



Обзорная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.4.05

УДК 531/534: [57+61]

СОВРЕМЕННЫЕ АСПЕКТЫ ПРОЦЕДУРЫ ВЫРАВНИВАНИЯ ТРАНСФЕМОРАЛЬНЫХ И ТРАНСТИБИАЛЬНЫХ ПРОТЕЗОВ

А.М. Карденас^{1,2}, Ю. Урибе¹, Я. Андрисек³, А.М. Эрнандес¹, Х.А. Плата-Контрерас¹

¹ Университет Антиокии, Медельин, Колумбия

² Университет Святого Бонавентуры, Медельин, Колумбия

³ Научно-исследовательский институт Блурвью, детская реабилитационная больница, Торонто, Канада

О СТАТЬЕ

Получена: 02 сентября 2022

Одобрена: 16 декабря 2022

Принята к публикации: 18 декабря 2022

Ключевые слова:

процедура выравнивания протеза, эффективность ампутирования, параметры походки, компонент протеза.

АННОТАЦИЯ

Выравнивание протеза играет важную роль в реабилитации людей с потерей нижней конечности. Целью данной работы был систематический обзор исследований по выравниванию протезов и выделение основных результатов, а также соображений по внедрению процедур выравнивания. В процессе обзора проводился поиск научных статей в базах данных *Scopus*, *PubMed* и *IEEE*. Для определения распространенности процедур выравнивания протезов с технической и алгоритмической точек зрения использовалась методология *PRISMA* (Предпочтительные пункты отчетности для систематических обзоров и мета-анализов). Были рассмотрены следующие данные из статей: популяционные экспериментальные характеристики, результаты измерений и метрик, параметры процедуры выравнивания и влияние выравнивания протезов на результаты реабилитации. Качество работ оценивалось с помощью тринадцати заранее разработанных критериев. Большинство исследований в выборке были оценены как низкокачественные на основании нашей формальной оценки. Исследования показали, что изменения момента реакции приёмной гильзы, силы реакции на опору, давления на приёмную гильзу со стороны конечности, пространственно-временных данных и комфорта пациента, как правило, зависят от приёмной гильзы, углов наклона стопы и движения стопы. При проведении исследований по выравниванию особое внимание уделялось способу передвижения, использованию обуви, времени аккомодации и количеству испытаний. В литературе представлена ограниченная информация об особенностях и результатах процедур выравнивания. Доказательства не отличаются высоким качеством и относятся в основном к людям с транстибиальной ампутацией.

© ПНИПУ

Введение

Ампутации нижних конечностей составляют 85% всех значительных ампутаций конечностей [53]. Среди них наиболее распространены транстибиальные (ТТ) и трансфеморальные (ТФ) ампутации [28]. Большинство

людей с ампутациями нижних конечностей сталкиваются с такими проблемами, как остеоартрит, остеопения, остеопороз и боли в пояснице [3]. Многие из этих проблем могут быть вызваны аномальными движениями и нагрузками при ходьбе, которые обычно называют отклонениями походки [4].

© Карденас Андрес М. – директор по проектированию кибернетических систем, e-mail: andresm.cardenas@udea.edu.co iD: 0000-0001-7491-1585

© Урибе Юлиана – старший научный сотрудник, iD: 0000-0003-2274-8549

© Андрисек Ян – старший научный сотрудник, e-mail: Jandrysek@hollandbloorview.ca iD: 0000-0002-4976-1228

© Эрнандес Альхер М. – ведущий научный сотрудник, e-mail: alher.hernandez@udea.edu.co iD: 0000-0003-1132-5794

© Плата-Контрерас Хесус – д.м.н., заведующий кафедрой, iD: 0000-0003-0284-092X



Для достижения комфортной и естественной походки протез нижней конечности должен быть правильно выровнен в соответствии с анатомией опорно-двигательного аппарата [60]. Процесс выравнивания состоит из трех этапов [45]. Сначала проводится выравнивание на стенде, чтобы сбалансировать линии нагрузки протеза. Затем осуществляется статическое выравнивание, оптимизирующее распределение веса на опорную конечность и протез для улучшения баланса во время стояния. Наконец, динамическое выравнивание проводится во время ходьбы для минимизации отклонений походки.

Наиболее значительными рисками при ношении неправильно подобранных протезов являются отклонения в походке и аномальные модели походки. В предыдущих исследованиях были зафиксированы такие биомеханические аномалии, как сводчатость, обход, выпадение, медиальный или латеральный наклон и латеральный изгиб туловища [55], а также изменения подошвенного давления на стопу [21] и изменения давления на конечность [57]. Отклонения в походке связаны с болью, долгосрочными проблемами опорно-двигательного аппарата и повышенным расходом энергии [58], а также с неудовлетворенностью пользователя [59].

Поэтому очень важно понять факторы, которые могут определять клинически приемлемое выравнивание протезов. В нескольких систематических обзорах собрана соответствующая информация [10; 30; 48; 62]. Однако в этих исследованиях нет конкретного описания того, как выравнивание протеза может оптимизировать результаты лечения пациента. Кроме того, они фокусируются на ампутациях ТТ, игнорируя другие типы. Также не изучены важные факторы процедуры выравнивания, такие как способ передвижения, тип обуви, популяционные признаки, время адаптации к новым условиям выравнивания и элементы протеза. В данной работе был проведен тщательный анализ литературы, чтобы выделить факторы, связанные с выравниванием и тестированием протезов и влияющие на эффективность работы ампутантов. Цель данного обзора – систематизация сведений о клинической практике и исследованиях, связанных с выравниванием протезов нижних конечностей.

Методология современного состояния

Стратегия поиска для этого систематического обзора включает работы, датированные периодом между 2000 и 2023 гг., чтобы обеспечить охват новейших методов динамического выравнивания. Использовались базы данных *IEEE*, *Scopus* и *PubMed*. Авторы провели поиск, следуя стратегии, представленной в табл. 1. Критерии приемлемости были следующими: полные статьи, написанные на английском языке и посвященные динамическому выравниванию протезов ТФ или ТТ. Все статьи были проанализированы с использованием контрольного списка предпочтительных пунктов отчетности для систематических обзоров и метаанализов (*PRISMA*) [47].

Количественный обобщенный анализ статей включает извлечение и категоризацию информации: 1) о популяционных особенностях пациентов; 2) характеристиках процедуры выравнивания; 3) влиянии выравнивания протеза на производительность пациента. Популяционные данные включают социально-демографические данные, детали ампутации и информацию о конечности. Данные процедуры выравнивания включают стандартные требования при выравнивании протеза и типичные величины и ориентации протеза при исследовании выравнивания. Оценивается влияние выравнивания протеза на работоспособность пациента. Оценка качества статей проводилась с использованием 13 критериев [11]:

- (M1). Популяционная характеристика пациентов.
 - Q1: Критерии включения и исключения.
 - Q2: Социально-демографическая информация.
 - Q3: Информация об ампутации.
 - Q4: Используемые элементы протеза.
- (M2). Процедуры вмешательства и оценка результатов.
 - Q5: Эксперименты по изменению выравнивания.
 - Q6: Количество выровненных звеньев элементов протеза (колено – гильза, стопа – пилон).
 - Q7: Сообщаемые годы использования протеза.
 - Q8: Сообщаемое время аккомодации.
- (M3). Методологические процедуры.
 - Q9: Информация о процедуре эксперимента по выравниванию.
 - Q10: Рандомизация вариаций совмещения.
 - Q11: Влияние теста с закрытыми глазами на результаты выравнивания.
- (M4). Оценка результатов статьи.
 - Q12: Описание ограничений исследования.
 - Q13: Описание статистических тестов.

Каждое условие *Q* может принимать два значения: ноль в случае невыполнения требований или единицу в противном случае, за исключением *Q6*, которое равно нулю, единице или двум в зависимости от количества вариаций звеньев адаптера протеза. Уровень качества исследований оценивается как *A*, *B* или *C* и рассчитывается по процедуре, аналогичной предложенной Ван дер Линде и др. [64]. Индекс *A* включает исследования с общим баллом выше 11, которые соответствовали критериям *Q2*, *Q3*, *Q5* и *Q10*. Индекс *B* соответствует общему баллу больше или равному шести, меньше или равному одиннадцати, и положительному значению для *Q1*, *Q5*, *Q10*. Наконец, индекс *C* включает работы с общим баллом менее шести.

Результаты анализа современного состояния

Среди 233 найденных статей 157 были из *Scopus*, 60 из *PubMed* и 16 статей из *IEEE*. На рис. 1 показана диаграмма

Информация о поисковых запросах

База данных	Стратегия поиска
IEEE	Выравнивание И Протез И Человек с ампутацией
Scopus	НАЗВАНИЕ ЗАГОЛОВКА (выравнивание) И НАЗВАНИЕ ЗАГОЛОВКА (протез или протезирование или человек с ампутацией или люди с ампутацией) И НАЗВАНИЕ ЗАГОЛОВКА (транстибиальный или транстибиальный или трансфеморальный или трансфеморальный) И ГОД ПУБЛИКАЦИИ > 2000 И ГОД ПУБЛИКАЦИИ < 2023
PubMed	((выравнивание [Заголовок/Аннотация] AND (человек с ампутацией [Заголовок/Аннотация] ИЛИ люди с ампутацией[Заголовок/Аннотация])) И (протез [Заголовок/Аннотация] ИЛИ протезирование [Заголовок/Аннотация])) И (транстибиальный [Заголовок/Аннотация] И транстибиальный [Заголовок/Аннотация] ИЛИ трансфеморальный [Заголовок/Аннотация] ИЛИ трансфеморальный [Заголовок/Аннотация] И ("2000"[Дата публикации]: "2023"[Дата публикации])

PRISMA, разработанная для оценки информации. Результаты показали, что 13,5 % статей [7; 25; 26; 29; 38; 46; 71] были отнесены к группе А со средним значением качества $12,1 \pm 0,7$; 19,2 % статей [4; 9; 15; 24; 35; 34; 51; 68; 69] были отнесены к группе Б со средним значением качества $8,3 \pm 0,9$; и 67,3 % работ [2; 3; 23; 27; 33; 36; 32; 31; 37; 39; 42; 41; 5; 44; 49; 50; 52; 54; 56; 58; 61; 63; 65; 6; 66; 67; 8; 14; 13; 16; 19; 22] – к группе В со средним значением качества $6,4 \pm 2,6$. Такие параметры качества, как проведение теста с закрытыми глазами (для пациента) и случайная вариация выравнивания, были критическими критериями, которые помогают объяснить небольшое количество статей в группе А.

