

Помогает ли использование ортопедических стелек при лечении плоскостопия заставить мышцы нижних конечностей работать так, как работают мышцы здоровой стопы?

George S. Murley a,b, , Karl B. Landorf a,b, Hylton B. Menz b*

*Отделение подиатрии факультета медико-санитарных дисциплин
университета Ла Троб, Бандура, 3086, Австралия*

*Центр мышечно-скелетных исследований при факультете медико-санитарных
дисциплин университета Ла Троб, Бандура, 3086, Австралия*

** Ответственный автор. Отделение подиатрии факультета медико-санитарных дисциплин университета Ла Троб, Бандура, 3086, Австралия. Адрес электронной почты: g.murley@latrobe.edu.au (G.S. Murley).*

РЕЗЮМЕ

Теоретические основы исследования. Один из предполагаемых механизмов клинического эффекта ортопедических стелек состоит в их воздействии на работу мышц. Результаты исследований, проводимых до настоящего времени, однако, во многом неоднозначны. Целью данного исследования было установить, можно ли с помощью ортопедических стелек заставить мышцы стопы пациентов, страдающих плоскостопием, работать так, как работают мышцы стопы здоровых людей.

Методы проведения исследования. Для проведения исследования были привлечены 30 молодых пациентов, страдающих плоскостопием, с бессимптомным течением заболевания. Положение стопы оценивалось по 2 клиническим измерениям и 4 измерениям взаимного расположения костей скелета, полученным в результате рентгеновского снимка положения стопы при нагрузке. Электромиографическая активность мышц при ходьбе регистрировалась с помощью электродов, введенных в мышцы (для задней большеберцовой и длинной малоберцовой мышц), и с помощью поверхностных электродов (для передней большеберцовой и средней икроножной мышц). Оценивались 4 экспериментальных состояния: ходьба босиком, ходьба в обуви без ортопедических приспособлений, ходьба в обуви с термоформуемой ортопедической стелькой (готовой ортопедической стелькой, подвергнутой тепловому воздействию), ходьба в обуви с индивидуально изготовленной ортопедической стелькой с инверсией 20°.

Результаты исследования. Во время контактной фазы ходьбы в обуви с готовой термоформуемой ортопедической стелькой амплитуда электрической активности задней большеберцовой мышцы значительно снизилась (пиковая амплитуда – на 19 %, $P = 0,007$; среднеквадратичное значение амплитуды – на 22 %, $P = 0,002$), снижение также наблюдалось при использовании индивидуально изготовленной ортопедической стельки (пиковая амплитуда – на 12 %, $P < 0,001$, среднеквадратичная амплитуда – на 13 %, $P = 0,001$), по сравнению с ходьбой в обуви без ортопедических приспособлений. Во время

средней/пропульсивной фазы наблюдалось значительное повышение амплитуды электрической активности длинной малоберцовой мышцы при использовании готовой термоформуемой ортопедической стельки по сравнению с ходьбой в обуви без ортопедических приспособлений (пиковая амплитуда выросла на 21 %, $P = 0,024$; среднеквадратичная амплитуда выросла на 24 %, $P = 0,019$). То же самое наблюдалось при использовании индивидуально изготовленной ортопедической стельки (пиковая амплитуда выросла на 16 %, $P = 0,028$).

Интерпретация результатов. Ортопедические стельки в значительной мере изменили амплитуду электромиографической активности задней большеберцовой и длинной малоберцовой мышц. Однако изменения, приближающие характер работы длинной малоберцовой мышцы пациента, страдающего плоскостопием, к характеру работы мышцы здоровой ноги, наблюдались только при использовании готовой термоформуемой ортопедической стельки. В других случаях при использовании готовой термоформуемой ортопедической стельки и индивидуально изготовленной ортопедической стельки значительных различий в работе мышц не наблюдалось. Для сопоставления выявленных изменений в работе мышц с клиническими результатами потребуются дальнейшие исследования.

Ключевые слова: ортопедические стельки, мышечная активность, электромиография, ходьба, задняя большеберцовая мышца.

1. Введение

Ортопедические стельки (ОС) широко применяются для консервативного лечения множества заболеваний, связанных с избыточной нагрузкой на нижние конечности (Landorf and Keenan, 2000). Хотя общепринятой классификации ОС не существует, имеется ключевое различие между готовыми ОС, которые можно приобрести в магазине, и более дорогими ОС, изготавливаемыми на заказ (Landorf et al., 2001). Вне зависимости от используемых материалов и методов изготовления основное предназначение ОС – выравнивание положения костных структур, изменение двигательного стереотипа ходьбы и, что важнее всего, снижение выраженности симптоматики при заболеваниях нижних конечностей (Collins et al., 2007; Landorf and Keenan, 2007; McMillan and Payne, 2008).

Учитывая предполагаемое воздействие ОС на биомеханику нижних конечностей, исследования, посвященные воздействию ОС на работу мышц нижних конечностей при ходьбе или беге, были подвергнуты систематическому анализу (Murley et al., 2009b). Проведенный анализ позволил прийти к выводу о наличии фактов, свидетельствующих в пользу того, что различные виды ОС повышают амплитуду электромиографических сигналов (ЭМГ), поступающих от передней большеберцовой и длинной малоберцовой мышц (Tomago and Burdett, 1993; Nawoczinski and Ludewig, 1999; Mundermann et al., 2006; Murley and Bird, 2006). Остается неясным, однако, являются ли эти изменения следствием оптимизации

работы мышц, то есть, начинают ли мышцы стопы пациента, страдающего плоскостопием, работать так же, как мышцы стопы здорового индивида.

Помимо варусного или вальгусного клина для ОС, как правило, характерно наличие специальной выкладки под продольным медиальным сводом стопы. Можно предположить, что поддержка медиального свода с помощью ОС помогает задней большеберцовой мышце уменьшить пронацию стопы, особенно ее средней и задней части, хотя доказательства такой взаимосвязи отсутствуют. В настоящее время существует только одно исследование воздействия ОС на результаты ЭМГ задней большеберцовой мышцы при ходьбе (Stacoff et al., 2007).

В этом исследовании для записи ЭМГ задней большеберцовой мышцы использовались внутримышечные электроды (изучалась мышечная активность 5 участников в возрасте от 25 до 69 лет, страдавших плоскостопием). Значительная разница между ортопедическими стельками 3 изученных типов выявлена не была. У участников исследования, однако, была выявлена значительная вариативность данных ЭМГ задней большеберцовой мышцы во время ходьбы (Murley et al., 2009a). Это объясняет тот факт, что исследование не выявило систематических различий в работе мышц при использовании ОС различных типов, поскольку были охвачены только 5 участников. Данные, полученные при исследовании таких малых выборок, часто фигурируют в литературе, посвященной ЭМГ, и, возможно, именно они заставляют многих авторов прийти к заключению, что ОС оказывают неоднозначное и несистематическое воздействие на ЭМГ нижних конечностей при ходьбе (Murley et al., 2009a).

Необходимость решения указанных научных проблем обусловила проведение исследования, в котором сравнивалась ЭМГ мышечной активности во время ходьбы у 30 взрослых участников с плоскостопием и у 30 взрослых участников без плоскостопия (Murley et al., 2009c). Результаты исследования показывают, что в контактной фазе ходьбы у участников с плоскостопием наблюдалось повышение активности передней большеберцовой мышцы и снижение активности длинной малоберцовой мышцы. В средней/пропульсивной фазе ходьбы у участников с плоскостопием наблюдалось повышение активности задней большеберцовой мышцы и снижение активности длинной малоберцовой мышцы в сравнении с результатами мышечной активности участников, не имеющих плоскостопия.

Соответственно, целью данного исследования было установить, изменяют ли ортопедические стельки работу мышц нижних конечностей у пациентов, страдающих плоскостопием, и начинают ли те работать так же, как мышцы людей, не страдающих плоскостопием.

