до нуля после перехода на следующую ступеньку. На графиках (рис. 6) для *ОРА* показаны три пика, представляющие шаг к следующей лестнице. Спуск с первой ступеньки на землю не показан, так как человек с ампутированной конечностью не остановился за лестницей, а продолжил движение вперед. Время спуска по лестнице с использованием разных протезов одинаковое (*Sd* 0,15), поэтому тип набора не влияет на скорость передвижения. Хотя человек с ампутированной конечностью сообщил, что он чувствовал себя неуверенно при использовании набора протезов 2. График, представляющий среднюю скорость *ОРА*, следующего шаблона шаг через шаг, имеет три маленьких пика и два узких и высоких. Три пика меньшего размера представляют переход протеза конечности в нижнюю стадию. Этот процесс более медленный и точный, поэтому искусственный коленный сустав не сгибается во время фазы одиночной стойки. Две узкие высокие вершины иллюстрируют быстрое опускание тела к следующей ступени с фазой стойки для левой здоровой конечности.

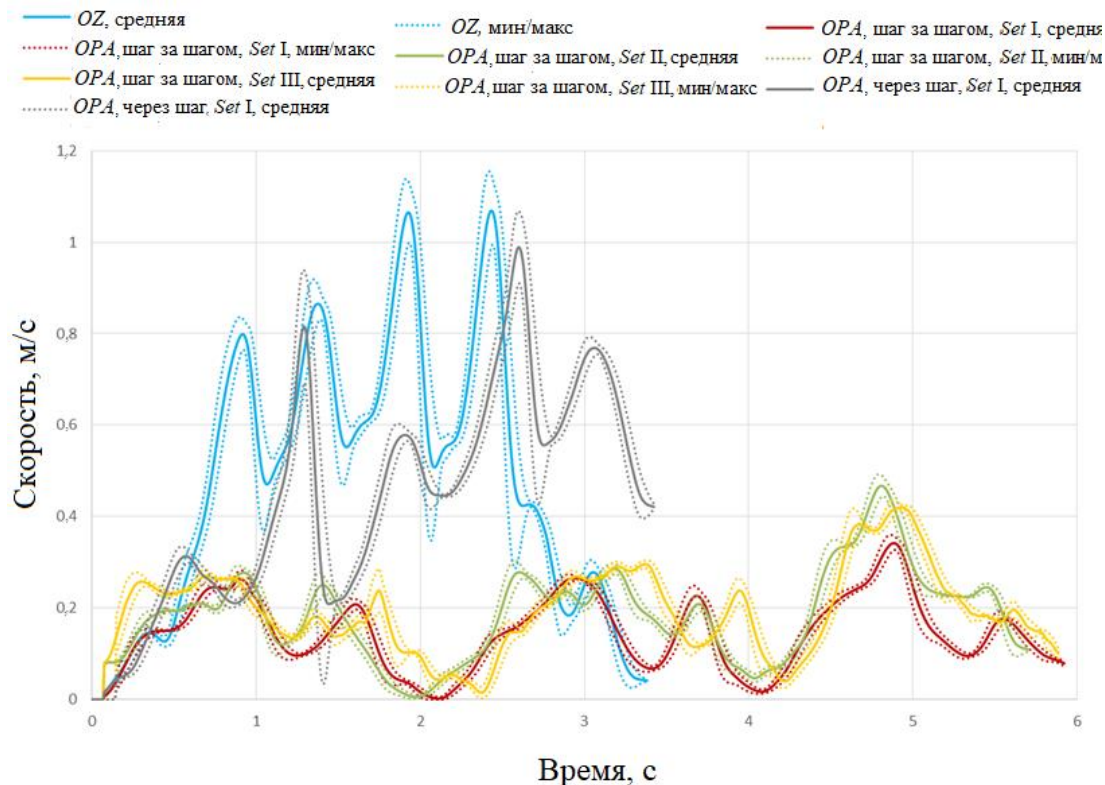


Рис. 6. Средняя скорость *OZ* и *ОРА* в разных (*set*) наборах протезов при спуске

На рис. 7 показано сравнение силы вертикальной реакции опоры на опору для трех комплектов протезов, использованных во время испытаний. Профиль сил реакции опоры одинаков для всех наборов, но изменяется во времени. Конечность, которая первой попадает на платформу, – это протез. Среднее увеличение вертикальной силы реакции опоры на время для протезов составляет 1600 Н/с, что иллюстрируется медленным размещением протеза конечности на нижней ступеньке. На этом этапе важно полностью распрямить искусственный коленный сустав, чтобы он не погнулся при перемещении туловища на более низкую ступеньку. Последний пик, соответствующий звуковому движению конечности, достиг значения 990 Н (*Sd* 40), 960 Н (*Sd* 42) и 1030 Н (*Sd* 50) для наборов протезов 1, 2 и 3 соответственно. Таким образом, самый сильный толчок наблюдается у протеза стопы 3.