Систематическая оценка литературы выявила ряд журналов и авторов с наибольшим количеством публикаций, связанных с выравниванием трансфеморальных и транстибиальных протезов. Т. Кобаяши и М.С. Орендурф были авторами с наибольшим количеством публикаций, и их публикации были признаны очень качественными в данном обзоре литературы.

Популяционные характеристики

Характеристики популяции представлены в табл. 2. ТТ-ампутанты упоминались в 76,0 % статей, ТФ-ампутанты – в 24 %, а 12,2 % статей включали контрольную группу без ампутантов. Статьи о ТФ-ампутантах были в основном индексированы как уровень С и получили значительно более низкие оценки, чем статьи о ТТ-ампутантах. В большинстве статей приводились социально-демографические данные (возраст, рост, вес и пол), но значимых взаимосвязей между этими параметрами не наблюдалось. Около 40 % работ включали представителей обоих полов. Этиологией ампутации в основном была травма и в меньшей пропорции: сосудистые, онкологиче-

ские заболевания, диабет, инфекция, опухоли, хирургические вмешательства и причины, не связанные с сосудами. Среднее значение времени использования протеза составило около 10 лет. В большинстве случаев эта величина не указывалась в явном виде, а составляла более одного, трех или пяти лет. Время с момента ампутации, как правило, составляло более 14 лет.

Особенности процедуры выравнивания

В нашем обзоре информация о процессе выравнивания была сгруппирована в три категории: стандартные требования, типичные вариации выравнивания или элементы производительности ампутанта.

А: Стандартные требования при выравнивании протеза. В нашем исследовании 42,1 % работ заявили о менее чем четырех изменениях центровки, 13,2 % – о диапазоне от пяти до десяти, а 44,7 % не сообщили эти данные. Время аккомодации пациента к новым условиям выравнивания составило менее 10 минут в 26,3 % работ, от 10 до 30 минут в 15,8 % работ, а 57,9 % не проводили повторного выравнивания. В нескольких статьях [8; 40] указано время отдыха от 20 до 30 мин. после каждого теста выравнивания, поскольку исследования в области выравнивания протезов требуют от пациента напряженных и длительных физических действий. Основные вариации представлены на рис. 2, где они сгруппированы в зависимости от углов, ротаций и перемещений как для гильзы, так и для стопы транстибиальных и трансфеморальных протезов.

Эффект выравнивания проверялся во время ходьбы во всех работах, кроме [44], в которой тест проводился во время стояния (статическое выравнивание). Ходьба осуществлялась по земле и на беговой дорожке. Беговая дорожка в основном использовалась для контроля скорости походки [6; 38; 56; 58; 61]. В большинстве работ сообща-

лось об использовании дорожек длиной от 10 до 15 м. В работах [3; 49; 50] для определения длины ходьбы использовалось не расстояние, а количество шагов (например, 6, 8 и 15 шагов).

Использование обуви рассматривалось менее чем в 40,0 % работ [2; 22; 23; 27; 39; 42; 41; 67; 68]. В этих статьях не анализировалось влияние ношения обуви на процедуру выравнивания. Информация о типе протеза стопы, коленного сустава, супинатора или форме гильзы была представлена в большинстве статей. В некоторых статьях сообщалось, что выравнивание проверялось на пациентах, носящих один и тот же тип протеза [3; 4; 37; 34; 38; 39; 42; 41; 44; 50; 52; 68; 9; 69; 14; 13; 19; 27; 29; 35; 36]. В некоторых других исследованиях рассматривались различные протезы у разных пациентов; однако ни в одном из них не была описана взаимосвязь и влияние между различиями компонентов протеза и вариациями центровки на показатели пациентов.

При выравнивании протеза важнейшей задачей является комфорт пациента. Однако лишь в немногих исследованиях рассматривалось субъективное восприятие эффективности и комфорта протеза [2; 3; 58; 7; 8; 15; 22; 29; 38; 42; 49]. В этих исследованиях для оценки эффективности выравнивания использовались такие инструменты, как оценка комфортности посадки протезной гильзы, *PLUS-M, Prosthesis Alignment Perception Instrument* и другие специальные опросники.

Б: Типичные вариации выравнивания при подгонке протеза представлены в табл. 3. Вариации выравнивания – это любые трансляционные или угловые изменения элементов протеза при подгонке протеза нижней конечности. Сообщалось, что изменения центровки включали в себя в основном углы, перемещения и в меньшей степени вращательные движения. Почти в половине всех работ сообщалось о выполнении как минимум трех изменений центровки.

Изменения выравнивания тестировались в основном в случайном порядке [2; 3; 24; 25; 27; 29; 35; 33; 36; 37; 31; 32; 4; 34; 38; 39; 42; 51; 58; 61; 65; 68; 69; 7; 71; 8; 9; 14; 15; 22; 23], некоторые исследователи использовали predetermined порядки [16; 19; 41; 49; 50], а в одной работе использовалось оба способа [58]. В работах [3; 7; 42; 49; 50; 9; 14; 15; 23; 25; 27; 29; 38] дополнительно проводился тест с закрытыми глазами, так что ампутанты не знали об изменении выравнивания. Случайность и тест с закрытыми глазами были признаны показателями высокого качества, поскольку они помогли избежать предвзятости в ответах на опрос о комфорте и позволили добровольно скорректировать походку.

Движение муфты и стопы осуществлялось относительно муфты/(колена или голени) и пирамидального адаптера голени/стопы, соответственно. Только в статьях



Рис. 1. Типичные варианты выравнивания протезов нижних конечностей для оценки влияния несоосности.

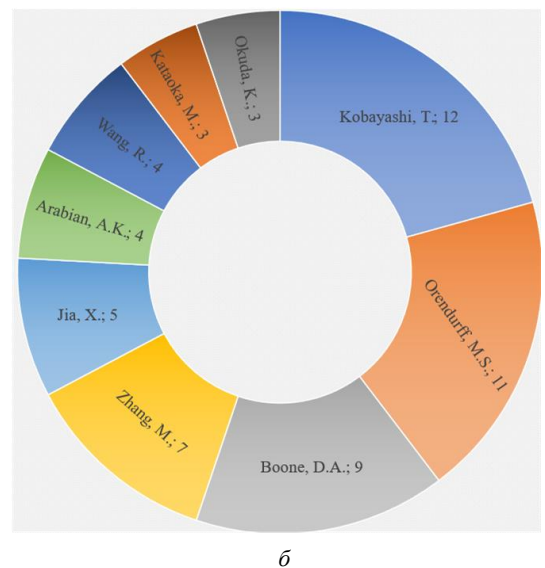
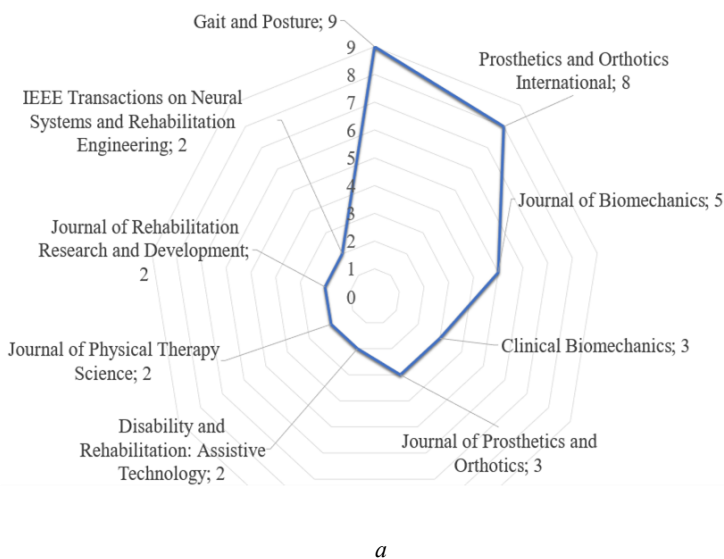


Рис. 2. Журналы (а) и авторы (б) с большим количеством публикаций, связанных с выравниванием трансфemorальных и транстибиальных протезов