2. Методы исследования

2.1. Участники исследования

Для проведения данного исследования были привлечены 30 пациентов, страдающих

плоскостопием (15 мужчин и 15 женщин) в возрасте от 18 до 37 лет (Таблица 1). Для привлечения к исследованию участников, страдающих плоскостопием, был разработан протокол обследования, классифицирующий стопы пациентов и включающий как клинические, так и рентгенографические методы определения состояния стопы (Murley et al., 2009d). Этот протокол был основан на 2 нормативных показателях положения стопы, полученных в результате 2 клинических измерений (показатель уплощенности свода и нормализованное отношение высоты ладьевидной кости к округленному значению длины стопы), а также на 4 угловых измерениях, полученных в результате анализа переднезадней и боковой рентгеновских проекций стопы (угол между таранной и II плюсневой костью, угол схождения таранно-ладьевидного сустава, угол наклона пяточной кости и угол между пяточной и I плюсневой костью) (Таблица 1). Участники исследования, классифицируемые как лица, страдающие плоскостопием, имели показатель уплощенности свода стопы или значение отношения нормализованной высоты ладьевидной кости к округленной длине стопы, превышающие 2 среднеквадратичных отклонения от среднего значения, установленного для лиц без плоскостопия (Murley et al., 2009d). Кроме того, результаты рентгенографических измерений для лиц, страдающих плоскостопием, должны были превышать 1 среднеквадратичное отклонение от среднего значения, установленного для лиц без плоскостопия в сагитальной или в поперечной проекции (Murley et al., 2009d).

У участников отсутствовали проявления сосудистых заболеваний на макроуровне (т. е. симптомы сердечной недостаточности, инсульта, расстройств периферийного кровообращения) и/или нервно-мышечных заболеваний или каких-либо биомеханических отклонений, которые могли бы повлиять на их способность к ходьбе. Этические вопросы исследования были согласованы с комитетом по этике университета Ла Троб (идентификационный номер FHEC06/205). Исследование было зарегистрировано в комитете по радиационной безопасности отдела социальной помощи провинции Виктория. Рентгеновские исследования проводились в соответствии с Правилами австралийского агентства по технике безопасности относительно воздействия ионизирующего излучения, применяемого в исследовательских целях, на человека (2005).

2.2. Ортопедические стельки (ОС)

Участникам исследования выдавали ОС двух типов, обычно используемые в клинической практике: готовые ортопедические стельки, выполненные из пенополимера методом термоформовки и индивидуально изготовленные ортопедические стельки с инверсией 20° (Рис. 1). Каждый участник получил по паре индивидуально изготовленных ОС и готовых термоформируемых ОС.

Таблица 1. Антропометрические данные и характеристики положения стопы участников исследования

Общие антропометрические данные

Соотношение полов (мужчины/женщины)	15/15
Средний возраст (СО), лет	21,8 (4,3)
Средний рост (СО), см	171,0 (10,0)
Средний вес (СО), кг	73,3 (15,5)
Нога – левая или правая	13 правых, 17 левых

Клинические показатели

Показатель стопы А (СО) [среднее]	0,30 (0,07)
Отношение нормализованной высоты ладьевидной кости к округленной длине стопы** (СО) [среднее]	0,18 (0,04)

Данные рентгенографических измерений

С1А среднее значение (СО), градусов	15,7 (4,5)
С1МА среднее значение (СО), градусов	142,3 (6,0)
TNCA среднее значение (СО), градусов	27,6 (9,0)
T2МА среднее значение (СО), градусов	27,1 (10,1)

Скорость ходьбы

Метров в секунду (СО), м/с	1,21 (0,13)
----------------------------	-------------

С1А – угол отклонения пяточной кости.

С1МА – угол между пяточной и I плюсневой костью.

TNCA – угол схождения таранно-ладьевидного сустава.

T2МА – угол между таранной и II плюсневой костью.

^ Показатель уплощенности свода стопы рассчитывался как отношение площади средней трети ихнограммы к полной площади ихнограммы без учета пальцев, при этом чем выше значение данного показателя, тем выше уплощение стопы.

**Нормализованное отношение высоты ладьевидной кости к округленной длине стопы представляет собой отношение высоты ладьевидной кости к округленному показателю длины стопы. При этом под высотой ладьевидной кости понимают расстояние от наиболее медиально выступающей части ладьевидного бугорка до опоры. Длина стопы округляется путем измерения перпендикуляра, проведенного от линии I плюснефалангового сустава до самой дальней точки пятки.



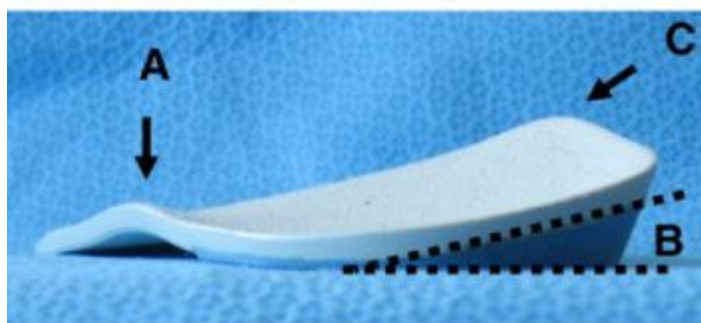
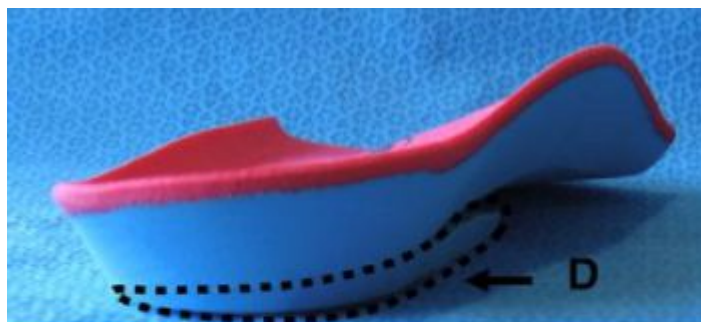


Рис. 1. Готовые термоформуемые (слева) и индивидуально изготовленные (справа) ортопедические стельки для левой ноги. Характеристики индивидуально изготовленной стельки: А – бороздка под кубовидную кость; В – 20-градусный медиальный клин; С – медиальное расширение свода. Характеристики готовой отформованной стельки: D – медиальный пяточный клин.

Таблица 2. *Характеристики готовых термоформуемых и индивидуально изготавливаемых ортопедических стелек*

Параметр	Готовая термоформуемая ОС	Индивидуально изготавливаемая ОС
Материал ортопедической стельки	Полиэтилен двойной плотности вспененный	Полипропиленовый пластик
Клин	Под пяточную поверхность стельки вложен медиальный пяточный клин 6 мм (этиленвинилацетат)	Ортопедическая оболочка наклонена под углом 20°. В пяточную область оболочки вставлен клин, выполненный из

		этиленвинилацетата
Длина Опора для свода стопы	3/4 Отформованы по стопе участника для подгонки выкладки под свод стопы	3/4 Для того чтобы выкладка ортопедической оболочки точно совпадала с опорой таранной кости, изготавливаются гипсовые слепки

Чтобы обеспечить лучшую супинацию стопы, на индивидуально изготавливаемой стельке делался обратный клин под углом 20° , дополнявший отформованную ортопедическую оболочку (Blake, 1986). Предполагалось, что эта модификация повысит супинационное усилие, оказываемое ортопедической стелькой на заднюю часть стопы (т. е. увеличит супинационный момент вращения вокруг оси подтаранного сустава) по сравнению со стандартной ОС (Blake and Ferguson, 1991). Причиной использования данной разработки стало то, что стопы участников были сильно уплощены с клинической и рентгенологической точек зрения. Основные характеристики готовых термоформуемых и индивидуально изготавливаемых ОС представлены в Таблице 2.

В качестве готовой термоформуемой ОС использовалась стелька Formthotics™ длиной 3/4, выполненная из полиэтилена двойной плотности (производитель – Foot Science International, Крайстчерч, Новая Зеландия). Изделие нагревалось с помощью термофена и формовалось по стопе каждого участника с сохранением нейтрального положения подтаранного сустава. Формовка производилась с целью подогнать выкладку ОС под форму свода стопы. Под пяточную область ортопедической стельки вставлялся клин 6 мм, чтобы во время ходьбы обеспечивать дополнительное сопротивление пронации задней части стопы (Рис. 1). Процедура формовки соответствует рекомендациям производителя.