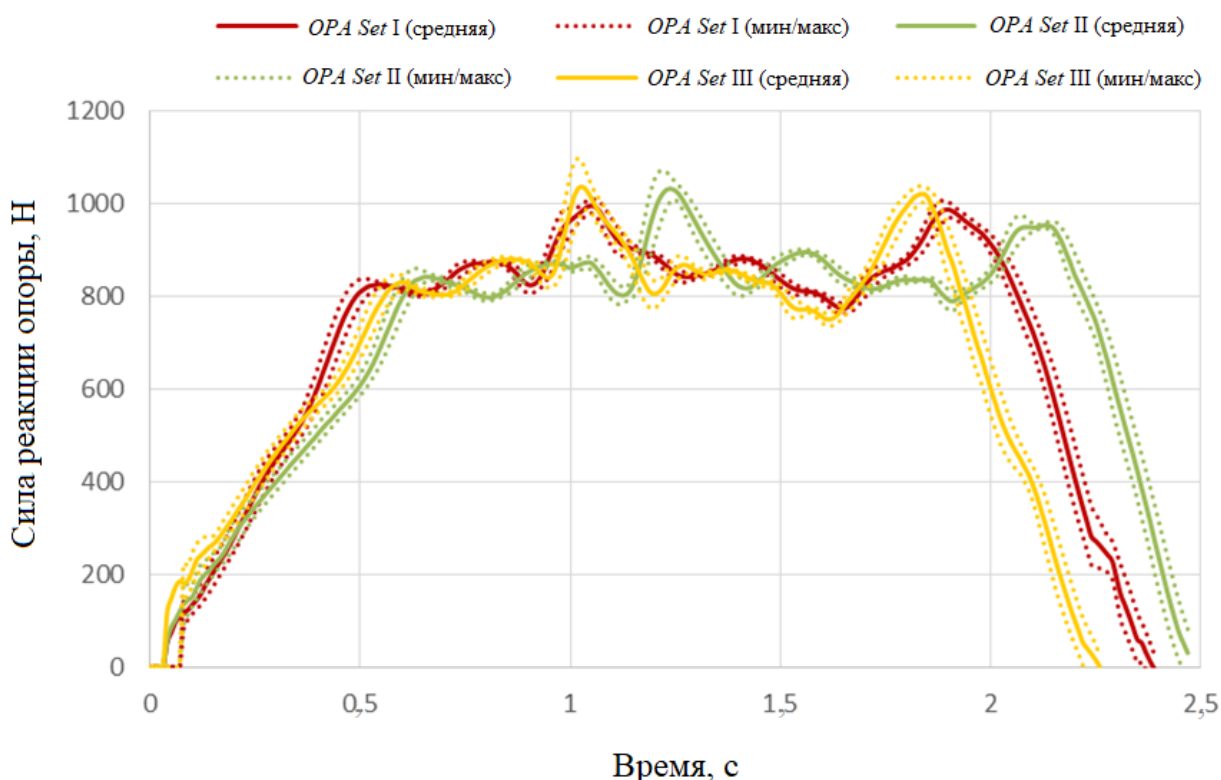


Рис. 7. Средняя вертикальная сила реакции опоры для ОРА в различных наборах (*set*) протезов при спуске

При спуске по лестнице ОРА с использованием набора протеза 1 (используется каждый день) может реализовать схему походки шаг через шаг, поэтому можно было сравнить результаты вертикальной (рис. 8), переднезадней (рис. 10) и срединно-боковой силы реакции опоры (рис. 11) для более тщательного анализа этого явления.

