



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2023.4.10

УДК 531/534: [57+61]

ИССЛЕДОВАНИЕ СВЯЗИ МЕЖДУ ПОДОШВЕННЫМ ДАВЛЕНИЕМ И ТОНУСОМ ИКРОНОЖНОЙ МЫШЦЫ. РАЗРАБОТКА И АПРОБАЦИЯ НОВОГО ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО СТЕНДА

А.О. Гуляева, А.С. Фалькович, С.И. Киреев, Д.В. Терин, И.М. Магомедов

Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Саратов, Россия

О СТАТЬЕ

Получена: 01 ноября 2023

Одобрена: 10 декабря 2023

Принята к публикации: 12 декабря 2023

Ключевые слова:

подошвенное давление, натурный эксперимент, плюсневая кость, стопа, испытательный стенд, тонус икроножной мышцы

АННОТАЦИЯ

Подошвенное давление – важнейший биомеханический параметр для оценки и моделирования условий послеоперационного лечения пациентов с деформацией первого луча стопы. Современная хирургия стопы предполагает раннюю активизацию пациента после операции. Универсальность и надежность такого подхода после хирургической коррекции вальгусной деформации первого пальца стопы вызывает сомнения. В связи с этим проводятся исследования, позволяющие определить количественные параметры подошвенного давления в обычных условиях и при использовании послеоперационной обуви, используемой для его снижения в переднем отделе стопы. Установлена взаимосвязь тонуса икроножной мышцы с подошвенным давлением в переднем отделе стопы. Не проводилось исследований, определяющих влияние тонуса икроножной мышцы на эффективность разгрузки переднего отдела стопы при помощи послеоперационной обуви. Экспериментально изучено подошвенное давление, в том числе с учетом влияния тонуса икроножной мышцы. Разработан и апробирован экспериментальный стенд: с его помощью исследовано распределение давления под стопой у 26 здоровых лиц в положении стоя на платформе и в послеоперационной обуви. Проведена количественная оценка тонуса икроножной мышцы у тех же испытуемых. Сопоставлены подошвенное давление у лиц в послеоперационной обуви и амплитуда тыльного сгибания голеностопного сустава при выпрямленном и согнутом под углом 90 градусов коленном суставе. Средняя величина снижения нагрузки в послеоперационной обуви составила 57%, медиана 60%. Измерение тонуса икроножной мышцы можно применять для предсказания того, уменьшится ли нагрузка на передний отдел стопы при применении специальной обуви. В качестве критерия нужно использовать угол тыльного сгибания стопы: если он превышает 10 градусов, велика вероятность снижения нагрузки на передний отдел. Для показателя тыльной дорсифлексии стопы, измеренной в выпрямленном состоянии коленного сустава, вероятность прогноза эффективности послеоперационной обуви составляет 79%. Аналогичная вероятность при использовании в качестве критерия прогноза амплитуды тыльного сгибания стопы, измеренной при согнутом под углом 90 градусов коленном суставе, оказалась равной 66%.

© ПНИПУ

© Гуляева Алёна Олеговна – аспирант, e-mail: nano-bio@squ.ru

© Фалькович Александр Савельевич – ведущий научный сотрудник, e-mail: falkovichas@ya.ru

ID: 0000-0001-9079-3064

© Киреев Сергей Иванович – ведущий научный сотрудник, e-mail: kireevsi@rambler.ru ID: 0000-0002-3318-5633

© Терин Денис Владимирович – старший научный сотрудник, e-mail: terinden@mail.ru ID: 0000-0003-2850-4406

© Магомедов Илья Магомедович – научный сотрудник, e-mail: ilya.magomedov.90@mail.ru



Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

Введение

Давление на подошвенной поверхности стопы [40] является важнейшим биомеханическим параметром, используемым в оценке и моделировании условий послеоперационного восстановительного лечения пациентов с деформацией первого луча стопы (*hallux valgus*) [12, 18, 35]. Современная хирургия стопы предполагает раннюю активизацию пациента после выполнения операции [18, 32, 35]. Безопасность ранней нагрузки на оперированную стопу определяется отсутствием риска нестабильности и смещения фрагментов первой плюсневой кости [32, 36]. В клинической практике для создания благоприятных условий заживления костной и мягких тканей широко применяется специальная послеоперационная обувь, позволяющая уменьшить нагрузку на подошвенную поверхность переднего отдела стопы [18, 27, 33–35].