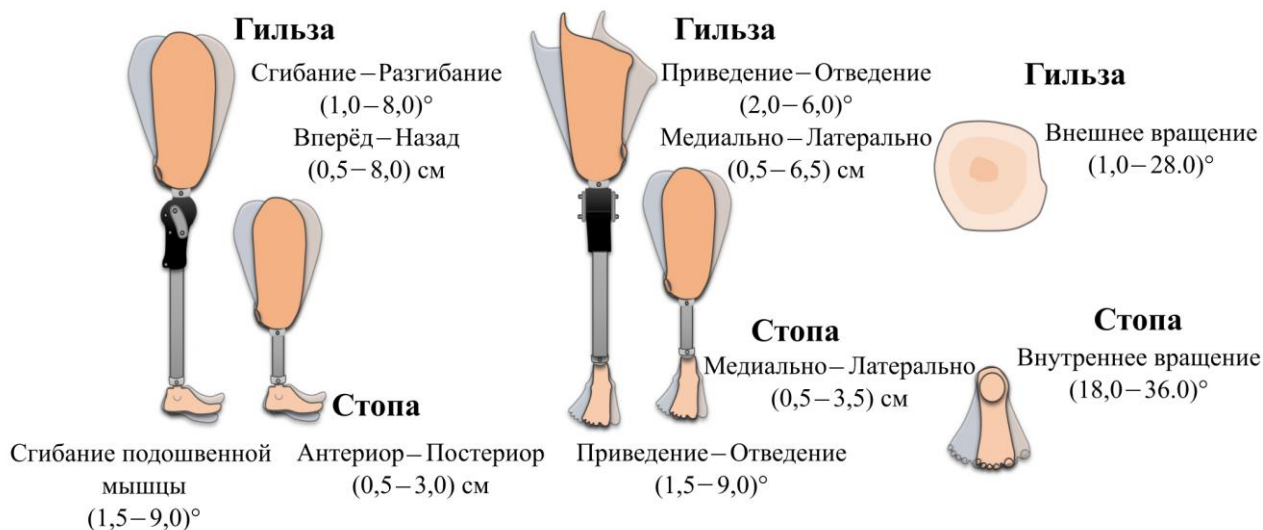


Рис. 3. Типичные варианты выравнивания протезов нижних конечностей для оценки влияния несоосности

[7; 68] упоминались изменения в обоих местах одновременно, что привело к увеличению времени тестирования для каждого участника. В статьях в основном изучались перемещения голени и стопы в переднезаднем или заднебоковом направлении и в меньшей степени в латеральном или медиальном направлении. Укорочение или удлинение протеза упоминалось в очень немногих статьях [41; 49]. Типичная абдукционная/аддукционная ангуляция гильзы протезов ТФ составляла $4,5 \pm 2,0^\circ$ и около $1,8 \pm 0,9$ см при передне – задних движениях. Протез стопы пациентов с ампутацией ТФ смещался в основном на $2 \pm 0,8$ см в направлении антериор/постериор. Выравнивание гильзы в протезах ТТ составило $5,0 \pm 3,0^\circ$ при сгибании/разгибании и $4,5 \pm 2,5^\circ$ при абдукции/аддукции. Кроме того, в нескольких работах [49; 65] сообщалось об удлинении протеза почти на 2,0 см. Протезы стоп пациентов с протезами ТТ имели угол наклона $6,6 \pm 3,1^\circ$ в дорсифлексии/плантарфлексии, ротацию кнутри и кнаружи $14 \pm 12,3^\circ$ с выравниванием в $1,1 \pm 1,3$ в переднезаднем направлении и $2,5 \pm 1,6$ в латеральном/медиальном направлении. В работах [7; 68] сообщалось о смещении в $6,0^\circ$ при инверсии/эверсии, и только в [7] анализировалась внутренняя и внешняя ротация стопы и гильзы протеза. Аналогичным образом в работах сообщалось о перемещении гильзы и стопы в переднем или заднем, латеральном или медиальном направлениях, укорочении или удлинении протеза.

Изменения работоспособности людей с ампутацией из-за вариаций центровки протезов

В литературе чаще всего сообщалось об изменении момента реакции гильзы ТТ-ампутантов. Изменение угла на разгибания гильзы на $2,0^\circ$ привело к максимальному моменту реакции гильзы [31], и аналогичный результат

наблюдался при максимальном сагиттальном моменте при $6,0^\circ$ сгибания по сравнению с $6,0^\circ$ разгибания [37]. Сообщалось об изменениях до 30 % фазы стойки при перемещении на $3,0^\circ$ или $6,0^\circ$ [35]. В одной статье [4] сообщалось об изменении момента реакции гильзы на $3,0^\circ$ при сгибании/разгибании и абдукции/аддукции и на 0,5 см при переднезаднем и латеральном/медиальном поступательных движениях. Изменения в моментах реакции гильзы наблюдались при углах $6,0^\circ$ для разгибания и сгибания во время выполнения тестов по выравниванию ТФ типа [33]. Моменты реакции гильзы во время фазы опоры показали значительные различия при корональных угловых изменениях выравнивания [25]. В целом угловые и трансляционные изменения центровки протезов ТТ в корональной и сагиттальной плоскостях вызывали изменения момента реакции гильзы [36; 37; 32; 34]; однако результаты для ампутантов ТФ не были значительными. При изменении задней центровки гильзы у ампутантов ТТ сила реакции опоры во время остановки был ниже на стороне протеза и выше на интактной стороне по сравнению с передней центровкой, без существенных различий между осевым диапазоном движения нижних конечностей и нижней части туловища по сравнению с номинальной центровкой [51]. В работе [7] был проведен межсубъектный анализ, свидетельствующий, что параметры силы реакции на опору протеза конечности изменяются во время походки с некорректно выровненными ТФ-протезами; они также смогли продемонстрировать, что некорректное выравнивание протеза приводит к неравномерному распределению температуры культи на передней, заднезадней и боковой сторонах. Движения в сагиттальной плоскости стопы вызывали изменения в горизонтальной и вертикальной силе реакции на опору у ТТ-ампутантов [63]. В статье [13] было показано, что вариации дорсифлексии и плантарфлексии стопы увеличивают силу реакции на опору и другие внешние моменты бедра и колена у ампутантов ТТ, нару-

Таблица 2

Информация о поиске электронной литературы

Источник	Преобладающие признаки популяции										Типичные характеристики экспериментов							
	Гр	Пол	Исп	Воз (лет)	Рост (см)	Вес (кг)	ВИП (лет)	ВСА (лет)	ДОК (см)	УА	Этиология	САК	ДЦД (м)	КИ	СХ (км/ч)	ВП (мин)	ТИП	ТО
[1]	ТТ	М	10	55.1	180	90.9	3.8	НС	НС	ДШ*	5С; 5Н; 17Т	НС	НС	1	НС	20.0	Тот же	Обувь
[23; 12]	КГ	М	17	51	181	90.7	> 1	16.7	НС	НС	НС	НС	10.0	3	С-В	5.0	Другой	Обувь
[34]	ТТ	НС	15	46.5	175	83.5	НС	20.5	НС	НС	НС	НС	Беговая дорожка	5	С-В	10.0	Другой	НС
[43]	ТФ	М	1	42	173	77	НС	12	38.0	3	НС	П	10	НС	С-В	НС	Другой	НС
[44]	ЭЖ	М	1	12	142	33	НС	10	28.0	4	НС	П	10	НС	С-В	НС	Другой	НС
[2; 3; 47; 46; 45]	ТТ	М	11	61.4	178.5	85.1	НС	НС	НС	НС	7Т; 2С; 2Д	НС	Беговая дорожка	1	С-В	НС	НС	НС
[4; 5]	ТТ	Ж	1	53	165	83	> 1	НС	13.0	НС	10Т; С	6 Л; 4 П	НС	НС	С-В	НС	Тот же	НС
[6]	ТТ	Ж	1	55	165	69	НС	17.7	16.0	НС	9Т; С	4 Л; 2 П	10	НС	С-В	НС	Другой	НС
[8; 7]	ТТ	Ж	4	50	179.5	89.1	НС	16.5	14.0	НС	НС	2 Л; 2 П	15	10	М-С	НС	Другой	НС
	ТТ	М	7	28.5	171.2	71.1	НС	НС	17.0	НС	НС	НС	15	10	М-С	НС	Другой	НС
	ТТ	Ж	1	50	161	52.5	НС	13.5	НС	НС	НС	НС	6	6	С-В	5.0	Тот же	НС

Примечание: гр – группа; Исп – испытуемые; Воз – возраст; ВИП – время использования протеза; ВСА – время, прошедшее с момента ампутации; ДОК – длина остаточной конечности; УА – уровень активности; САК – сторона ампутации конечности; ДЦД – длина пешеходной дорожки; КИ – количество исследований; СХ – скорость ходьбы; ТИП – тип используемых протезов; ТО – Тип обуви во время выравнивания; ТТ – транстибиальная ампутация; ТФ – трансфеморальная ампутация; ЭЖ – экзартикуляция коленного сустава; КГ – контрольная группа; Ж – женщина; М – мужчина; Л – лево; П – право; С – сосудистая система; Т – травма; Р – рак; Д – диабет; И – инфекция; О – опухоль; Х – хирургия; Н – несосудистый; ДШ* – другая используемая шкала; С-В – самостоятельно выбранный; ВП – время привыкания; М-С – максимальная скорость; Н/П – не применимо. НС – в явном виде не сообщается.