Степень наклона графика (см. рис. 8) перед первым пиком показывает, как испытуемый ставит ногу на платформу. Было отмечено, что наибольший наклон для ОРА для здоровой конечности около 21900 Н/с, а наименьший для ОРА для протезной конечности около 6180 Н/с. Это соответствует быстрому и медленному опусканию ступни соответственно. Высокое значение силы реакции опоры на левую конечность представляет собой развитие у ОРА изменения модели походки шаг через шаг. Этот человек как бы спрыгивает с более высокой ступеньки, сильно отягощая сохранившуюся конечность (рис. 9).

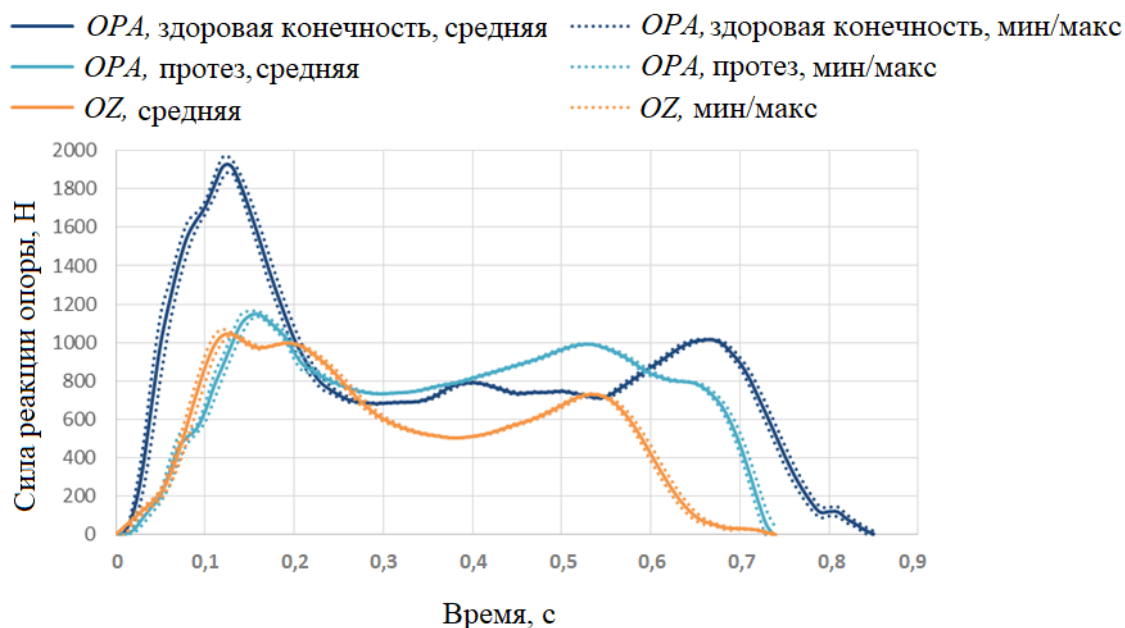


Рис. 8. Средняя вертикальная сила реакции земли для ОЗ и ОРА при спуске. ОРА следовала походке шаг через шаг с использованием протеза 1

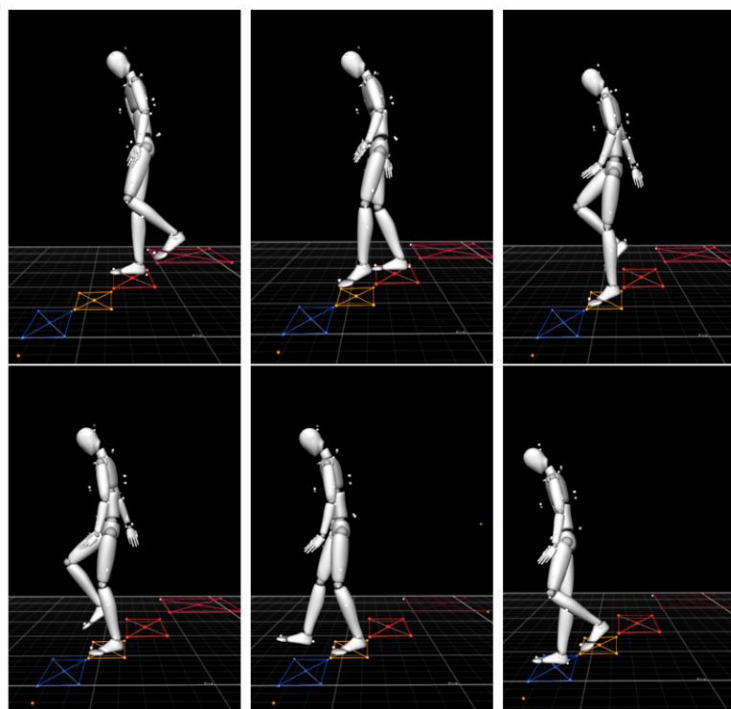


Рис. 9. Ампутант при спуске по лестнице с вариацией походки шаг через шаг. с использованием протеза 1