Универсальность и надежность такого подхода к ранней активизации пациентов после хирургической коррекции вальгусной деформации первого пальца стопы вызывает обоснованные сомнения. В связи с этим проводятся исследования, позволяющие определить количественные параметры давления на подошвенной поверхности стопы в обычных условиях и при использовании специальной послеоперационной обуви [18, 27, 33–35]. Более того, установлена существенная взаимосвязь тонуса (растяжимости) икроножной мышцы с давлением на подошвенной поверхности переднего отдела стопы [28], а также исследована взаимосвязь между наличием ограничений диапазона движений в голеностопном суставе и распределением подошвенного давления у людей старшей возрастной группы [29]. В то же время не проводилось исследований, определяющих влияние тонуса икроножной мышцы [11, 25] на эффективность разгрузки переднего отдела стопы при помощи послеоперационной обуви. В связи с немногочисленностью (или отсутствием) подобных исследований, высокой стоимостью и недоступностью платформ для измерения подошвенного давления, а также с существенным различием полученных результатов было признано целесообразным и актуальным проведение собственного экспериментального изучения биомеханических условий нагрузки на стопу, в том числе с учетом влияния тонуса икроножной мышцы.

В данной статье представлены результаты разработки и апробации мобильного стенда для оценки подошвенного давления. С его помощью было исследовано распределение давления под стопой у 26 здоровых лиц в положении стоя на горизонтальной платформе, по механическим свойствам сопоставимой с обувной стелькой, а также в послеоперационной обуви, применяющейся при реабилитации пациентов, перенесших операцию на переднем отделе стопы. С

помощью угломера проведена количественная оценка тонуса (растяжимости) икроножной мышцы у тех же испытуемых. В результате были сопоставлены распределение подошвенного давления у лиц в послеоперационной обуви и амплитуда тыльного сгибания голеностопного сустава при выпрямленном и согнутом под углом 90 градусов коленном суставе.

Материалы и методы

Дизайн исследования

1. Сборка, настройка и тестирование стенда. Разработка программы для сбора информации с пленочных датчиков давления.
2. Калибровка датчиков давления.
3. Корректировка программы для сбора информации с пленочных датчиков давления с учетом результатов их калибровки.
4. Измерение подошвенного давления у испытуемых (без обуви и в послеоперационной обуви).
5. Измерение тонуса икроножной мышцы у испытуемых.
6. Анализ полученных данных. Формулировка выводов.

Объекты исследования

В экспериментах участвовало 26 испытуемых женского пола (средний возраст 19 лет (17–39 лет)). Исследованная выборка соответствует выборкам других авторов данной тематики [15, 16, 38].

Датчик давления

Для получения данных о распределении давления под стопой (в трех точках: под пяточной костью – область С, в области головки первой плюсневой кости – область М1, в области головки пятой плюсневой кости – область М5) использовались пленочные датчики давления [39]. В работе использовали датчик давления (рис. 1), рассчитанный на максимальную нагрузку до 50 кг, аналогичный датчику *FSR® 402 Short* компании *Interlink Electronics* [17]. Диаметр рабочей области данного датчика составил 16 мм. В соответствии с документацией [31], такие устройства имеют нелинейную кривую зависимости показаний от приложенной нагрузки.