Для изготовления индивидуальной ОС со стоп участников снимался гипсовый слепок при нейтральном положении подтаранного сустава (использовалась техника подвешивания) (Root et al., 1971). Слепок изготавливал врач-ортопед с 10-летним стажем работы, после чего слепок отправляли в лабораторию по изготовлению стелек (Footwork Podiatric Laboratory, Халлам, Австралия). В лаборатории для каждого участника изготавливались индивидуальные стельки с инверсией 20° (Blake, 1986). Изделие имело полужесткий полипропиленовый термопластичный корпус толщиной 4 мм и включало элементы, предназначенные для уменьшения пронации задней части стопы (Рис. 1).

Обе пары стелек выдавались участникам примерно за 12 суток до записи ЭМГ. Чтобы участники эксперимента не испытывали дискомфорта при ношении ОС во время записи ЭМГ, им советовали пользоваться стельками каждый день, понемногу увеличивая время ношения и чередуя их (т. е. один день носить готовые термоформуемые стельки, а на следующий – индивидуально изготовленные).

Удобство ортопедических стелек измерялось во время эксперимента, чтобы оценить

комфортность пользования ортезом в динамике и сравнить готовые термоформуемые и индивидуально изготавливаемые ОС для выявления разницы между двумя типами изделий по данному показателю. Участники ранжировали удобство ношения ОС по визуальной аналоговой шкале (ВАШ) 150 мм, использованной в сходных исследованиях для оценки удобства ортезов (Mundermann et al., 2003) (Рис. 2). Оценка комфортности проводилась сразу после начала эксперимента и по истечении периода привыкания. На первом этапе эксперимента стельки были вложены в обувь на плоской тонкой резиновой подошве с холщовым верхом (Dunlop Volley™, Pacific Dunlop Ltd, Мельбурн, Австралия). Участники не знали, какая из 2 подготовленных для них пар стелек была вложена в выдаваемую обувь. Участники ходили в обуви со стелькой около минуты, прежде чем дать оценку комфортности; процедура повторялась для второй пары стелек. Комфортность оценивалась с помощью ВАШ 150 мм, на которой участники исследования должны были поставить отметку, соответствующую степени ощущаемого комфорта (Рис. 2). Второй раз комфортность стелек оценивалась после периода привыкания, однако в этом случае участники знали, какие именно стельки они оценивают.

2.3. Протокол эксперимента

Для записи ЭМГ-сигналов, поступающих от задней большеберцовой мышцы и длинной малоберцовой мышцы, использовались биполярные тонкопроволочные внутримышечные электроды. Электроды были изготовлены из нержавеющей стальной проволоки толщиной 75 мкм с покрытием Teflon® (A-M Systems, Вашингтон, США); изоляционный слой был частично (1 мм) удален для создания записывающей поверхности на 2 жилах проводника. Электродные жилы были вставлены в стерильную иглу для подкожных инъекций калибра 23, при этом оголенные концы электродов были загнуты на 3 и 5 мм во избежание соприкосновения контактных поверхностей при записи. В заднюю большеберцовую мышцу внутримышечный электрод вводился примерно посередине между подколенной впадиной и средней частью лодыжки (Leis and Trapani, 2000). В длинную малоберцовую мышцу внутримышечный электрод вводился примерно на 1/5 расстояния от головки малой берцовой кости до боковой поверхности лодыжки, если считать от головки малой берцовой кости (Leis and Trapani, 2000). Процедура изготовления тонкопроволочных электродов и их подключение к испытуемым были описаны в предыдущем исследовании (Murley et al., 2009a, c).

ЭМГ для передней большеберцовой и медиальной икроножной мышц снималась с помощью поверхностных электродов DE-3.1 (Delsys Inc., Бостон, США). Электроды представляли собой двойные дифференциальные трехполосные устройства, в которых в качестве контактной поверхности использовалось 99,9-процентное серебро; расстояние между электродами составляло 10 мм. При наложении электродов соблюдались рекомендации SENIAM (Hermens et al., 1999).

Ранжирование комфортности готовых и индивидуально изготавливаемых ортопедических стелек (сравнение)

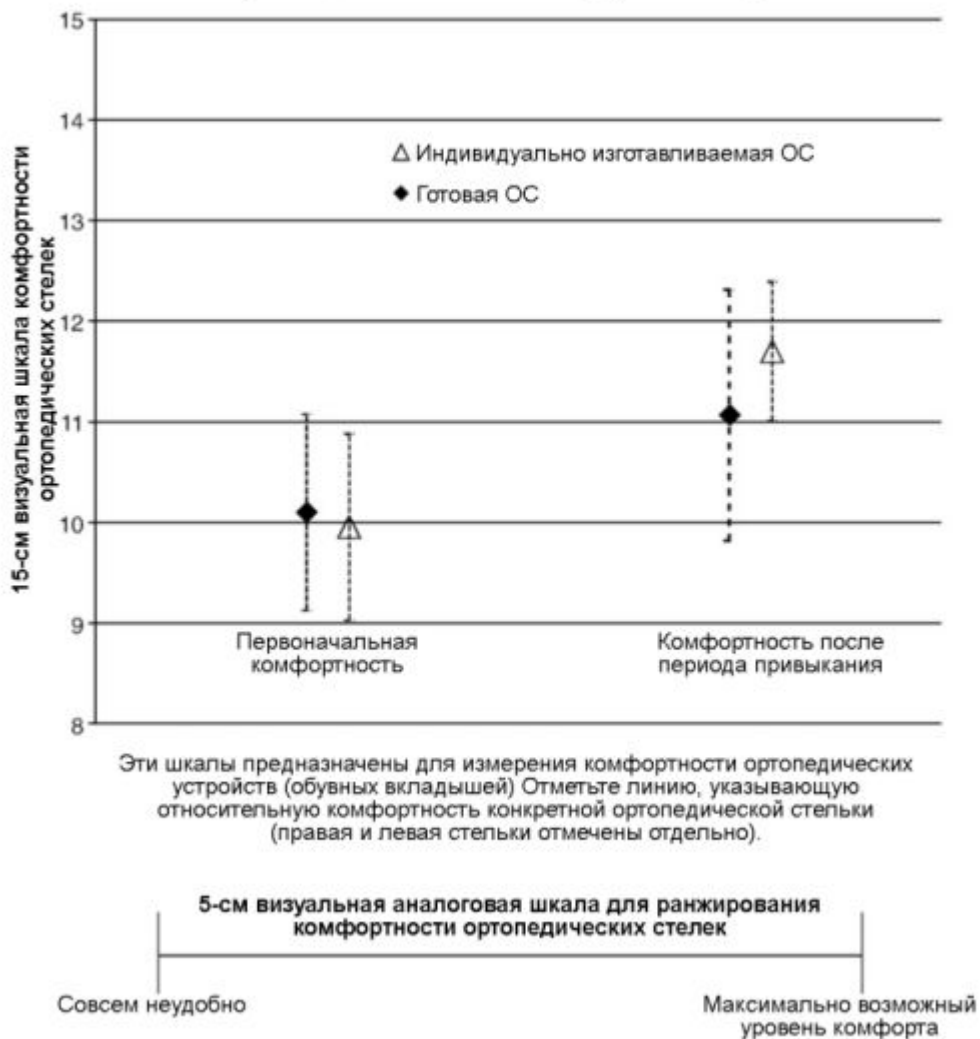


Рис. 2. Ранжирование ортопедических стелек для левой и правой ноги по степени удобства в начале и по истечении некоторого периода пользования.

Поверхностный электрод размещался на передней большеберцовой мышце на расстоянии около 1/5 от выступа большеберцовой кости до средней линии лодыжки, начиная от бугра большеберцовой кости (Hermens et al., 1999). Поверхностный электрод размещался на медиальной икроножной мышце на расстоянии 1/4 от средней части подколенной полости до выступа пяточной кости (Hermens et al., 1999).

Исследованием были охвачены только основные мышцы – агонисты и антагонисты, которые обеспечивают тыльное и подошвенное сгибание, а также инверсию/эверсию стопы.

Временные характеристики цикла ходьбы измерялись при помощи резисторов, чувствительных к окружному усилию (реле шага) диаметром 13 мм (модель 402, Interlink

Electronics, Калифорния, США). Их помещали на подошвенную часть стопы в области межфалангового сустава большого пальца и в наиболее удаленной точке пяточной кости и записывали время контакта пятки, отрыва пятки, контакта большого пальца и отрыва большого пальца от поверхности.

Во время испытаний участники ходили (в случайной последовательности):

1. босиком;
2. в обуви без ортопедических приспособлений;
3. в обуви с готовой термоформуемой ОС;
4. в обуви с индивидуально изготовленной ОС.