На рис. 10 представлено сравнение переднезаднего компонента силы реакции опоры у обследованных лиц. Здоровая конечность ОРА имеет профиль, похожий на шаблон, но растянутый во времени. Было обнаружено, что ОРА использует аналогичный паттерну ингибирования ОЗ. В свою очередь, профиль компонента реакции опоры протеза конечности характеризуется удлинением вышеупомянутого торможения. Значение тяги ОРА для протезной конечности (100,963 Н) больше, чем для здоровой конечности (74,146 Н) и ОЗ (47,443 Н).

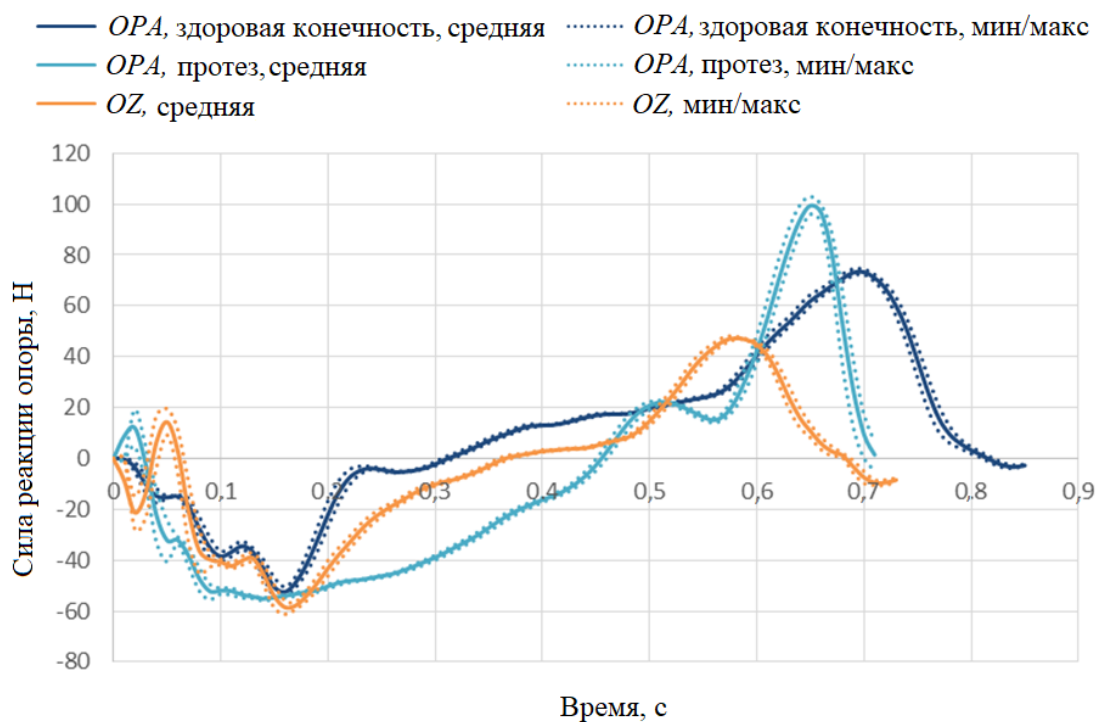


Рис. 10. Средняя переднезадняя сила реакции земли для OZ и OPA во время спуска.
OPA следовал походке шаг через шаг с использованием протеза 2