Схема стенда (оценка подошвенного давления)

На рис. 2 представлена схема разработанного испытательного стенда для измерения давления под стопой. Данные с каждого из трех датчиков давления обрабатывались с помощью платформы *Arduino* с испо-



Рис. 1. Датчик давления, использованный в исследовании

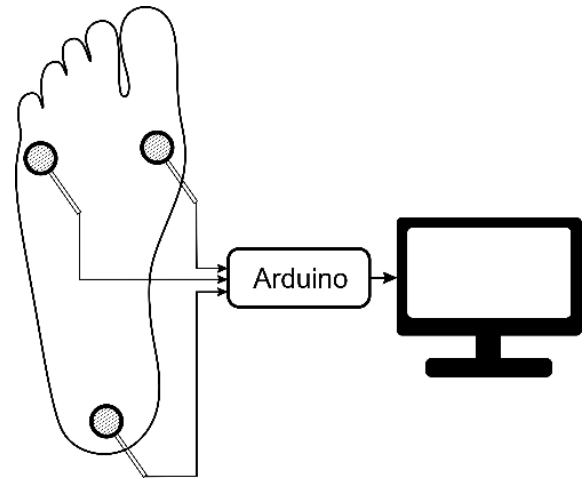


Рис. 2. Схема испытательного стенда (оценка подошвенного давления)

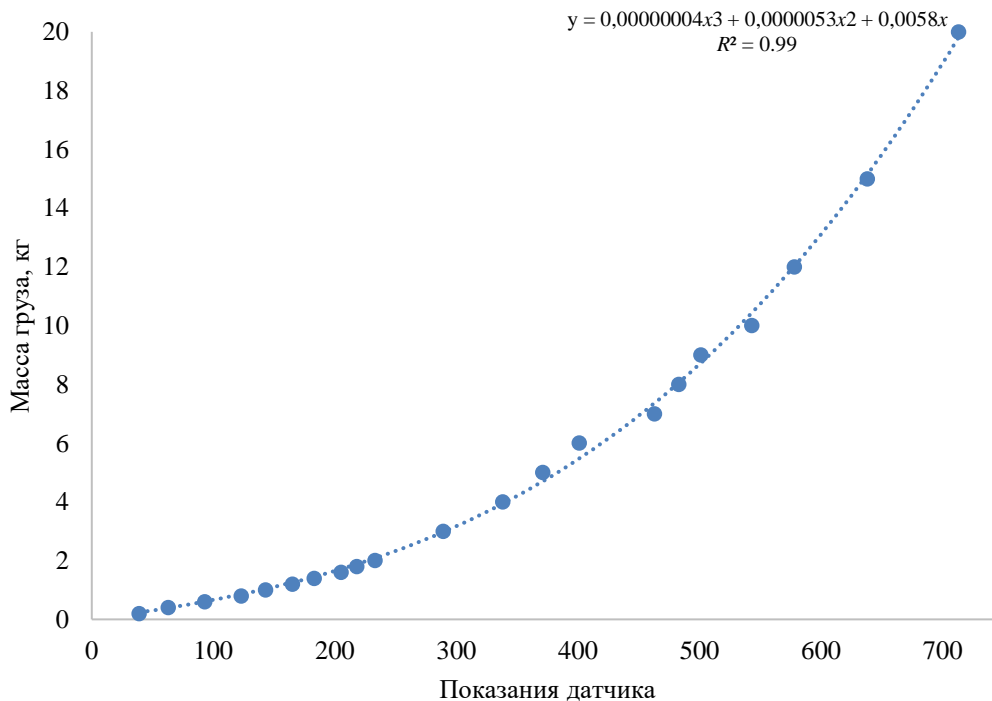


Рис. 3. Калибровочная кривая датчика давления

льзованием разработанной программы, а затем передавались на персональный компьютер и заносились в таблицу *Microsoft Excel*.

Калибровка датчика давления

Была выполнена калибровка датчиков давления с помощью грузов с известной массой. Для этого их располагали на мягкой подложке, которая затем использовалась при проведении экспериментов с испытуемыми. При калибровке датчики последовательно нагружали весом от 0,2 до 20 кг. В таблицу вносили два показателя: вес груза и показания датчика. Калибровку выполняли трижды с одними и теми же грузами, а затем показания каждого датчика

усредняли. В результате была получена калибровочная кривая (рис. 3). Уравнение кривой использовали в дальнейших измерениях давления под стопой у испытуемых при пересчете показаний датчика в килограммы, на основе чего вычисляли подошвенное давление (кПа), принимая во внимание площадь рабочей области датчика, равную 64 мм².