В ходе испытаний использовалась та же обувь, что применялась для первичной оценки комфортности. Участников просили ходить с той скоростью, которую они выбирали сами в ходе подготовки; для подготовки они могли 2 раза пройти вдоль 9-метровой дорожки. Для каждого экспериментального условия участникам предоставлялось 6 попыток. Если в ходе любой попытки скорость ходьбы отклонялась от принятой при подготовке более чем на 5 % в ту или иную сторону, попытка не засчитывалась, и ее нужно было повторить.

Параметры амплитуды ЭМГ для всех условий были нормализованы по соответствующим параметрам амплитуды, записанным для ходьбы босиком (т. е. была произведена динамическая и субмаксимальная нормализация) (Murley et al., 2009e).

2.4 Обработка данных ЭМГ

Исходный сигнал ЭМГ проходил сквозь дифференциальный усилитель (1000-кратное усиление) с частотой записи сигнала в 2 кГц. Полосовой фильтр (встроенный в усилитель производства Delsys Inc., Бостон, США) для частот от 20-2000 Гц применялся для обработки сигнала, поступающего от внутримышечных электродов; сигнал, поступающий от поверхностных электродов, обрабатывался в полосе 20-450 Гц.

Данные ЭМГ и данные шаговых реле анализировались с 3 или 4 шага, в зависимости от качества сигналов, поступающих с реле. Два последовательных шага (т. е. последовательность из 3 касаний поверхности пяткой одной и той же ноги) анализировались в каждой попытке, и для каждых 4 или 6 попыток при каждой скорости выполнялось усреднение (например, 4 средних цикла ходьбы получались из 8 шагов одной ноги). Анализировались 3 параметра ЭМГ каждой мышцы: время наступления пиковой амплитуды, среднеквадратичное значение амплитуды и пиковое значение амплитуды. Эти параметры ранее использовались в односессийных исследованиях (Рис. 3) (Murley and Bird, 2006; Murley et al., 2009a, c). Оценивались следующие фазы цикла ходьбы, исходя из того, какие мышцы наиболее активны в здоровой стопе: задняя большеберцовая и длинная малоберцовая – на этапах контакта и в средней/пропульсивной фазе; передняя большеберцовая – на этапе контакта; средняя икроножная – в комбинированной средней/пропульсивной фазе (Murley et al., 2009a).

2.5. Статистический анализ

Для оценки распределения данных использовались коэффициент асимметрии и коэффициент эксцесса. С целью установления различий между условиями проводился однофакторный дисперсионный анализ повторных измерений. Внутригрупповые факторы для каждой мышцы:

1. задняя большеберцовая – фазы ходьбы (2) x параметры ЭМГ (3) x условия ходьбы (3);
2. длинная малоберцовая – фазы ходьбы (2) x параметры ЭМГ (3) x условия ходьбы (3);
3. передняя большеберцовая – фазы ходьбы (1) x параметры ЭМГ (3) x условия ходьбы (3);
4. средняя икроножная – фазы ходьбы (1) x параметры ЭМГ (3) x условия ходьбы (3).

В тех случаях, когда данные не отвечали предположению относительно сферичности, определявшейся незначительными результатами ($P < 0,05$) для критерия Мокли, значения коэффициента F и степеней свободы вычислялись с использованием эpsilon-функции Гринхауза-Гейзера.

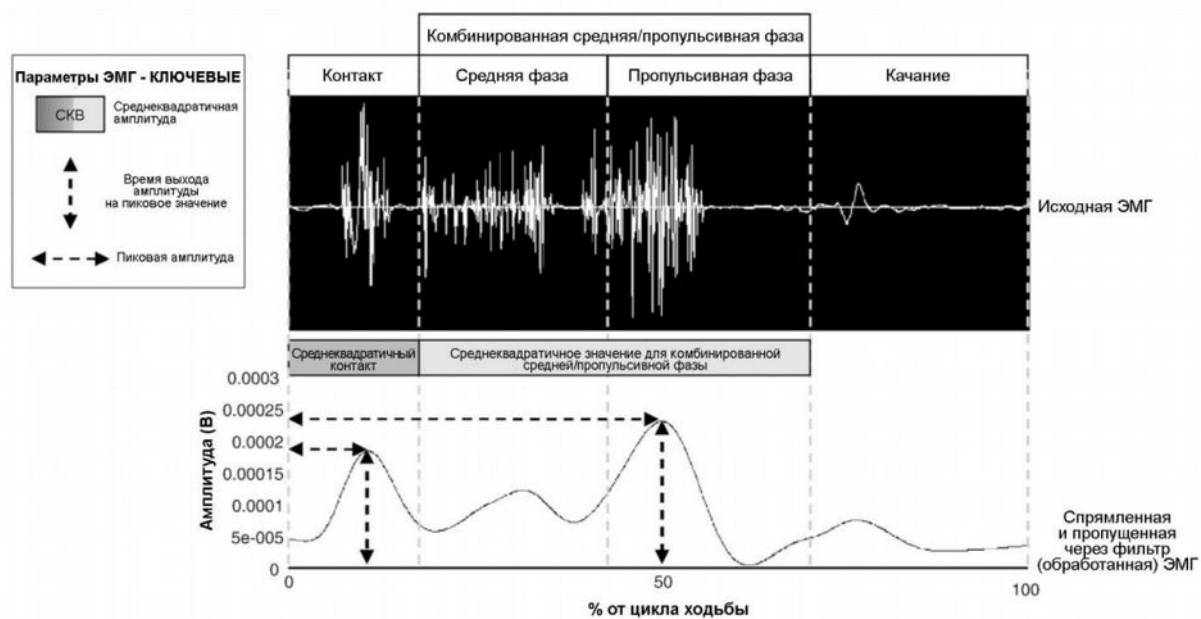


Рис. 3. Единичный цикл ходьбы с отображением исходного и обработанного сигнала ЭМГ задней большеберцовой мышцы одного из участников. Время наступления пиковой амплитуды, значение пиковой и среднеквадратичной амплитуды вычислялись с помощью линейной огибающей для обработанной кривой.

Чтобы учесть множественные сравнения, проводился ретроспективный анализ Бонферрони для оценки статистически значимых одномерных показателей F ($P = 0,05$). Среднее различие в процентах, 98 % доверительный интервал и величина эффекта рассчитывались для всех статистически значимых по данным ретроспективного анализа результатов. Величина эффекта (d) вычислялась как отношение среднего балла изменений к среднеквадратичному

отклонению исходных баллов. Как предложил Коэн (Cohen, 1988), эффект величиной 0,20 или менее соответствует малому изменению; 0,50 – среднему, а 0,80 – выраженному изменению.

Двухфакторный дисперсионный анализ повторных измерений использовался для оценки ранжирования ортопедических стелек по степени удобства по параметру «тип стелек» (2 уровня: готовые термоформуемые и индивидуально изготавливаемые) и по «оценочным сессиям» (тоже 2 уровня: при раздаче стелек участникам и после двухнедельного периода привыкания).