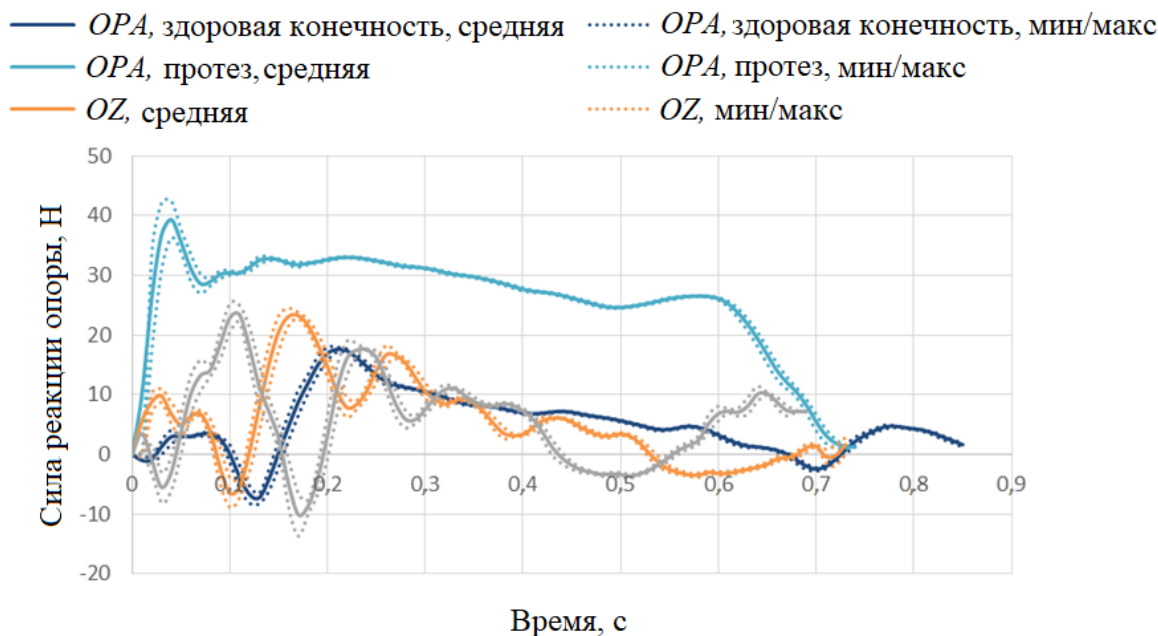


Рис. 11. Средняя среднебоковая сила реакции земли для OZ и OPA при спуске.
OPA следовал походке шаг через шаг с использованием протеза 3

Протез стопы оказывает вдвое большее воздействие, чем в случае с OZ. Это рекомендуемое явление, поскольку оно помогает OPA получить энергию, используемую для плавного движения и разгибания коленного сустава.

Профиль срединно-латеральной составляющей силы реакции опоры отличается для конечностей человека с ампутированной конечностью (см. рис. 11). Внутренняя часть протеза стопы нагружена на протяжении всей фазы опоры, в отличие от внешней части. Причем эти нагрузки намного больше, чем для сохранившейся конечности и OZ. Профиль силы для здоровой конечности ОРА похож на OZ, но с течением времени становится более растянутым. При анализе графика ОРА было замечено, что здоровая конечность имеет опорную фазу (примерно на 10%) длиннее, чем протез.

ОБСУЖДЕНИЕ

Представленные результаты следует рассматривать как тематическое исследование. Показана общая разница в скорости передвижения и сил реакции земли у здоровых людей и людей с ампутированной конечностью. Кроме того, различные наборы искусственных конечностей тестируются и влияние их подгонки к возможностям опорно-двигательного аппарата анализируется. Полученных результатов достаточно, чтобы заметить основные характеристики походки человека и предпринять действия по улучшению его движения. Данные, полученные в этой работе, предоставляют основную информацию для протезирования, для чего необходимо отслеживать ход реабилитации и правильно подбирать отдельные компоненты протеза для пациента.

Если ОРА находится в фазе опоры на здоровую конечность, наблюдаются более высокие вертикальные силы, чем на протезе и у здорового человека. Особенно это заметно для первого пика, значение которого приблизительно 46%. Полученные результаты коррелируют с результатами, полученными *Schmalz et al.* [22]. В финальной фазе стойки ОРА прикладывает больше усилий к двигательной установке, чем OZ. *Schmalz et al.*, однако, получили обратную зависимость, которая является результатом использования электрического протеза коленного сустава *C – LEG* в их исследовании. Этот сустав позволяет осуществлять профиль походки шаг через шаг, было также показано, что уменьшается вертикальная составляющая реакции основания, это приближает походку к естественной. Человек с ампутированной конечностью, использующий вышеупомянутый протез, может использовать схему походки шаг через шаг, тем самым устраняя высокие значения сил, действующих на суставы сохраненной конечности.