Программа для обработки показаний датчиков давления

В среде разработки *Arduino Integrated Development Environment (Arduino Software (IDE))* была создана программа для обработки показаний датчика давления. Ниже приведен ее исходный код.

```
#define DT 4 // Определяем номер пина, к которому подключен датчик
void setup() {
// Инициализируем серийный порт для вывода информации в терминал
Serial.begin(9600);
// Источник опорного напряжения для датчика равен напряжению питания или 5В
analogReference(DEFAULT);
}
void loop() {
// Считываем показания датчика в переменную
uint16_t adc = analogRead(DT);
// Вычисляем напряжение на средней точке резистивного делителя
float x = (1023 - float(adc));
// Пересчитываем вес с учетом калибровочных коэффициентов
float kgout = 0.00000004*pow(x,3)+ 0.0000053*square(x) + 0.0058*x;
// Выводим информацию с датчика и пересчитанный вес в терминал
Serial.print("DATA = ");
Serial.print(adc);
Serial.print(" VES = ");
Serial.print(kgout);
Serial.print(" kg");
delay(1000);
}
```

Схема эксперимента (оценка подошвенного давления)

Предварительно проводили инструктаж, в соответствии с которым участники исследования должны были находиться в положении стоя с опорой на обе стопы без наклонов и поворотов головы, глядя перед собой. В перерыве между повторными измерениями проводилась имитация ходьбы на месте в количестве 10 шагов с последующим переходом к двухопорной вертикальной стойке. В первой серии эксперимента испытуемые стояли без обуви на горизонтальной платформе, изготовленной из материала, соответствующего по своим механическим свойствам материалу стелек ортопедической послеоперационной обуви. Во второй серии исследования испытуемые находились в положении стоя в ортопедической послеоперационной обуви, предназначенной для разгрузки переднего отдела стопы. Модель ортопедической обуви, использованной в нашем исследовании, соответствовала дизайну Mailand (*Head 2 Toe Orthotics Ltd., Sheffield UK*) [35], наиболее распространенному в ортопедических салонах нашего региона и России.

Датчик давления последовательно располагали в трех точках: под пяточной костью (далее – С), в области головки первой плюсневой кости (далее – М1) и в области головки пятой плюсневой кости (далее – М5) (рис. 4). Датчик закрепляли в нужной точке стопы посредством тонкого тканевого пластыря. Фиксацию показаний датчика осуществляли по пять раз для каждого его положения на стопе.

Изображения стоп испытуемого на горизонтальной платформе (из материала, сопоставимого по механическим свойствам с материалом стелек ортопедической послеоперационной обуви) и в послеоперационной обуви (рис. 5).

Измерение тонуса икроножной мышцы

В положении лежа при помощи стандартного медицинского угломера измеряли амплитуду пассивного тыльного сгибания голеностопного сустава при выпрямленном и согнутом под 90 градусов коленном суставе (рис. 6). Пассивное тыльное сгибание обеспечивалось умеренным надавливанием ладонью исследователя на подошвенную поверхность переднего отдела стопы испытуемого до достижения фиксированного положения стопы при отсутствии активного напряжения мышц голени. Разницу между указанными значениями амплитуды использовали в качестве показателя количественной оценки тонуса (растяжимости) икроножной мышцы. Использованный методический подход полностью соответствует общепринятому в клинической практике тесту оценки икроножной мышцы, предложенному в 1925 году шведским ортопедом *Nils Otto Silfverskiöld* [20].

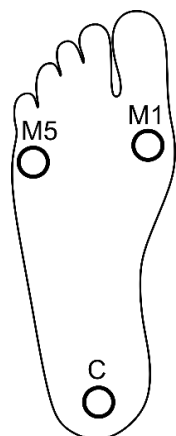
Полученные в рамках исследования показатели тонуса икроножной мышцы оценивали в дальнейшем на предмет взаимосвязи с распределением подошвенного давления между передним и задним отделами стопы у испытуемых без обуви и в специальной послеоперационной обуви.