3. Результаты

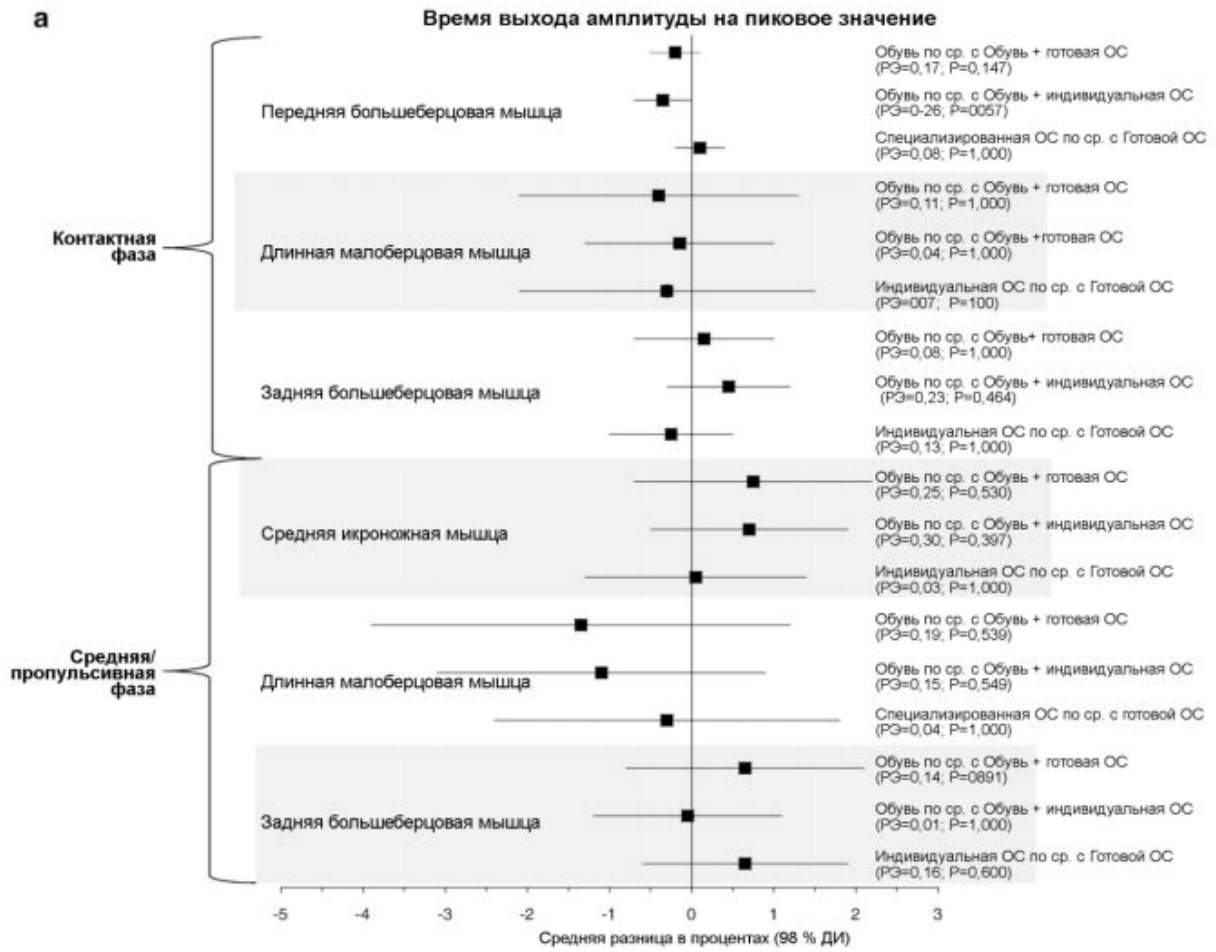
3.1. Воздействие ортопедических стелек на электромиографическую активность мышц нижних конечностей

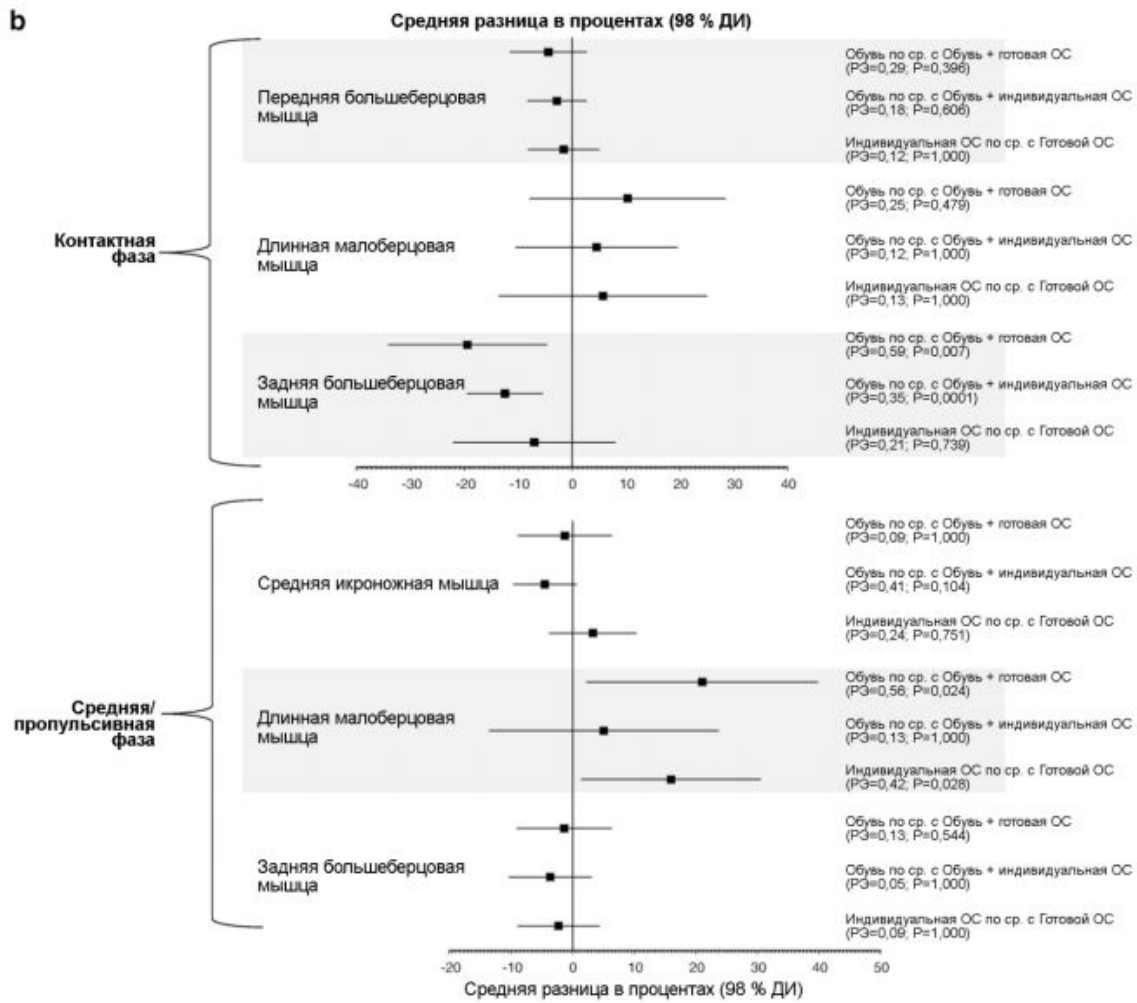
Во время фазы контакта у каждого участника были выявлены значительные эффекты в отношении пиковой амплитуды реакции задней большеберцовой мышцы ($F_{1.34,37.57} = 7,58$, $P = 0,005$) и среднеквадратичной амплитуды ($F_{1.43,40.04} = 9,71$, $P = 0,009$) [с коррекцией по Гринхаузу-Гейзеру и степени свободы].

Кроме того, у каждого участника наблюдались значительные эффекты в отношении среднеквадратичной амплитуды сигнала в длинной малоберцовой мышце ($F_{2,56} = 3,55$, $P = 0,035$) и в отношении пиковой амплитуды сигнала в передней большеберцовой мышце ($F_{2,58} = 3,94$, $P = 0,025$). Во время средней/пропульсивной фазы у каждого отдельного участника значительный эффект наблюдался в отношении пиковой амплитуды сигнала в длинной малоберцовой мышце ($F_{2,54} = 5,16$, $P = 0,009$). Многочисленные попарные сравнения между условиями показали большое количество наблюдаемых явлений для задней большеберцовой и длинной малоберцовой мышц. На Рис. 4а-с показаны графики мета-анализа попарных сравнений для всех мышц и условий с 98 % доверительным интервалом после коррекции по Бонферрони. На Рис. 5 показаны ЭМГ задней большеберцовой и длинной малоберцовой мышц при совместной работе, выведенные на основании одного цикла ходьбы для всех участников.