Продолжение табл. 2

Источник	Преобладающие признаки популяции											Типичные характеристики экспериментов						
	Гр	Пол	Исп	Воз (лет)	Рост (см)	Вес (кг)	ВИП (лет)	ВСА (лет)	ДОК (см)	УА	Этиология	САК	ДПД (м)	КИ	СХ (Км/ч)	ВП (мин)	ТИП	ТО
[10; 9]	ТТ	М	1	23	170	55	> 5	6	НС	НС	Т	Л	12	3	С-В	5.0	Тот же	Обувь
[11]	ТТ	М	1	46	185	85	6	НС	18.0	НС	Т	Л	10	НС	С-В	НС	Тот же	НС
[13]	ТФ	М	4	НС	НС	НС	НС	НС	НС	4	НС	НС	10	4	НС	НС	Тот же	НС
[14]	ТФ	НС	4	НС	НС	НС	НС	> 5	НС	НС	НС	НС	Беговая дорожка	3	С-В	12.0	НС	Босиком
[15]	ТФ	М	9	48	178.1	92.9	> 3	НС	83.3	≥ 3	8Т; 3С	НС	Беговая дорожка	НС	С-В	15.0	Тот же	Обувь
[15]	ТФ	Ж	2	5.5	167.7	63.9			82.2					НС	С-В		Тот же	Обувь
[16]	ТТ	М	8	44.1	178.3	96.6	НС	13.1	14.6	НС	6Т; 2Х, 1Д	НС	20	3	С-В	15.0-30.0	Другой	НС
[16]	ТТ	Ж	1	37	180	82	НС	22	17.0	НС								
[17]	ТТ	М	8	54.8	172.9	68.9	НС	18.6	13.8	4	5Т; 2О; 2Д	5 Л; 3 П	15	НС	С-В	НС	Другой	Босиком
[17]	ТТ	Ж	1	40.0	173.0	89.0		11.0	9.0	3		Л						
[18]	ТТ	М	5	43.8	175.0	76.4	НС	НС	НС	НС	Т; С; Д	4 Л; 1 П	НС	НС	НС	НС	НС	НС
[19]	ТТ	М	7	33.3	171.1	71.4	> 1	НС	НС	НС	НС	5 Л; 2 П	Н/П	3	Н/П	НС	Тот же	НС
[20]	ТТ	М	10	56.6	175.2	86.3	8.6	НС	НС	ДШ*	НС	НС	50	НС	С-В	10.0	НС	НС
[20]	ТТ	Ж	2															
[21]	ТТ	М	1	70	165.0	69.9	21	21	14.0	НС	Т	Л	НС	НС	С-В	НС	Тот же	НС
[22]	ТТ	М	8	51.4	182.7	93.7	5.0	НС	19.8	≥ 2	НС	НС	НС	2	С-В	НС	НС	НС
[22]	ТТ	Ж	1	46.0	168.0	64.0	0.5	14.0	14.0	4								
[24]	ТТ	М	1	38.0	183.0	101.3	НС	14.6	19.1	4	Т; С	Л	15 шагов	3	С-В	НС	Тот же	Обувь
[24]	ТТ	Ж	1	29.0	170.0	77.3		9.4	14.3			Л						
[25]	ТТ	М	10	47.0	168.0	70.0	> 1	НС	13.0	НС	10Т; С	6 Л; 5 П	6-8 шагов	НС	С-В	НС	Тот же	НС
[25]	ТТ	Ж	1															
[26]	ТТ	М	3	43.7	177.7	97.4	> 1	20.0	14.7	4	Т	2 Л; 1 П	15 шагов	НС	С-В	5.0	Другой	НС
[26]	ТТ	Ж	1	29.0	170.0	77.3		9.4	14.3	4	Р	Л						

Окончание табл. 2

Источник	Преобладающие признаки популяции											Типичные характеристики экспериментов						
	Гр	Пол	Исп	Воз (лет)	Рост (см)	Вес (кг)	ВИП (лет)	ВСА (лет)	ДОК (см)	УА	Этиология	САК	ДПД (м)	КИ	СХ (Км/ч)	ВП (мин)	ТИП	ТО
[27]	ТТ	НС	7	48.0	169.0	82.5	НС	НС	НС	НС	НС	НС	НС	3	С-В	НС	Тот же	Обувь
[28]	ТТ	М	1	25.0	170.0	57.0	>5	НС	НС	НС	НС	Л	5.2	3	С-В	5.0	Тот же	Обувь
[29]	ТТ	М Ж	6 1	46.8 26.0	162.3 158.0	62.7 74.9	12.3 3.0	НС	НС	ДШ*	5 Л; 1 П П	НС	10	НС	С-В	5.0	Тот же	Обувь
[30]	ТТ	М	5	49.8	НС	88.4	21.0	НС	НС	НС	2V; 2Т; Р	НС	8.0	3	С-В	НС	Другой	НС
[31]	ТФ	М	4	29.5	185.3	76.5	НС	10.0	НС	НС	2 Л; 2 П	НС	НС	5	НС	НС	Другой	Обувь
[32]	ТТ	М	8	49.4	175.2	82.6	НС	13.5	15.7	НС	Т	2 Л; 6 П	3.6	НС	С-В	5.0	Тот же	НС
[33]	ТТ	М	7	51.9	180.4	97.1	НС	13.4	НС	НС	4Т; Д; И; Р	2 Л; 5 П	НС	4	С-В	НС	Другой	Обувь
[35]	ТФ КТ	М/Ж М/Ж	16 15	37.8 32.8	168.1 165.1	68.0 63.4	0.5	НС	НС	≥3	13Т; 3С	9 Л; 7 П	10	5	С-В	НС	Тот же	Босиком
[36]	ТТ КТ	М/Ж М/Ж	9 9	52 47	178 169	97.9 89.9	>0.2	НС	НС	≥3	7Т; 1С; С	НС	НС	5	Н/П	НС	Другой	НС
[37]	ТТ	М/Ж	10	51.2	171.3	67.7	0.2	15.2	НС	≥2	6Т; 2Т; Д; ДШ	5 Л; 5 П	15	НС	НС	НС	Другой	Босиком
[38]	ТФ	НС	7	46.6	179.6	77.6	НС	НС	НС	≥3	НС	НС	12	9	С-В	НС	Тот же	Обувь
[39]	ТТ	М/Ж	8	НС	НС	81.5	НС	НС	ДШ*	НС	НС	Беговая дорожка	НС	НС	НС	НС	Другой	Обувь
[40]	ТТ КТ	М/Ж М/Ж	9 9	49 44	178 179	96 88	НС	2	НС	НС	7Т; Р; С	НС	НС	НС	НС	НС	Другой	НС
[41]	ТФ КТ	М/Ж М/Ж	10 15	31.5 29.9	170.5 169.1	67.5 64.8	>0.5	>1	ДШ*	≥2	8Т; 20	7 Л; 3 П	НС	8	С-В	2	Другой	НС
[42]	ТФ	Ж	1	30	166	58	>0.2	НС	НС	4	НС	НС	НС	НС	НС	НС	Другой	Обувь

Таблица 3

Информация о вариантах выравнивания.

Источник	Вариации выравнивания	Выравнивание элементов протеза	Тип движения	Анатомическое движение	Амплитуда выравнивания
[7]	3	Гильза	Наклон	Сгиб/Разгиб	$\pm 6,0^\circ$
[13]	5	Гильза	Наклон	Абд/Адд	$\pm 3,0^\circ$
[23]	3	Стопа	Перемещение	Лат/Мед	$\pm 0,5$ см
[1]	5	Стопа	Вращение	Инт/Экст	$\pm 6,0^\circ$
[8]	3	Стопа	Наклон	Дорфлекс/Плантфлекс	$\pm 5,0^\circ$
[10]	25	Гильза	Перемещение	Короткий/Длинный	$\pm 1,0$ см
[9]	3	Стопа	Наклон	Дорфлекс/Плантфлекс	$\pm 6,0^\circ$
[43]	9	Гильза	Наклон	Сгиб/Разгиб, Абд/Адд	$\pm 6,0^\circ$
[15]	3	Стопа	Наклон	Дорфлекс/Плантфлекс, Инв/Эве	$\pm 6,0^\circ$
[2; 3; 47; 46; 45]	17	Гильза	Наклон	Сгиб/Разгиб	$\pm 6,0^\circ$
[6]	3	Гильза	Перемещение	Сгиб/Разгиб, Абд/Адд	$\pm 6,0^\circ$
[5; 4]	25	Гильза	Перемещение	Ант/Пост, Лат/Мед	$\pm 1,5$ см
[14]	3	Гильза	Перемещение	Ант/Пост	$\pm 2,0$ см
[16]	3	Гильза	Наклон	Сгиб/Разгиб, Абд/Адд	$\pm (3,0; 6,0)^\circ$
[44]	3	Стопа	Перемещение	Ант/Пост, Лат/Мед	$\pm (0,5; 1,0)$ см
[12]	3	Стопа	Вращение	Дорфлекс/Плантфлекс	$\pm 4,0^\circ$
[34]	9	Стопа	Наклон	Дорфлекс/Плантфлекс	$\pm (2,0; 4,0; 6,0)^\circ$
[17]	5	Стопа	Вращение	Лат/Мед, Ант/Пост	$\pm (0,5; 1,0; 1,5)$ см
[18]	5	Гильза	Перемещение	Валг/Вар	НС
[19]	7	Гильза	Наклон	Разг	$-(3,5; 4,6; 2,3; 9,2)^\circ$
[20]	7	Стопа	Наклон	Сгиб	$+(3,5; 8,1; 12,7; 4,6)^\circ$
[21]	7	Гильза	Перемещение	Адд	$+(10,4; 2,3; 1,2; 5,8)^\circ$
[22]	2	Стопа	Наклон	Абд	$-(1,2; 3,5)^\circ$
[24]	3	Стопа	Перемещение	Лат/Мед	$\pm 1,5$ см
[25]	17	Гильза	Перемещение	Инт/Экст	$\pm 6,0^\circ$
[26]	3	Стопа	Перемещение	Дорфлекс/Плантфлекс	$\pm 10,0^\circ$
[27]	3	Стопа	Вращение	Ант/Пост	$\pm 2,0$ см
[28]	3	Стопа	Вращение	Инт/Экст	$\pm (1,0; 2,0)$ см
[29]	3	Стопа	Вращение	Инт/Экст	$\pm (10,0; 5,0)^\circ$
[30]	3	Стопа	Вращение	Сгиб/Разгиб	$\pm (5,9; 6,49; 5,23; 6,72; 6,2)^\circ$
[31]	3	Стопа	Вращение	Абд/Адд	$\pm (3,5; 4,65; 4,23; 3,85; 4,1)^\circ$
[32]	3	Стопа	Вращение	Ант/Пост	$\pm (6,78; 8,2; 5,6; 6,16; 7,45)$ см
[33]	3	Стопа	Вращение	Лат/Мед	$\pm (3,7; 4,07; 6,49; 5,9; 5,36)$ см
[34]	3	Стопа	Вращение	Сгиб/Разгиб	$\pm (2,0; 4,0; 6,0)^\circ$
[35]	3	Стопа	Вращение	Дорфлекс/Плантфлекс	$\pm (3,0; 6,0; 9,0)^\circ$
[36]	3	Стопа	Вращение	Ант/Пост	$\pm 1,0$ см
[37]	3	Стопа	Вращение	Лат/Мед	$\pm 1,0$ см
[38]	3	Стопа	Вращение	Сгиб/Разгиб	$\pm 3,0^\circ$
[39]	3	Стопа	Вращение	Плантфлекс	$+ 2,0^\circ$
[40]	3	Стопа	Вращение	Ант/Пост	$\pm 0,5$ см
[41]	3	Стопа	Вращение	Сгиб/Разгиб	$\pm (3,0; 6,0)^\circ$
[42]	3	Стопа	Вращение	Абд/Адд	$\pm (3,0; 6,0)^\circ$
[43]	3	Стопа	Вращение	Ант/Пост	$\pm (1,0; 0,5)$ см
[44]	3	Стопа	Вращение	Лат/Мед	$\pm (1,0; 0,5)$ см
[45]	3	Стопа	Вращение	Ант/Пост	$\pm 0,5$ см