Обработка экспериментальных данных

Обработку показаний датчика давления осуществляли в *Microsoft Excel*. Рассчитывали описательные статистики для числовых показателей подошвенного давления. Уровень надежности принимался равным 95%. Для сравнения показателей у испытуемых без обуви и в послеоперационной обуви вычисляли разность между показателями подошвенного давления в соответствующих областях подошвы без обуви и в обуви и отношение этой разности к подошвенному давлению без обуви. Оценку влияния тонуса икроножной мышцы на подошвенное давление в переднем отделе стопы при надевании послеоперационной обуви осуществляли методом классификации, максимизируя значение точности (*Precision*).

Результаты и обсуждение

В последние годы в литературе все чаще поднимаются вопросы исследования биомеханических



а



а



б



б

Рис. 4. Расположение датчика давления под стопой:
а – датчик схематично показан окружностью на фоне контура стопы; б – фотография датчика в области первой плюсневой кости

Рис. 5. Фотографии ног испытуемого:
а – без обуви на горизонтальной платформе;
б – в послеоперационной обуви

параметров вертикального статического положения тела, ходьбы, спорта и патологических состояний опорно-двигательной системы человека [1, 5, 6, 8–10]. Исследуются также проблемы реабилитации пациентов и применения специальной обуви после операций на опорно-двигательном аппарате [15, 19, 21].

Изучение биомеханических параметров, характеризующих стабильность, надежность и эксплуатационный ресурс системы «кость-фиксатор» [2, 3, 4, 7, 24, 26, 37], направлено на совершенствование персонализированного подхода к хирургическому лечению пациентов с травмами и заболеваниями опорно-двигательной системы [18]. Эффективная реализация локомоторной функции человека невозможна без опоры на стопы, воспринимающие вес тела. Основопологающим условием восстановительного лечения пациентов после хирургической коррекции *hallux valgus* является возможность ранней опоры на оперированные стопы

[18, 35]. В экспериментальных исследованиях были установлены параметры давления на подошвенную поверхность области головки первой плюсневой кости (200 кПа), приводящие к нарушению стабильности в зоне ее остеотомии [18] и тяжелым послеоперационным осложнениям. Указанные параметры используются в качестве критерия оценки эффективности послеоперационной ортопедической обуви, обеспечивающей разгрузку переднего отдела стопы [19, 21].

В литературе представлены результаты немногочисленных биомеханических исследований давления на подошвенную поверхность переднего отдела стопы при использовании различных вариантов дизайна послеоперационной обуви [15, 19, 21]. Их слабым местом, по нашему мнению, является недостаточный учет индивидуальных биомеханических параметров, оказывающих влияние -

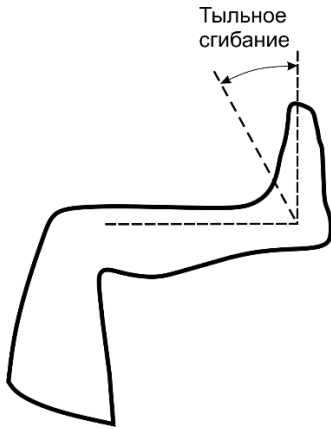


Рис. 6. Схема измерения амплитуды тыльного сгибания голеностопного сустава

на подошвенное давление стопы. В частности, была экспериментально установлена зависимость этого параметра от состояния тонуса и растяжимости икроножной мышцы [28]. В том же исследовании приведены литературные данные о существенной распространенности синдрома икроножной мышцы, частота которого превышает 50% (в том числе у «здоровых лиц», не предъявляющих жалобы на состояние стоп). Более того, в [29] обнаружено, что эквинус голеностопного сустава с отягощением (диапазон движения $<30^\circ$ в тыльном направлении) значительно предсказывал пиковое подошвенное давление на переднюю часть стопы при ходьбе босиком и приводил к более высоким значениям пикового давления на переднюю часть стопы по сравнению с теми, у кого не было эквинуса голеностопного сустава. Авторы в [29] считают, что скрининг эквинуса голеностопного сустава может быть простым способом выявления здоровых пожилых людей, подверженных риску осложнений, связанных с давлением в средней и передней частях стопы.

Исходя из вышеизложенного нами было признано целесообразным провести собственное исследование, направленное на изучение эффективности разгрузки переднего отдела стопы у здоровых лиц при помощи специальной послеоперационной обуви с дополнительной оценкой значимости тонуса икроножной мышцы.