3.2. Контактная фаза

Амплитуда электрической активности задней большеберцовой мышцы значительно снизилась при ношении готовых ортопедических стелек (пиковая амплитуда – на 19 %, $P = 0,007$; среднеквадратичная амплитуда – на 22 %, $P = 0,002$); снижение также наблюдалось при использовании индивидуально изготавливаемых стелек (пиковая амплитуда – на 12 %, $P < 0,001$, среднеквадратичная амплитуда – на 13 %, $P = 0,001$) по сравнению с показателями при ходьбе босиком (Рис. 4 и 5).



b

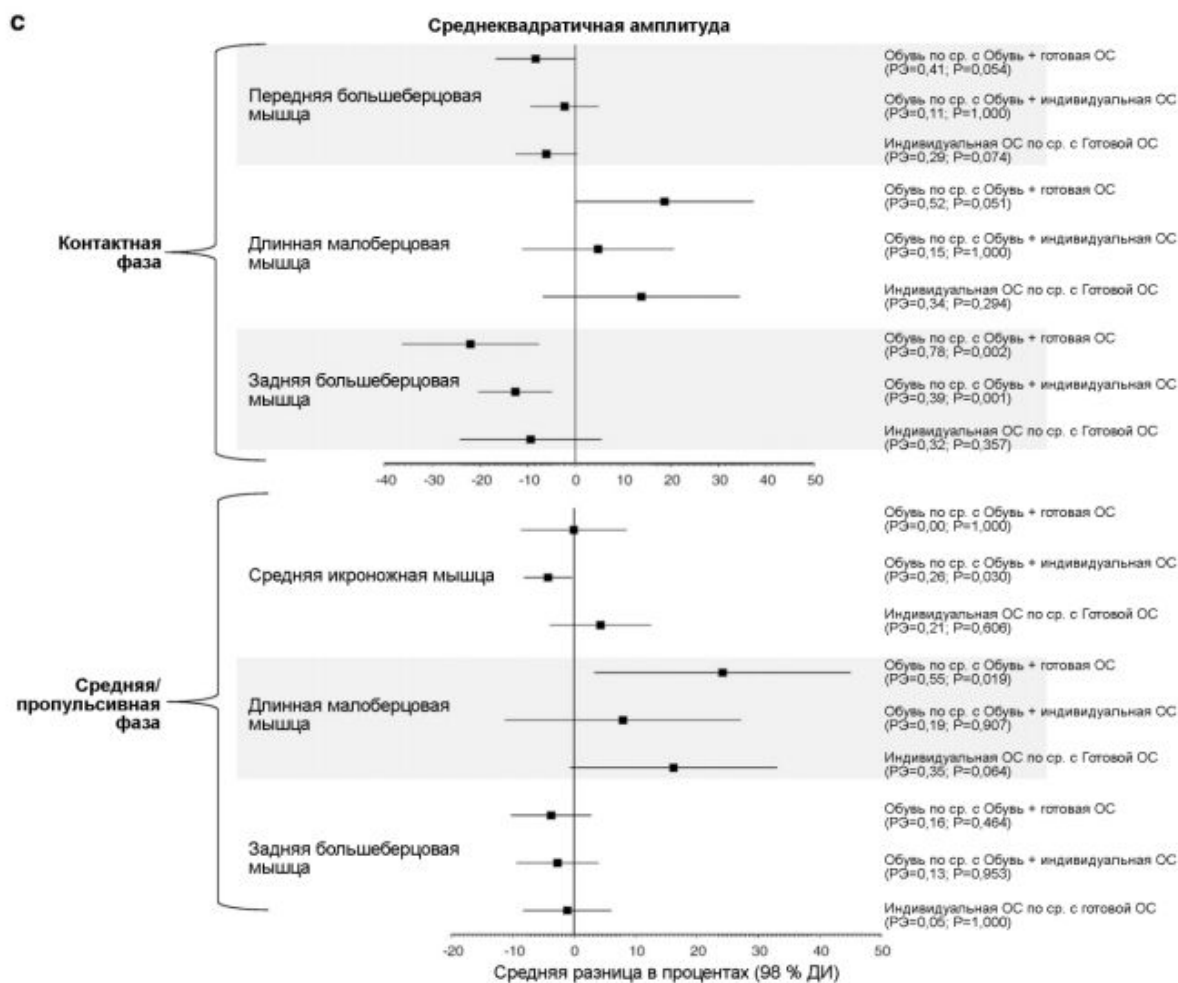


Рис. 4. а-с. Графики мета-анализа, выполненного ретроспективно, при сравнении ходьбы только в обуви, ходьбы с использованием индивидуально изготавливаемых стелек и ходьбы с использованием готовых термоформируемых стелек. Коррекция доверительных (98 %) интервалов по Бонферрони (поправка на множественные сравнения).

Изменения в направлении (положительное или отрицательное) на каждом графике относятся к тому условию ходьбы, которое указано первым. TimePeak – время наступления пиковой амплитуды; PeakAmp – пиковая амплитуда; RMS – среднеквадратичное значение.

3.3. Средняя/пропульсивная фаза

Наблюдается значительное повышение амплитуды электрической активности длинной малоберцовой мышцы при использовании готовых термоформируемых стелек по сравнению с ходьбой в обуви без ортопедических приспособлений (пиковая амплитуда выросла на 21 %, $P = 0,024$; среднеквадратичная амплитуда выросла на 24 %, $P = 0,019$); то же самое наблюдалось при использовании индивидуально изготавливаемых ортопедических стелек (пиковая амплитуда выросла на 16 %, $P = 0,028$) (Рис. 4 и 5).

3.4. Ранжирование ортопедических стелек по степени комфортности

Оценку комфортности дали 25 из 30 участников. Средний балл комфортности на момент выдачи стелек составлял 67 % (от 40 до 140 мм по ВАШ) для готовых термоформуемых ОС и 66 % (от 30 до 140 мм по ВАШ) для индивидуально изготовленных ОС. После 2 недель ношения средний балл комфортности составлял 74 % (от 30 до 150 мм по ВАШ) для готовых термоформуемых ОС и 78 % (от 80 до 150 мм по ВАШ) для индивидуально изготовленных ОС (Рис. 2). При сопоставлении результатов оценки комфортности 1 (начальной) и 2 (после 2 недель ношения) сессии были выявлены значительные эффекты ($F_{1,24} = 13,99$, $P = 0,001$), которые показывают, что ортопедический комфорт увеличился на 9 % (95 % ДИ, от 4 до 14 %; $P = 0,001$).

С точки зрения комфортности ношения между термоформуемыми и индивидуальными ОС не было выявлено значительной разницы ни на начальном этапе, ни 2 недели спустя.

4. Обсуждение результатов

Целью данного исследования было изучение того, приводит ли использование готовых термоформуемых ортопедических стелек или индивидуально изготовленных стелек к появлению каких-либо изменений в мышечной активности нижних конечностей и приводит ли наличие данных изменений к снижению аномальной мышечной активности, ранее наблюдавшейся у лиц с плоскостопием (Murley et al., 2009c). Результаты исследования показали, что имеют место значительные изменения амплитуды ЭМГ-сигнала задней большеберцовой мышцы, вызванные использованием обоих видов ОС, хотя на амплитуде сигнала длинной малоберцовой мышцы в значительной мере сказалось только ношение готовых термоформуемых стелек.

Во время контактной фазы ходьбы оба типа ОС значительно уменьшали амплитуду сигнала от задней большеберцовой мышцы, если сравнивать с ходьбой в обуви без ортопедических приспособлений. Величина эффекта для этих значимых наблюдений составила от 0,32 до 0,59, что соответствует уровню изменения мышечной активности от малого до умеренно выраженного. Насколько нам известно, это первое исследование, в котором обнаружены значительные изменения в работе задней большеберцовой мышцы при ходьбе с использованием ОС.

Так как предполагается, что задняя большеберцовая мышца служит для предотвращения эверсии задней части стопы в контактной фазе ходьбы, можно допустить, что уменьшение амплитуды ЭМГ-сигнала в этой фазе может отражать снижение кинематической нагрузки на заднюю большеберцовую мышцу, если стопу в этот момент поддерживает ортопедическая стелька. Этот механизм, устанавливающий связь между использованием ортопедической стельки и изменениями ЭМГ-сигнала задней большеберцовой мышцы, нашел подтверждение в ходе недавних кинематических исследований, в которых было выявлено, что «частично индивидуализированные» и «индивидуализированные» ОС снижали эверсию задней части стопы при ходьбе (Zifchock and Davis, 2008; Eslami et al., 2009; Mills et al., 2009). Хотя это открытие не лишено интереса, остается неясным, имеет ли уменьшение амплитуды

сигнала задней большеберцовой мышцы в контактной фазе какую-либо практическую пользу для лиц, страдающих плоскостопием. В предыдущих исследованиях, где сравнивалась активность задней большеберцовой мышцы на ЭМГ для нормальной и плоской стопы, нами были выявлены существенные различия только в средней/пропульсивной фазе, при этом в контактной фазе значительных различий не было выявлено (Murley et al., 2009c). Однако в другом исследовании, охватывавшем пациентов с длительно протекающим ревматоидным артритом, была выявлена повышенная амплитуда сигнала задней большеберцовой мышцы во время контактной фазы у тех участников, стопы которых имели вальгусное искривление (Keenan et al., 1991). Следовательно, есть вероятность того, что отдельная группа (например, люди с вальгусной деформацией стопы вследствие системного заболевания) может получить больше пользы от уменьшения амплитуды сигнала задней большеберцовой мышцы, чем участники данного исследования с бессимптомным течением заболевания.