Источник	Вариации выравнивания	Выравнивание элементов протеза	Тип движения	Анатомическое движение	Амплитуда выравнивания
		Гильза			+ 3,0 см
[27]	9	Стопа	Перемещение	Ант/Пост Лат/Мед	± 3,0 см ± 3,5 см
[28]	3	Гильза	Наклон	Сгиб/Разгиб Абд/Адд	± 7,0°
[29]	24	Гильза	Наклон	Сгиб/Разгиб	± 6,0°
		Гильза	Перемещение	Ант/Пост	± (1,0; 2,0; 3,0; 4,0; 5,0; 6,0) °
			Вращение	Сгиб/Разгиб, Инт/Экст	± (0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0) см
[30]	9	Пилон	Наклон	Валг/Вар, Дорфлекс/Плантфлекс	± 15,0°
[31]	3	Стопа	Перемещение	НС	± 5,0 см
[32]	3	Стопа	Вращение	Разг	+ (18,0; 36,0) °
[33]	3	Стопа	Наклон	Дорфлекс/Плантфлекс	+ 5,0°
			Перемещение	Ант/Пост	+ 1,0 см
		Гильза		Сгиб/Разгиб Абд/Адд	± 7,0 ° ± 8,0 °
[35]	5		Наклон	внутри/наружу Дорфлекс/Плантфлекс	± 28,0 ° ± 7,0 °
		Стопа		Инв/Эве Вращение внутри/наружу	± 7,0 ° ± 13,0 °
[36]	3	Стопа	Перемещение	Ант/Пост	± 1,0 см
[37]	4	Стопа	Наклон	Валг/Вар, Дорфлекс/Плантфлекс	± (3,0; 6,0) °
[38]	6	Гильза	Наклон	Сгиб/Разгиб	± (3,0; 6,0; 9,0) °
[39]	6	Стопа	Наклон	Дорфлекс/Плантфлекс	± (1,5, 3,0, 4,5) °
[40]	4	Стопа	Перемещение	Ант/Пост Мед/Лат	± 1,0 см
			Перемещение	Сгиб/Разгиб Абд/Адд	± 1,0 см
[41]	8	Гильза	Наклон	Ант/Пост Мед/Лат	± 6,0 °
[42]	3	Гильза	Наклон	Сгиб/Разгиб	(5,0, 9,0, 12) °
			Перемещение	Ант/Пост	± 3,5 см

шая нормальное движение колена во время ходьбы и увеличивая внешние нагрузки на связки колена. Аналогичным образом ампутанты ТФ [38] увеличивали момент разгибания бедра в фазе начала движения как стратегию поддержания стабильности коленного сустава при смещении гильзы на 2,0 см в передне- или заднем направлении. Когда стопа подвергалась варусной, вальгусной или внешней ротации, наблюдались изменения в силе реакции на опору в медиолатеральном направлении и моменте голеностопного сустава в корональной плоскости во время конечной стойки [65]. Трансфеморальная аддукция гильзы вызывала изменения в кинематических и кинетических параметрах, момент абдукции бедра на стороне протеза уменьшался с

увеличением аддукции, таз поднимался на контралатеральной стороне на протяжении всего цикла походки с увеличением аддукции, средняя косость плеча и средний боковой наклон туловища в сторону протеза имели тенденцию к уменьшению с увеличением аддукции во время фазы стопы на стороне протеза [39].

На распределение давления в области соединения гнезда с конечностью у ампутантов ТТ обычно влияло изменение центровки гнезда на 1 см в корональной и сагиттальной плоскостях [9], даже при использовании различных типов гильз. Повышенное давление на передне-дистальную область культи было обнаружено при сгибании гильзы на 6,0°, в то время как при разгибании гильзы

на $6,0^\circ$ давление в этом месте значительно снижалось [29].

В двух статьях сообщалось о значительных изменениях параметров пространственной и телесной ориентации, таких как длительность фазы опоры и длительность опоры на неповрежденных конечностях при $5,0^\circ$, $6,0^\circ$ и $10,0^\circ$ внутреннего/внешнего вращения стопы [2; 22]. Аналогичным образом в одной из статей было обнаружено, что чрезмерная внешняя ротация ($10,0^\circ$ и $36,0^\circ$) вызывает изменения в стойке, времени замаха и длине шага [19]. На симметрию длины шага влияли движения стопы на $2,0^\circ$ в плантарфлексии [16].

Вариации выравнивания привели к значительному снижению комфорта [19; 69], в частности, изменения на 6° внутренней ротации стопы [22] и изменения на $3,0^\circ$ и $6,0^\circ$ абдукции/аддукции и флексии/экстензии [3]. Хотя комфорт пациента является значимым параметром, в статьях не проводился углубленный анализ удовлетворенности пациентов. Исследование, представленное в [61], показало некоторое предпочтение в дорсифлексии протезной стопы при подъеме по пандусу и плантарфлексии при спуске по пандусу, что продемонстрировало важность выравнивания при адаптации ампутантов в повседневных жизненных ситуациях.

В двух работах использовалась электромиография для изучения походки во время выравнивания протеза [14; 13]. Наиболее выраженный эффект оказывали движения на 6° при сгибании/разгибании гильзы, обеспечивая на 50 % большее усилие подколенной мышцы и на 20 % большее усилие прямой мышцы бедра и подколенной мышцы у участников ТТ. Медиальные смещения предписанного выравнивания гильзы привели к тому, что двусторонние разгибатели колена и ягодичная мышца на ампутированной стороне имели большую электромиографическую активность и аналогично имели меньшую активность при изменениях латерального выравнивания, что позволяет предположить, что изменения латерального выравнивания могут снизить активность мышц во время стояния у ТТ-ампутантов [67].

На баланс ТТ-ампутантов повлияли нарушения сгибания/разгибания при выравнивании гильзы [44]. Соответственно было выявлено смещение латерального центра давления при изменении аддукции стопы [52].

ТТ-ампутанты добровольно уменьшали передний наклон своего тела для стабилизации механизмов адаптации к изменениям центровки стопы во время дорсифлексии, плантарной флексии и удлинения или укорочения протеза [41]. У ТТ-участников распределение давления на подошвенную поверхность стопы не изменялось при одновременном повороте сагиттальной и корональной плоскостей гильзы и стопы, что приводило к смещению центра давления [68].

ТФ-ампутанты показали увеличение расхода калорий, средней частоты сердечных сокращений и симметрии интактной/протезной конечности во время корональных трансляционных вариаций [56]. Улучшенная центровка протезов паралимпийских спортсменов уменьшила боковое разгибание протеза бедра при начале движения и сни-

зила момент импульса бедра, также увеличив горизонтальную тягу [46]. Перекосы ТФ-протезов влияли на суставные моменты интактного бедра и колена каждого ампутированного; однако это поведение не было одинаковым у всех испытуемых [71]. Не было обнаружено значительных различий в потреблении кислорода среди ТТ- и ТФ-ампутантов при переднем и заднем смещении колена (2,0 см) [58]. Авторы оценивали влияние асимметрии походки из-за вариаций выравнивания и обнаружили лишь небольшую разницу в изменении длины шага на $2,0^\circ$ при плантарфлексии стопы [16].

Обсуждения

В рассмотренных статьях представлена разнообразная информация, поэтому данное обсуждение сосредоточено на качестве представления данных о популяционных характеристиках, процедурах эксперимента и результатах работы пациентов.

Отражение в статьях популяционных характеристик

В исследованных работах выравнивание протеза при ТТ-ампутации упоминалось в 5,9 раза чаще, чем ТФ-ампутация. Работы А-качества и В-качества также больше внимания уделяли ТТ-ампутации. Предпочтение исследований ТТ-ампутации, вероятно, связано с большей распространенностью по сравнению с ТФ-ампутацией, как показали исследования [28]. Тем не менее необходимо больше информации об эффектах выравнивания ТФ-протезов.

В немногих работах использовались и данные контрольной группы людей без ампутированных конечностей, и это не повлияло на качество статей. Как правило, контрольная группа людей без ампутированных конечностей использовалась в качестве биомеханического эталона, поэтому включение контрольной группы в подобные исследования не представляется обязательным.

Определение размеров выборки групп ТФ- или ТТ-ампутации было неоднородным, варьируясь от одного до 15 человек. Более того, доля участников женского пола была ниже, чем мужского, что указывает на необходимость дальнейших исследований, связанных с полом и выравниванием.

Как правило, в этих работах сообщалось, что у участников было более шести месяцев привыкания к ношению протезов нижних конечностей или к ампутации. Учитывая, что длительность использования протеза может повлиять на навыки походки [17], существует потенциальный пробел в знаниях о выравнивании протезов для новых ампутантов.