Проведенное исследование позволило проиллюстрировать влияние выбора протеза на походку инвалида. Голеностопный сустав, замененный протезом стопы, должен обеспечивать функции поддержки, поглощения, хранения и возврата энергии и поддержания баланса [21]. Отсутствие подвижности этого сустава и разная длина стопы человека с ампутированной конечностью также должны быть приняты во внимание при проектировании протеза, чтобы походка была максимально приближена к естественной [1]. Еще один элемент протеза – коленный сустав, который должен поддерживать вес тела, т.е. выпрямляться из положения сгибания, что необходимо при подъеме по ступенькам. Представленные в исследовании протезы коленных суставов не подходят для подъема по лестнице по схеме шаг через шаг. В исследовании протезный набор, позволяющий инвалиду подниматься по лестнице эффективно, комфортно и безопасно, это набор протезов 1 для повседневного использования. Набор, который показал худшие результаты в исследовании, это набор протезов 2 с стопой *SACH* и коленом *Guardian*. Он не обеспечивает адекватного поглощения ударов и возврата энергии во время движения – он предназначен для пожилых людей с меньшей физической активностью.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Осипенко М.А., Няшин Ю.И. Об оптимизации упругого элемента протеза стопы // *Российский журнал биомеханики*. – 2011. – Т. 15, № 2. – С. 13–20.
2. Рукина Н.Н., Белова А.Н., Кузнецов А.Н., Борзиков В.В. Влияние темпа на параметры ходьбы здоровых и пациентов с разным уровнем ампутации конечности // *Российский журнал биомеханики*. – 2016. – Т. 20, № 1. – С. 48–57.
3. Blatchford. Elite 2, available at: <https://www.blatchford.co.uk/products/elite2/> (accessed: 25 December 2019).
4. Blatchford. Mercury, available at: <https://www.blatchford.co.uk/products/mercury/> (accessed: 25 December 2019).
5. College Park Industries Inc, available at: <https://www.college-park.com/media/wysiwyg/pdf/brochure/cpi-product-guardian.pdf> (accessed: 8 October 2019).
6. Dabrowski J. Orthopedic and rehabilitation engineering // *Wydawnictwo Politechniki Białostockiej*. – 2008.
7. Kunzler M., Rocha E., Santos C., Ceccon F., Priario L., Carpes F. Should we consider steps with variable height for a safer stair negotiation in older adults? // *Work*. – 2018. – Vol. 59, no. 1. – P. 15–21.
8. Larsson B., Johannesson A., Andersson I., Atroshi I. The Locomotor Capabilities Index; validity and reliability of the Swedish version in adults with lower limb amputation // *Health & Quality of Life Outcomes*. – 2009. – Vol. 7, no. 44. – P. 1–9.
9. Levine D., Richards J. Whittle M.W. Analiza chodu. – Elsevier Urban & Partner, 2012. – 187 p.
10. Lewis J., Freisinger G., Pan X., Siston R., Schmitt L., Chaudhari A. Changes in lower extremity peak angles, moments and muscle activations during stair climbing at different speeds // *Journal of Electromyography and Kinesiology*. – 2015. – Vol. 25, no. 6. – P. 982–989.
11. Lura D., Wernke M., Carey S., Kahle J., Miro R., Highsmith M.J. Crossover study of amputee stair ascent and descent biomechanics using Genium and C-Leg prostheses with comparison to non-amputee control // *Gait & Posture*. – 2017. – Vol. 58. – P. 103–107.
12. Ossur, available at: <https://assets.ossur.com/library/31009/Vari-Flex%20XC%20Rotate%20Catalog%20page.pdf> (accessed: 9 September 2019).
13. Otto Bock HealthCare, available at: <https://shop.ottobock.us/media/pdf/647G403-1-INT-05-1703w.pdf> (accessed: 8 September 2019).
14. Otto Bock HealthCare, available at: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet—Mechanical/SACH+Foot/p/1S101> (accessed: 9 September 2019).
15. Paprocka-Borowicz M. Ocena skuteczności rehabilitacji i funkcjonowania społecznego pacjentów po amputacji kończyny dolnej. – Wrocław: Akademia Medyczna we Wrocławiu, 2010.
16. Pogorzała A., Rohde A. Przyczyny, rodzaje i poziomy amputacji kończyn dolnych // *Fizjoterapia – wiedza i doświadczenie: monografia*, Wydawnictwo Wyższej Szkoły Edukacji i Terapii im. prof. Kazimierzy Milanowskiej. – 2018.
17. Regulation of the minister of infrastructure of April 12, 2002 (Dz.U. Nr 75, poz. 690), available at: <https://isap.sejm.gov.pl/isap.nsf/download.xsp/WDU20020750690/O/D20020690.pdf> (accessed: 21 December 2020).
18. Reid S., Lynn S., Musselman R., Costigan P. Knee biomechanics of alternate stair ambulation patterns // *Medicine & Science in Sports & Exercise*. – 2007. – Vol. 39, no. 11. – P. 2005–2011.
19. Reiner R., Rabuffetti M., Frigo C. Stair ascent and descent at different inclinations // *Gait & Posture*. – 2002. – Vol. 15, no. 1. – P. 32–44.
20. Rudakov R., Osipenko M., Nyashin Y., Kalashnikov Y., Podgaets A. Optimization and investigation of the foot prosthesis operating characteristics // *Russian Journal of Biomechanics*. – 1997. – Vol. 1, no. 2. – P. 1–11.
21. Schmalz T., Blumentritt S., Marx B. Biomechanical analysis of stair ambulation in lower limb amputees // *Gait & Posture*. – 2007. – Vol. 25, no. 2. – P. 267–278.
22. Spanjaard M., Reeves N., Dieën J., Baltzopoulos V., Maganaris C. Lower-limb biomechanics during stair descent: influence of step-height and body mass // *The Journal of Experimental Biology*. – 2008. – Vol. 211, no. 9. – P. 1368–1375.
23. Torbic W. Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna. – Warszawa: Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, cop., 2015.
24. Tseng H.-Y., Liu B.-S. Effects of load carrying methods and stair slopes on physiological response and postures during stairs ascending and descending // *Industrial Health*. – 2010. – Vol. 49, no. 1. – P. 30–36.
25. Vitali M., Robinson K., Andrews B., Harris E. Amputacje i protezowanie. – Warszawa: Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, 1985.
26. Yali H., Aiguo S., Haitao G., Songqing Z. The muscle activation patterns of lower limb during stair climbing at different backpack load // *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. – 2015. – Vol. 17, no. 4. – P. 13–20.