Необходимы дальнейшие исследования для выяснения того, снижает ли использование ОС амплитуду сигнала задней большеберцовой мышцы в контактной фазе ходьбы у данной группы людей, и связано ли это с облегчением симптоматики.

Во время средней/пропульсивной фазы ходьбы при ношении готовых термоформируемых ОС отмечалось значительно более выраженное увеличение амплитуды сигнала длинной малоберцовой мышцы, чем это было при ношении индивидуально изготавливаемых стелек или при ходьбе в обуви без ортопедических приспособлений. Величина эффекта для этих значимых наблюдений составила от 0,35 до 0,56, что соответствует уровню изменения мышечной активности от малого до умеренно выраженного. Эти результаты соотносятся с предыдущими исследованиями, в которых было обнаружено, что ношение ОС различных видов приводит к повышению амплитуды сигнала длинной малоберцовой мышцы во время ходьбы (Tomaro and Burdett, 1993; Nawoczenski and Ludewig, 1999; Mundermann et al., 2006; Murley et al., 2009b).

Мы предположили, что ОС повышают амплитуду сигнала длинной большеберцовой мышцы на ЭМГ просто из-за того, что нога становится менее стабильной в латеральном направлении. Повышение амплитуды сигнала длинной малоберцовой мышцы на ЭМГ во время ходьбы может иметь вспомогательное значение при сгибании стопы вдоль ее I луча (Murley and Bird, 2006). В свою очередь, это может содействовать тыльному сгибанию в I плюснефаланговом суставе и содействовать тому, что сустав работает как поворотный механизм на этапе выбрасывания ноги вперед (Hicks, 1954). Кроме того, возможно, существует определенная функциональная польза в повышении амплитуды сигнала длинной малоберцовой мышцы в средней/пропульсивной фазе, как это было недавно показано для лиц с плоскостопием (которые имеют значительно сниженную амплитуду сигнала этой мышцы по сравнению с лицами, не страдающими плоскостопием) (Murley et al., 2009c).

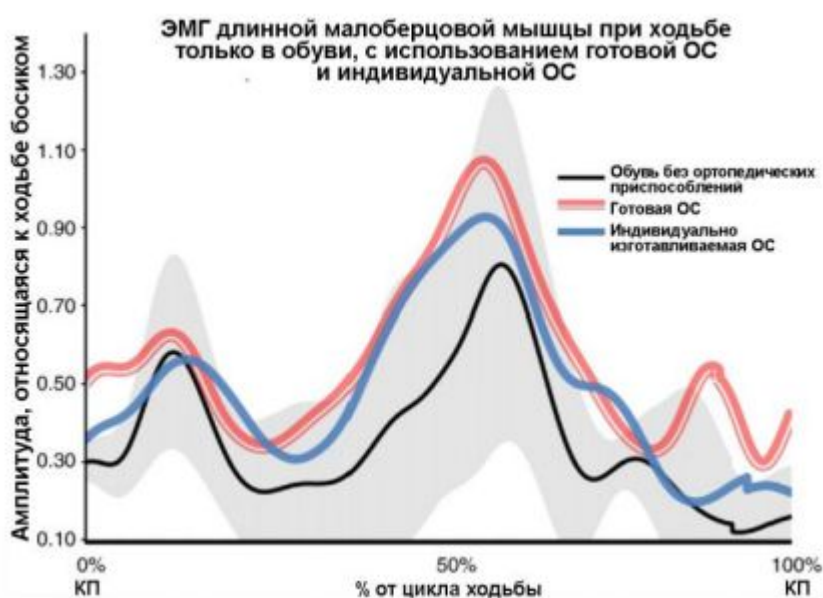
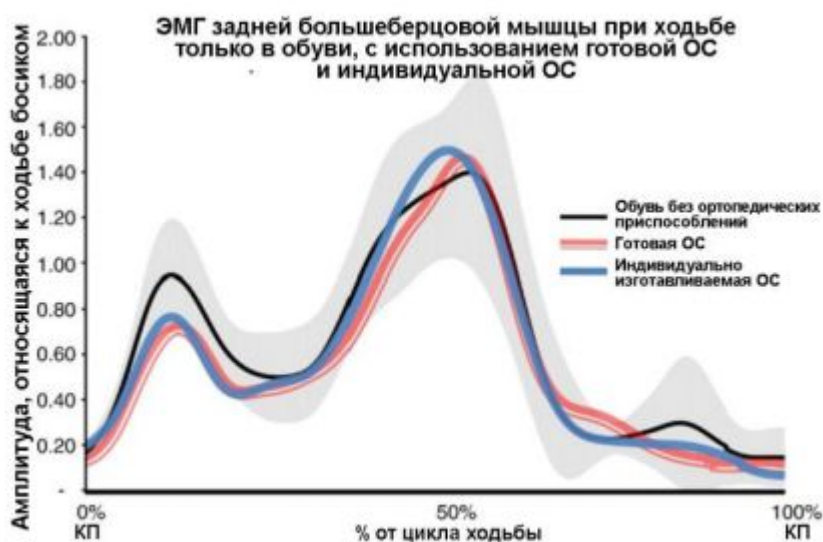


Рис. 5. Общее усредненное значение ЭМГ задней большеберцовой и длинной малоберцовой мышцы, полученное из отдельного цикла ходьбы для всех участников. Выделенные серым участки отвечают 95-процентному доверительному интервалу для ходьбы в обуви без ортопедических приспособлений. Для большей четкости графика не показаны ошибки для условий ходьбы с применением готовых термоформуемых стелек и индивидуально изготовленных стелек. Кривые слегка отличаются от фактических результатов (на Рис. 4 показаны результаты мета-анализа), так как они получены по отдельному циклу ходьбы для каждого участника с целью иллюстрации основных выводов. КП – момент контакта пятки.

Хотя повышение амплитуды ЭМГ-сигнала длинной малоберцовой мышцы во время средней/пропульсивной фазы ходьбы приближает работу данной мышцы к той, что наблюдается у людей с нормальным сводом стопы, остается неясным, каково влияние этого

фактора на работу нижней конечности в целом.

Что касается передней большеберцовой мышцы, то нас удивило отсутствие сколько-нибудь значимых результатов, учитывая, что ранее наибольшая разница в работе мышц между лицами с нормальной и плоской стопой наблюдалась именно в амплитуде сигнала передней большеберцовой мышцы в контактной фазе (величина эффекта = 1,3) (Murley et al., 2009c). Наблюдалась тенденция снижения амплитуды ЭМГ-сигнала передней большеберцовой мышцы при ношении ОС, хотя этот показатель не имеет статистической значимости. Хотя в других исследованиях сообщается о значительном повышении амплитуды ЭМГ-сигнала от передней большеберцовой мышцы при ношении ОС, в этих исследованиях использован совершенно другой метод нормализации и обработки данных, к тому же некоторые из участников переходили на бег (Tomaro and Burdett, 1993; Nawoczenski and Ludewig, 1999; Mundermann et al., 2006; Murley and Bird, 2006).

Одной из причин изменения мышечной активности, обнаруженной в данном исследовании, могло быть раздражение стопы от ношения ОС, что заставляло участников изменять характер ходьбы.

Однако наши результаты говорят об увеличении степени комфортности на 9 % после периода привыкания. Также было установлено, что уровень комфортности сравним с показанным в исследовании, которое сравнивало удобство «полу-индивидуализированных» и «индивидуализированных» ОС (приблизительно 75 % комфортности после 2 недель привыкания) (Zifchock and Davis, 2008). Остается неясным, однако, какой уровень комфортности имеет биомеханическую или клиническую значимость. Более того, несмотря на наблюдавшуюся значительную разницу в изменении амплитуды сигнала для длинной малоберцовой мышцы в случае готовых термоформуемых ОС и индивидуально изготовленных ОС, участники не сообщали о значительной разнице в комфортности данных типов изделий. Следовательно, маловероятно, что различия, выявленные между этими двумя типами изделий, связаны с дискомфортом при их ношении.