Отражение в статьях процедуры выравнивания

Экспериментальные процедуры. В изученных работах большинство предпочли метод ходьбы по земле во время выравнивания, а не использование беговых дорожек. Учи-

тывая, что метод амбуляции влияет на кинетику или кинематику походки [70], будущие исследования по выравниванию должны изучить влияние альтернативных вариантов амбуляции или форму поверхности.

В большинстве работ не сообщалось о времени адаптации или тренировки к новым условиям выравнивания. Учитывая, что ампутанты используют стабилизационные механизмы для адаптации к изменениям положения протеза, длительное время аккомодации может повлиять на точность процедур выравнивания, поэтому необходимо специальное исследование для оценки этого времени.

В нескольких статьях сообщается о предпочтении походки в обуви [2; 22; 23; 27; 42; 41; 68] по сравнению с ходьбой босиком [24]. О влиянии использования обуви на эффективность походки уже сообщалось [18; 43], поэтому влияние использования обуви или ношения различных видов обуви во время процедур выравнивания остается неясным и требует дальнейшего изучения.

Компоненты протеза устанавливаются на основе требований ампутанта, которые не поддаются контролю во время тестов на выравнивание. Взаимосвязь между возможностями протеза и эффективностью походки хорошо известна [1; 66]. Включение различных типов компонентов протеза в процедуру выравнивания позволило бы дифференцировать влияние выравнивания протеза и компонентов протеза при оценке работы ампутантов.

Работоспособность ампутантов во время подгонки протезов. Обзор показал, что ТТ-ампутанты могут регулировать скорость походки, скорость движения и наклон тела во время изменения центровки протеза. Подобная высококачественная информация необходима для ТФ и других видов ампутации. Обзор выявил пробел в знаниях относительно результатов для пациентов при выравнивании гильзы при внутренней и внешней ротации, вальгусной и варусной ангуляции, удлинении и укорочении протезов. Что касается выравнивания стопы при протезировании, то в исследовании отсутствуют данные по эверсии и инверсии, а также медиальным и латеральным поступательным движениям.

Клинически принятый протокол выравнивания протеза включает в себя установку гильзы и стопы. Примечательно, что не было получено достаточных данных об изменениях в работе ампутантов, когда эти элементы протеза выравниваются одновременно. Будущие исследования могут быть сосредоточены на кинетических параметрах, таких как момент реакции гильзы, сила реакции на грунт, кинематические и пространственно-временные параметры, затраты энергии, оценка комфорта и показатели давления на стопу.

Учитывая, что процедуры динамического выравнивания включают в себя подгонку положения или угла наклона гильзы, колена и стопы, не хватало высококачественных статей, оценивающих такие процедуры, как, например, поступательные, вращательные и угловые движения всех элементов протеза. Более того, мы отметили недостаток информации о результатах лечения ампутации ТТ при вариациях положения стопы во внутреннем/внешнем, ин-

версионном/эверсионном и трансляционном движениях. Аналогичным образом знания об эффектах выравнивания для движений гильзы в переднезаднем, внутреннем/внешнем, медиальном/латеральном и продольном направлениях остаются недостаточными. Качество информации о выравнивании было значительно ниже для ТФ-ампутаций, чем для ТТ-ампутаций.

Протезисты обычно определяют номинальное или оптимальное выравнивание, наблюдая за походкой и отзывами пациентов. Аналитические навыки протезиста не были включены или оценены ни в одном из рассмотренных исследований. Будущие исследования должны выявить связь между оптимальным выравниванием, комфортом ампутанта и опытом протезиста при выполнении протезирования.

Обсуждение дальнейшего исследования процедур выравнивания

Процедура выравнивания определяет местоположение элементов протеза относительно биомеханических линий ампутанта. Качество выравнивания в клинической практике и исследованиях должно учитывать индивидуальные и функциональные возможности, мастерство протезиста и особенности процедуры выравнивания. Клиницисты и исследователи должны учитывать вращения, углы и перемещения обоих элементов протеза в гильзе и стопе, а также в сагиттальной, корональной и поперечной плоскостях. Величина движений выравнивания связана с анатомическими характеристиками конечности и естественными линиями тела. Количество вариаций выравнивания увеличивает продолжительность теста и вызывает умственное или физическое утомление [7; 14; 16; 15], что может привести к недействительности опросников комфорта [49]. Таким образом, в будущих исследованиях следует спрашивать о настроении участников и физическом состоянии добровольцев.

Для оценки эффективности ходьбы методы передвижения, используемые во время процедуры выравнивания, должны включать разнообразный характер поверхности. Они также должны оценивать использование при ношении обуви и при хождении босиком. Наконец, знания протезиста влияют на точность выравнивания и адаптацию пациента. Будущие исследования должны учитывать эти навыки, а также навыки ходьбы ампутанта, которые могут маскировать эффект выравнивания.

Заключение

Этот систематический обзор позволяет определить исходные условия для дальнейших исследований по выравниванию протезов, основные показатели, используемые для анализа эффективности протезов ампутантов. Эти показатели включают в себя пространственно-временные и кинематические данные походки, силу реакции на грунт, давление на интерфейс гильзы и конечности, баланс тела и мышечную активность.

Исследования выравнивания должны учитывать углы, вращения и перемещения в сагиттальной, корональной и поперечной осях. Чтобы лучше понять, как на результаты походки влияют вариации выравнивания, необходимо провести модификации выравнивания в области гильзы и стопы.

Процесс выравнивания связан с большой субъективностью, зависящей от особенностей ампутированного пациента.

Таким образом, для оптимального выравнивания протезов ТТ и ТФ требуются различные материалы и методы. Например, необходимо использовать опросник для измерения комфорта или удовлетворенности ампутированного, что является наиболее важным фактором.

Динамическое выравнивание протеза должно быть исследовано далее для достижения более объективного определения.

Ограничения исследования

Исключение статей на неанглоязычных языках могло привести к искажению данного обзора. Мета-анализ не проводился из-за неоднородности данных, полученных в этом обзоре. В исследованных работах сообщалось о многих параметрах, таких как силы, моменты, время шага, длина шага, вращение бедра. Эти переменные были сгруппированы глобально как пространственно-временные, кинетические или кинематические для облегчения обработки информации, но такое упрощение могло ограничить конкретную информацию. Чтобы минимизировать этот эффект, повторяющиеся параметры обсуждались отдельно. Качество статей оценивалось путем объединения контрольных списков Даунса и Блэка [11] и Ван дер Линде и др [64]. Индекс качества должен быть оценен в будущих работах для подтверждения результатов.

Список литературы

1. Andrysek J., Eshraghi A. Influence of prosthetic socket design and fitting on gait BT - Handbook of Human // Springer International Publishing. – 2017. – P. 1–25. DOI: 10.1007/978-3-319-30808-1_76-2.
2. Beyaert C., Grumillier C., Martinet N., Paysant J., André, J.-M., Beyaert, C. Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees // Gait Posture. – 2008. – Vol. 28, no 2. – P. 278–284. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.12.073.
3. Boone D.A., Kobayashi T., Chou T.G., Arabian A.K., Coleman K.L., Orendurff M.S., Zhang M. Perception of socket alignment perturbations in amputees with transtibial prostheses // Journal of Rehabilitation Research and Development. – 2012. – Vol. 49, no 6. – P. 843–854. DOI: 10.1682/JRRD.2011.08.0143.
4. Boone D.A., Kobayashi T., Chou T.G., Arabian A.K., Coleman K.L., Orendurff M.S., Zhang M. (2013d). Influence of malalignment on socket reaction moments during gait in amputees with transtibial prostheses // Gait and Posture. – 2013. – Vol. 37, no 4. – P. 620–626. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.10.002.
5. Burkett B., Smeathers J., Barker T.M. A computer model to simulate the swing phase of a transfemoral prosthesis // Journal of Applied Biomechanics. – 2004. – Vol. 20, no 1. – P. 25–37. DOI: 10.1123/jab.20.1.25.
6. Bussmann J.B.J., Culhane K.M., Horemans H.L.D., Lyons G.M., Stam H.J. Validity of the prosthetic activity monitor to assess the duration and spatio-temporal characteristics of prosthetic walking // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. – 2004. – Vol. 12, no. 4. – P. 379–386. DOI: 10.1109/TNSRE.2004.840495.
7. Cardenas-Torres A.M., Uribe P.J., Font-Llagunes J.M., Hernández A.M., Plata J.A., Cárdenas A.M., Uribe J., Font-Llagunes J.M., Hernández A.M., Plata J.A., Cardenas-Torres A.M., Uribe P.J., Font-Llagunes J.M., Hernández A.M., Plata J.A. The effect of prosthetic alignment on the stump temperature and ground reaction forces during gait in transfemoral amputees // Gait Posture. – 2021. – Vol. 95. – P. 76–83. DOI: 10.1016/J.GAITPOST.2022.04.003.
8. Chen C.W.J., Heim W., Fairley K., Clement R.J., Biddiss E., Torres-Moreno R., Andrysek J. Evaluation of an instrument-assisted dynamic prosthetic alignment technique for individuals with transtibial amputation // Prosthetics and Orthotics International. – 2016. – Vol. 40, no. 4. – P. 475–483. DOI: 10.1177/0309364615574161.
9. Courtney A., Orendurff M.S., Buis A. Effect of alignment perturbations in a trans-tibial prosthesis user: A pilot study // Journal of Rehabilitation Medicine. – 2016. – Vol. 48, no. 4. – P. 396–401.
10. Davenport P., Noroozi S., Sewell P., Zahedi S. Systematic review of studies examining transtibial prosthetic socket pressures with changes in device alignment // Journal of Medical and Biological Engineering. – 2017. – Vol. 37, no. 1. – P. 1–17.
11. Downs S.H., Black N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions // Journal of Epidemiology and Community Health. – 1998. – Vol. 52, no. 6. – P. 377–384.
12. Eshraghi A., Safaeepour Z., Geil M.D., Andrysek J. Walking and balance in children and adolescents with lower-limb amputation: A review of literature // Clinical Biomechanics. – 2018. – Vol. 59. – P. 181–198. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2018.09.017.
13. Fang L.D., Jia X.H., Wang R., Suo S. Simulation of the ligament forces affected by prosthetic alignment in a trans-tibial amputee case study // Medical Engineering Physics. – 2009. – Vol. 31, no. 7. – P. 793–798. DOI: 10.1016/j.medengphy.2009.02.010.
14. Fang L., Jia X., Wang R. Modeling and simulation of muscle forces of trans-tibial amputee to study effect of prosthetic alignment // Clinical Biomechanics. – 2007. – Vol. 20, no. 10. – P. 1125–1131. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.07.017.
15. Fiedler G., Johnson M.S. Correlation of transtibial prosthetic alignment quality and step-by-step variance of gait // Journal of Prosthetics and Orthotics. – 2017. – Vol. 29, no. 1. – P. 19–25. DOI: 10.1097/JPO.000000000000113.