GROUND REACTION FORCES DURING STAIR CLIMBING IN TRANSFEMORAL AMPUTATION – A CASE STUDY

A. Gawłowska (Poznan, Poland), B. Zagrodny (Lodz, Poland)

Conducting a gait analysis allows us to make an accurate diagnosis to document the progress of rehabilitation, as well as properly adapt the prosthesis to the patient. This study focuses on examining the differences between a choosen healthy person (OZ) and a choosen person after an amputation (OPA) with enucleation in the knee joint in case of climbing stairs (ascent and descent). Two male volunteers of similar age (20-22 years) and height (180-185 cm) participated in the study. Biomechanical analysis was carried out using three prosthetic sets differing in knee joints (1. Blatchford Mercury, 2. Guardian, 3. Ottobock 3R80) and prosthetic foot (1. Össur Vari-Flex XC Rotate, 2. SACH, 3. Blatchford Elite 2). The staircase consisted of four steps (height 170mm, width 320mm). During the experiment, an optoelectronic motion capture system and force plate were used. Obtained results showed limited efficiency of ascending and descending stairs by OPA, compared to OZ. The most important difference between a healthy person and an amputee is their gait pattern, step-over-step and step-by-step gait, respectively. The value of the vertical component of the ground reaction force when climbing stairs is similar for both subjects. The analyzed parameters differ depending on the prosthetic set used by OPA. During the descent, the OPA can implement the step-over-step pattern, but only using the prosthesis set I (everyday use). Then, the forces acting on the sound limb during the stance phase are much higher than for OZ, which creates the possibility of overloading the given limb. The conducted biomechanical analysis draws attention to the importance of proper selection of the prosthesis for the patient.

Key words: stair climbing, motion analysis, ground reaction forces, lower limb prosthesis, gait pattern.

Получено 1 августа 2020