4.1 Ограничения

Одной из сильных сторон данного исследования является использование строгого протокола для классификации положения свода стопы. Хотя это обеспечило эффективный и надежный метод выявления нормальной и плоской стопы, мы признаем, что данный метод обследования стоп не был направлен на выявление конкретно тех лиц, которым ношение ОС могло бы быть полезно или дало бы положительные клинические результаты. Некоторые другие факторы, такие как диапазон подвижности суставов и динамические факторы походки, могут быть полезны для выявления тех, кому показано ношение ОС.

Что касается ранжирования комфортности ОС, мы признаем, что на метод второго ранжирования могут оказывать влияние ошибки памяти и что пользователи могли выше оценить удобство специализированных стелек, так как знали, что они дороже.

Еще один недостаток данного исследования, возможно, состоит в выборе модели ОС, так

как не существует общепринятых рекомендаций по разработке конструкций или прописыванию ортопедических стелек (Petchell et al., 1998). Многочисленные другие модификации ортопедического характера, призванные противостоять пронации, например, медиальный пяточный скос (Kirby, 1992), могли быть обоснованно подогнаны под плоскостопие участников данного исследования и могли привести к дальнейшим изменениям работы мышц в сходных экспериментальных условиях. Кроме того, хотя специализированные стельки изготавливались по гипсовому слепку индивидуально для каждого участника, мы придавали одно и то же положение задней части их ног при отливке. Поскольку жестких рекомендаций по прописыванию ортопедических стелек не существует, и с учетом того, что у всех участников было одинаково сильно выраженное плоскостопие, мы решили, что коррекция отливки на 20° будет подходящей для всех участников исследования в равной мере.

5. Заключение

Готовые термоформуемые и индивидуально изготавливаемые ОС широко распространены в клинической практике при лечении разнообразных заболеваний нижних конечностей. Хотя были обнаружены значительные изменения в активности задней большеберцовой и длинной малоберцовой мышц, оказалось, что только готовые термоформуемые стельки изменяют амплитуду сигнала ЭМГ длинной малоберцовой мышцы таким образом, что работа мышцы при этом приближается к работе мышц у лиц со здоровой, неуплощенной стопой. В целом оба типа ОС ощущались как одинаково комфортные и оказали одинаковое воздействие на активность мышц при ходьбе. Для сопоставления выявленных изменений в работе мышц с клиническими результатами потребуются дальнейшие исследования.

Благодарность

Этот проект был осуществлен при финансовой поддержке Австралийского исследовательского и образовательного фонда подиатрии (APERF). Мы благодарим также лабораторию Footwork Podiatric Laboratory и компанию Foot Science International за предоставленные стельки. ЕКВ в настоящее время является членом Национального Совета по здравоохранению и медицинским исследованиям (Премия за профессиональное развитие, ID: 433049).

Литература

1. *Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency-Exposure of Humans to Ionizing Radiation for Research Purposes, 2005. www.arpansagov.au/pubs/rps/rps8.pdf2005.*
2. *Blake, RL, 1986. Inverted functional orthosis. J. Am. Podiatr. Med. Assoc. 76, 275-276.*
3. *Blake, RL, Ferguson, H., 1991. Foot orthosis for the severe flatfoot in sports. J. Am. Podiatr. Med. Assoc. 81, 549-555.*
4. *Cohen, J., 1988. Statistical power analysis for the behavioral sciences. L Erlbaum*

- Associates, Hillsdale, N.J. Collins, N, Bisset, L, McPoil, T., Vicenzino, B., 2007. *Foot orthoses in lower limb overuse conditions: a systematic review and meta-analysis*. *Foot Ankle Int* 28, 396-412.
5. Eslami, M., Begon, M., Hinse, S., Sadeghi, H., Popov, P., Allard, P., 2009. *Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running*. *J. Sci. Med. Sport* 12, 679-684.
 6. Hermens, H.J., Freriks, B., Merletti, R, Stegeman, D., Blok J., Rau, G., et al., 1999. *SENIAM 8 — European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. Roessingh Research and Development, Enschede.
 7. Hicks, J.H., 1954. *The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch*. *J. Anat.* 88, 25-30.
 8. Keenan, MA, Peabody, T.D., Gronley, J.K., Perry, J., 1991. *Valgus deformities of the feet and characteristics of gait in patients who have rheumatoid arthritis*. *J. Bone Joint Surg.Am.* 73, 237-247.
 9. Kirby, K.A., 1992. *The medial heel skive technique. Improving pronation control in foot orthoses*. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 82,177-188.
 10. Landorf, K.B, Keenan, A.-M, 2007. *Do foot orthoses prevent injury? In: MacAuley, D, Best, T.M. (Eds.), Evidence-based Sports Medicine. Blackwell, Maiden, Mass, pp. 73-92.*
 11. Landorf, K.B., Keenan, A.M., 2000. *Efficacy of foot orthoses. What does the literature tell us?* *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 90,149-158.
 12. Landorf, K.B, Keenan, AM, Rushworth, RL, 2001. *Foot orthosis prescription habits of Australian and New Zealand podiatric physicians*. *J. Am Podiatr. Med. Assoc* 91,174-183.
 13. Leis, AA, Trapani, V.C, 2000. *Atlas of electromyography* Oxford University Press, New York
 - McMillan, A, Payne, C, 2008. *Effect of foot orthoses on lower extremity kinetics during running: a systematic literature review*. *J. Foot Ankle Res.* 1,13.
 14. Mills, K, Blanch, P, Chapman, A.R, McPoil, T.G, Vicenzino, B, 2009. *Foot orthoses and gait: a systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms*. *Br. J. Sports Med.* (Dec 8 [Electronic publication ahead of print]).
 15. Mundermann, A, Nigg, B.M, Humble, R.N, Stefanyshyn, D.J, 2003. *Orthotic comfort is related to kinematics, kinetics, and EMG in recreational runners*. *Med. Sci. Sports Exerc.* 35,1710-1719.
 16. Mundermann, A, Wakeling, J.M, Nigg, B.M, Humble, RN, Stefanyshyn, D.J, 2006. *Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity*. *Gait Posture* 23, 295-302.
 17. Murley, G.S, Bird, A.R, 2006. *The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait*. *Clin. Biomech.* 21,1074-1080.
 18. Murley, G.S, Buldt, A.K, Trump, P.J, Wickham, J.B, 2009a. *Tibialis posterior EMG activity*

- during barefoot walking in people with neutral foot posture. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 19, e69-e77.
19. Murley, G.S, Landorf, K.B, Menz, H.B, Bird, A.R, 2009b. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait Posture* 29,172-187.
 20. Murley, G.S, Menz, H.B, Landorf, K.B, 2009c. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J. Foot Ankle Res.* 2,35.
 21. Murley, G.S, Menz, H.B, Landorf, K.B, 2009d. A protocol for classifying normal- and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. *J. Foot Ankle Res.* 2, 22.
 22. Murley, G.S, Menz, KB., Landorf, K.B, Bird, A.R, 2009e. Reliability of lower limb electromyography during overground walking: a comparison of maximal- and sub-maximal normalisation techniques. *J. Biomech.* 43, 749-756.
 23. Nawoczenski, DA, Ludewig, P.M., 1999. Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 80, 540-544.
 24. Petchell, A, Keenan, A.-M, Landorf, K.B, 1998. National clinical guidelines for podiatric foot orthoses. *Australas. J. Podiatr. Med.* 32, 97-103.
 25. Root, M.L, Weed, J.H, Orien, W.P, 1971. *Neutral Position Casting Techniques.* Clinical Biomechanics Corp, Los Angeles.
 26. Stacoff, A, Quervain, I.K.-d, Dettwyler, M, Wolf, P, List, R, Ukelo, T, et al, 2007. Biomechanical effects of foot orthoses during walking. *Foot* 17,143-153.
 27. Tomaro, J, Burdett, RG, 1993. The effects of foot orthotics on the EMG activity of selected leg muscles during gait. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 18, 532-536.
 28. Zifchock, RA, Davis, I, 2008. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking. *Clin. Biomech.* 23, 1287-1293.