16. Fiedler G., Slavens B.A., O'Connor K.M., Smith R.O., Hafner B.J. Effects of physical exertion on trans-tibial prosthesis users' ability to accommodate alignment perturbations // *Prosthetics and Orthotics International*. – 2016. – Vol. 40, no. 1. – P. 75–82. DOI:10.1177/0309364614545419.
17. Fiedler G., Zhang X. Quantifying accommodation to prosthesis interventions in persons with lower limb loss // *Gait Posture*. – 2016. – Vol. 50. – P. 14–16. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.08.016.
18. Franklin S., Grey M.J., Heneghan N., Bowen L., Li F.-X. Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking // *Gait Posture*. – 2015. – Vol. 42, no. 3. – P. 230–239. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.05.019.
19. Fridman A., Ona I., Isakov E. The influence of prosthetic foot alignment on trans-tibial amputee gait // *Prosthetics and Orthotics International* – 2003. – Vol. 27, no. 1. – P. 17–22.
20. Gailey R., Allen K., Castles J., Kucharik J., Roeder M. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use // *Journal of rehabilitation research and development*. – 2013. – Vol. 45, no. 1. – P. 15–30. DOI: 10.1682/JRRD.2006.11.0147.
21. Geil M.D., Lay A. Plantar foot pressure responses to changes during dynamic trans-tibial prosthetic alignment in a clinical setting // *Prosthetics and Orthotics International*. – 2004. – Vol. 28, no. 2. – P. 105–114. DOI: 10.1080/03093640408726695.
22. Grumillier C., Martinet N., Paysant J., André J.-M., Beyaert, C. Compensatory mechanism involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral trans-tibial amputees // *Journal of Biomechanics*. – 2008. – Vol. 41, no. 14. – P. 2926–2931. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.07.018.
23. Hansen A.H., Meier M.R., Sam M., Childress D.S., Edwards M.L. Alignment of trans-tibial prostheses based on roll-over shape principles // *Prosthetics and Orthotics International*. – 2003. – Vol. 27, no. 2. – P. 89–99. DOI: 10.1080/03093640308726664.
24. Hashimoto H., Kobayashi T., Gao F., Kataoka M., Orendurff M.S., Okuda K. The effect of transverse prosthetic alignment changes on socket reaction moments during gait in individuals with transtibial amputation // *Gait and Posture*. – 2018. – Vol. 65. – P. 8–14. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.06.119.
25. Hashimoto H., Kobayashi T., Kataoka M., Okuda K. Influence of coronal and sagittal prosthetic foot alignment on socket reaction moments in transtibial prostheses during walking // *Gait Posture*. – 2021. – Vol. 90. – P. 252–260. DOI: 10.1016/J.GAITPOST.2021.08.011.
26. Hashimoto H., Kobayashi T., Kataoka M., Okuda K. Angulation vs translation of transtibial prosthetic socket: their difference analyzed by socket reaction moments // *Gait Posture*. – 2022. – Vol. 97. – P. 137–146. DOI: 10.1016/J.GAITPOST.2022.06.014.
27. Ikeda A.J., Reisinger K.D., Malkush M., Wu Y., Edwards M.L., Kistenberg R.S. A priori alignment of transtibial prostheses: A comparison and evaluation of three methods // *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*. – 2012. – Vol. 7, no. 5. – P. 381–388. DOI: 10.3109/17483107.2011.637284.
28. Imam B., Miller W.C., Finlayson H.C., Eng J.J., Jarus, T. Incidence of lower limb amputation in Canada // *Can J Public Health*. – 2017. – Vol. 108, no. 4. – P. 374–380. DOI: 10.17269/CJPH.108.6093.
29. Jia X., Suo S., Meng F., Wang R. Effects of alignment on interface pressure for transtibial amputee during walking // *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*. – 2008. – Vol. 3, no. 6. – P. 339–343. DOI: 10.1080/17483100802044634.
30. Jonkergouw N., Prins M. R., Buis A.W.P., Wurff P. van der. The Effect of Alignment Changes on Unilateral Transtibial Amputee's Gait: A Systematic Review // *Plos one*. – 2016. – Vol. 11, no. 12. – P. 1–18. DOI: 10.1371/journal.pone.0167466.
31. Kobayashi T., Arabian A.K., Orendurff M.S., Rosenbaum-Chou T.G., Boone D.A. Effect of alignment changes on socket reaction moments while walking in transtibial prostheses with energy storage and return feet // *Clinical Biomechanics*. – 2014. – Vol. 29, no. 1. – P. 47–56. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2013.11.005.
32. Kobayashi T., Orendurff M.S., Arabian A.K., Rosenbaum-Chou T.G., Boone D.A. Effect of prosthetic alignment changes on socket reaction moment impulse during walking in transtibial amputees // *Journal of Biomechanics*. – 2013. – Vol. 46, no. 6. – P. 1315–1323. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.02.012.
33. Kobayashi T., Orendurff M.S., Boone D.A. Effect of alignment changes on socket reaction moments during gait in transfemoral and knee-disarticulation prostheses: Case series // *Journal of Biomechanics*. – 2013. – Vol. 46, no. 14. – P. 2839–2545. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.07.012.
34. Kobayashi T., Orendurff M.S., Boone D.A. Dynamic alignment of transtibial prostheses through visualization of socket reaction moments // *Prosthetics and Orthotics International*. – 2015. – Vol. 39, no. 6. – P. 512–516.
35. Kobayashi T., Orendurff M.S., Zhang M., Boone D.A. Effect of transtibial prosthesis alignment changes on out-of-plane socket reaction moments during walking in amputees // *Journal of Biomechanics*. – 2012. – Vol. 45, no. 15. – P. 2603–2609. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.08.014.
36. Kobayashi T., Orendurff M.S., Zhang M., Boone D.A. Effect of alignment changes on sagittal and coronal socket reaction moment interactions in transtibial prostheses // *Journal of Biomechanics*. – 2013. – Vol. 46, no. 7. – P. 1343–1350. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.01.026.
37. Kobayashi T., Orendurff M.S., Zhang M., Boone D.A. Individual responses to alignment perturbations in socket reaction moments while walking in transtibial prostheses // *Clinical Biomechanics*. – 2014. – Vol. 29, no. 5. – P. 590–594. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2014.04.002.
38. Koehler-McNicholas S.R., Lipschutz R.D., Gard S.A. The biomechanical response of persons with transfemoral amputation to variations in prosthetic knee alignment during level walking // *Journal of Rehabilitation Research and Development*. – 2016. – Vol. 53, no. 6. – P. 1089–1106. DOI: 10.1682/JRRD.2014.12.0311.
39. Köhler T.M., Blumentritt S., Braatz F., Bellmann M. The impact of transfemoral socket adduction on pelvic and trunk stabilization during level walking – A biomechanical study // *Gait Posture*. – 2021. – Vol. 89. – P. 169–177. DOI: 10.1016/J.GAITPOST.2021.06.024.

40. Kolarova B., Janura M., Svoboda Z., Elfmark M. Limits of stability in persons with transtibial amputation with respect to prosthetic alignment alterations // Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. – 2013. – Vol. 94, no. 11. – P. 2234–2240. DOI: 10.1016/j.apmr.2013.05.019.
41. Kolarova B., Janura M., Svoboda Z., Elfmark M. Limits of stability in persons with transtibial amputation with respect to prosthetic alignment alterations // Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. – 2013. – Vol. 94, no. 11. – P. 2234–2240. DOI: 10.1016/j.apmr.2013.05.019.
42. Kolarova B., Janura M., Svoboda Z., Elfmark M., Chow D.H.K., Holmes A.D., Lee C.K.L., Sin S.W. The effect of prosthesis alignment on the symmetry of gait in subjects with unilateral transtibial amputation // Prosthetics and Orthotics International. – 2006. – Vol. 30, no. 2. – P. 114–128. DOI: 10.1080/03093640600568617.
43. Kung S.M., Fink P.W., Hume P., Shultz S.P. Kinematic and kinetic differences between barefoot and shod walking in children // Footwear Science. – 2015. – Vol. 7, no. 2. – P. 95–105. DOI: 10.1080/19424280.2015.1014066.
44. Luengas L.A., Sanchez G., Novoa K. Prosthetic alignment and biomechanical parameters in transtibial amputees due landmines // IFMBE Proceedings. – 2017. – Vol. 60. – P. 765–768. DOI: 10.1007/978-981-10-4086-3_192.
45. Lusardi M.M., Jorge M., Nielsen C.C. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation (3rd ed.). el Sevier. – 2013 [Электронный ресурс]. – URL: https://evolve.elsevier.com/cs/product/9781437719369?role=studentAID=12858147PID=2190813SID=at106062_a136366_m12_p11888_cutm_source=cjutm_medium=affiliateutm_campaign=cj_affiliatecutm_content=2190813utm_term=12858147cjevent=7e1c2643338311e983510 (Дата обращения: 04.04.2022).
46. Migliore G.L., Petrone N., Hobaru H., Nagahara R., Miyashiro K., Costa G.F., Gri A., Cutti A.G. Innovative alignment of sprinting prostheses for persons with transfemoral amputation: Exploratory study on a gold medal Paralympic athlete. – 2020 DOI: 10.1177/0309364620946910.
47. Moher D., Liberati A., Tetzlaff J., Altman, D.G., Group T.P. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: The PRISMA statement // PLOS Medicin. – 2009. – Vol. 6, no. 7. DOI: 10.1371/journal.pmed.1000097.
48. Neumann E.S. State-of-the-science review of transtibial prosthesis alignment perturbation // Journal of Prosthetics and Orthotics. – 2009. – Vol. 21, no. 4.
49. Neumann E.S., Brink J., Yalamanchili K., Lee, J.S. Use of a load cell and force-moment analysis to examine transtibial prosthesis foot rollover kinetics for anterior-posterior alignment perturbations // Journal of Prosthetics and Orthotics. – 2012. – Vol. 30, no. 4. – P. 160–174. DOI: 10.1097/JPO.0b013e31826f66f0.
50. Neumann E.S., Brink J., Yalamanchili K., Lee J.S. Regression estimates of pressure on transtibial residual limbs using load cell measurements of the forces and moments occurring at the base of the socket // Journal of Prosthetics and Orthotics. – 2013. – Vol. 25, no. 1. – P. 1–12. DOI: 10.1097/JPO.0b013e31827b360c.
51. Nolasco L.A., Morgenroth D.C., Silverman A.K., Gates D.H. Effects of anterior-posterior shifts in prosthetic alignment on the sit-to-stand movement in people with a unilateral transtibial amputation // Journal of Biomechanics. – 2020. – Vol. 109. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2020.109926.
52. Nomura T., Watanabe K., Nosaka T., Matsubara H., Akiyama M., Inui K. The relationship between transfemoral prosthesis alignment and the center trajectory of plantar pressure in the frontal plane // Journal of Physical Therapy Science. – 2016. – Vol. 28, no. 2. – P. 576–579. DOI: 10.1589/jpts.28.576.
53. Parvizi J., Kim G.K. Chapter 9 - Amputation of the Lower Limb. In J. Parvizi, G. K. Kim, A. Editor (Eds.) // High Yield Orthopaedics. – 2010. – P. 17–19. DOI: 10.1016/B978-1-4160-0236-9.00018-3.
54. Pirouzi G., Abu Osman N.A., Ali S., Davoodi Makinejad M. A new prosthetic alignment device to read and record prosthesis alignment data. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H // Journal of Engineering in Medicine. – 2017. – Vol. 231, no. 12. – P. 1127–1132. DOI: 10.1177/0954411917735082.
55. Rajtůková V., Michalíková M., Bednarčíková L., Balogová A., Živčák J. Biomechanics of Lower Limb Prostheses // Procedia Engineering. – 2014. – Vol. 96. – P. 382–391. DOI: 10.1016/j.proeng.2014.12.107.
56. Salgado S.S., Velásquez, A.T. Analysis of the frontal plane alignment in AK prosthesis // Pan American Health Care Exchanges. – 2013. P. 1–5.
57. Sanders J.E., Bell D.M., Okumura R.M., Dralle A.J. Effects of alignment changes on stance phase pressures and shear stresses on transtibial amputees: Measurements from 13 transducer sites // IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering. – 1998. – Vol. 6, no. 1. – P. 21–31. DOI: 10.1109/86.662617.
58. Schmalz T., Blumentritt S., Jarasch R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components // Gait Posture. – 2002. – Vol. 16, no. 3. – P. 255–263. DOI: 10.1016/S0966-6362(02)00008-5.
59. Seelen H.A.M., Anemaat S., Janssen H.M.H., Deckers J.H.M. Effects of prosthesis alignment on pressure distribution at the stump/socket interface in transtibial amputees during unsupported stance and gait // Clinical Rehabilitation. – 2003. – Vol. 17, no. 7. – P. 787–796. DOI: 10.1191/0269215503cr6780a.
60. Seymour R. Prosthetics and orthotics: lower limb and spinal // Lippincott Williams Wilkins. – 2002.
61. Shepherd M.K., Simon A.M., Zisk J., Hargrove L.J. Patient-preferred prosthetic ankle-foot alignment for ramps and level-ground walking // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. – 2021. – Vol. 29. – P. 52–59. DOI: 10.1109/TNSRE.2020.3033711.
62. Tafti N., Hemmati F., Safari R., Karimi M.T., Farmani, F., Khalaf A., Mardani M.A. A systematic review of variables used to assess clinically acceptable alignment of unilateral transtibial amputees in the literature. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H // Journal of Engineering in Medicine. – 2018. – Vol. 232, no. 8. – P. 826–840. DOI: 10.1177/0954411918789450.
63. Tominaga S., Sakuraba K., Usui F. The effects of changes in the sagittal plane alignment of running-specific transtibial prostheses on ground reaction forces // Journal of Physical Therapy Science. – 2015. – Vol. 27, no. 5. – P. 1347–1351. DOI: 10.1589/jpts.27.1347.

64. Van der Linde H., Hofstad C.J., Geurts A.C.H., Postema K., Geertzen J.H.B., van Limbeek J. A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis // *Journal of Rehabilitation Research and Development*. – 2004. – Vol. 41, no. 4. – P. 555–570.
65. van Velzen J.M., Houdijk H., Polomski W., van Bennekom C.A.M. Usability of gait analysis in the alignment of trans-tibial prostheses: A clinical study // *Prosthetics and Orthotics International*. – 2005. – Vol. 29, no. 3. – P. 255–267. DOI: 10.1080/03093640500238857.
66. Vásquez A.I., Pérez J.U. Conceptual design of an alignment device for transfemoral prosthesis // *Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia*. – 2022. – Vol. 102. – P. 108–114. DOI: 10.17533/UDEA.REDIN.20200805.
67. Wagner K.E., Nolasco L.A., Morgenroth D.C., Gates D.H., Silverman A.K. The effect of lower-limb prosthetic alignment on muscle activity during sit-to-stand // *Journal of Electromyography and Kinesiology*. – 2020. – Vol. 51. DOI: 10.1016/J.JELEKIN.2020.102398.
68. Xiaohong J., Xiaobing L., Peng D., Zhang M. The influence of dynamic trans-tibial prosthetic alignment on standing plantar foot pressure. conference proceedings // *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. – 2005. – Vol. 7. – P. 6916–6918. DOI: 10.1109/IEMBS.2005.1616096.
69. Xiaohong J., Xiaobing L., Peng D., Zhang M. Influence of prosthetic sagittal alignment on trans-tibial amputee gait and compensating pattern: a case study // *Tsinghua Science and Technology*. – 2008. – Vol. 13, no. 5. – P. 581–586. DOI: 10.1016/S1007-0214(08)70092-0.
70. Yang F., King G.A. Dynamic gait stability of treadmill versus overground walking in young adults // *Journal of Electromyography and Kinesiology*. – 2016. – Vol. 31. – P. 81–87. DOI: 10.1016/j.jelekin.2016.09.004.
71. Zhang T., Bai X., Liu F., Ji R., Fan Y. The effect of prosthetic alignment on hip and knee joint kinetics in individuals with transfemoral amputation // *Gait and Posture*. – 2020. – Vol. 76. – P. 85–91. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2019.11.006.

Финансирование. Данная работа была поддержана грантом Convocatoria 727 - Programa de Becas de Doctorados Nacionales 2015 de Colciencias. Авторы выражают благодарность некоммерческой организации Mahavir Kmina www.mahavirkmina.org/home
Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

STATE-OF-THE-ART PROCEDURAL CONSIDERATIONS FOR THE PROSTHETIC ALIGNMENT OF TRANSFEMORAL AND TRANSTIBIAL PROSTHESES

A.M. Cárdenas^{1,2}, J. Uribe¹, J. Andrysek³, A.M. Hernández¹, J.A. Plata-Contreras¹

¹ University of Antioquia, Medellín, Colombia

² St. Bonaventure University, Medellín, Colombia

³ Bloorview Research Institute, Kids Rehabilitation Hospital, Toronto, Canada

ARTICLE INFO

Received: 02 September 2022

Approved: 16 December 2022

Accepted for publication: 18 December 2022

Key words:

prosthetic alignment procedure, amputee performance, gait parameter, prosthetic compone.

ABSTRACT

Prosthetic alignment plays an important role in the rehabilitation and outcomes of individuals with lower-limb loss. The goal of this work was to systematically review the state-of-the-science related to prosthetic alignment research and to identify the primary outcomes associated with prosthetic alignment as well as considerations for implementing alignment procedures. The review process was conducted papers searching in Scopus, PubMed, and IEEE databases. The PRISMA methodology was used to identify the prevalence of prosthetic alignment procedures from a technical and procedural point of view. Data extracted from papers included population attributes, outcome measures and metrics, alignment procedure characteristics, and the effects of prosthetic alignment on rehabilitation outcomes. The quality of the papers was assessed using thirteen predetermined criteria. Most studies in the sample were rated as low quality based on our formal assessment. The studies found that changes in socket reaction moment, ground reaction force, socket-stump interface pressure, spatiotemporal data, and patient comfort were typically affected by socket and foot angulations and translations. Considerations for alignment research focused on ambulation method, footwear use, accommodation time, and number of trials. The literature provides limited information about the considerations and outcomes of alignment procedures. The evidence is not of high quality and primarily relates to individuals with transtibial amputation.

© PNRPU