С этой целью был разработан новый экспериментальный стенд, позволяющий проводить замеры подошвенного давления в разных областях стопы, в том числе и у испытуемых в послеоперационной обуви. При разработке стенда и калибровке датчиков давления был проведен сравнительный анализ получаемых в эксперименте значений подошвенного давления с литературными данными [23, 38]. Выявлено, что получаемые с помощью разработанного стенда характеристики подошвенного давления в области головок первой и пятой плюсневых костей, а также середины пяточной кости хорошо согласуются с данными литературы [23,

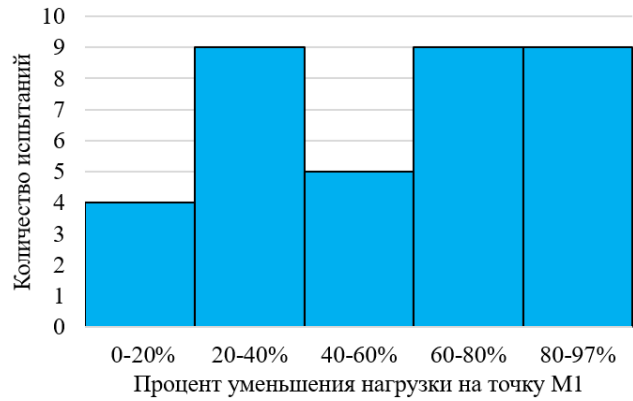


Рис. 7. Гистограмма распределения процента уменьшения нагрузки на область М1

38]. Это позволило применить разработанный стенд для измерения обсуждаемых показателей у 26 добровольцев, принявших участие в нашем исследовании. Отметим, что исследованная выборка соответствует выборкам других авторов по данной тематике [16, 18].

В табл. 1 представлены результаты статистической обработки полученных в ходе эксперимента показателей подошвенного давления (в кПа) у испытуемых.

Анализ табл. 1 показывает, что полученные в рамках нашего исследования средние показатели подошвенного давления хорошо согласуются с данными других авторов [23, 38], измеренных с помощью специализированных платформ типа *FootScan*, применяемых в специализированных биомеханических лабораториях научно-медицинских центров. Максимальная величина давления в области М1 не превысила критическое значение в 200 кПа, установленное в качестве пороговой величины, вызывающей нестабильность в зоне остеотомии первой плюсневой кости [12]. Большая по сравнению со средним значением показателей величина статистического отклонения очевидно связана с вариабельностью веса испытуемых (от 52 до 82 кг), несмотря на нормальные показатели индекса массы тела. С учетом данного обстоятельства было признано нецелесообразным использование абсолютных значений подошвенного давления в качестве приемлемого критерия эффективности применения послеоперационной обуви. В результате эксперимента было отмечено, что нагрузка на область М1 уменьшилась в результате применения специальной обуви [14, 30] только в 36 случаях из 52 обследованных стоп, что составляет 69%. Относительное уменьшение нагрузки в 32 из указанных 36 случаев превысило 20%, (рис. 7).

Средняя величина снижения нагрузки при использовании послеоперационной обуви составила 57%, медиана 60%. Эти показатели сильно коррелируют с аналогичными данными из работы [18],

Таблица 1

Средние показатели подошвенного давления (кПа)

Условия нагрузки на стопы	Области подошвенной поверхности стопы и соответствующие им значения давления		
	M1	M5	C
Без обуви	151.52± 91,63	145.28± 69.56	257.84± 98.57
В послеоперационной обуви	113.96± 97.36	127.64± 101.98	278.90± 128.76

Таблица 2

Результаты оценки состояния тонуса икроножной мышцы

Положение коленного сустава	Амплитуда (угол) тыльного сгибания голеностопного сустава (в градусах)
Выпрямленное	8,7±5,0
Сгибание под углом 90 градусов	14,0±7,2

Таблица 3

Взаимосвязь тонуса икроножной мышцы испытуемых с уменьшением давления в области M1 при применении послеоперационной обуви

Показатели	Подгруппы испытаний, выделенных с учетом величины максимального угла пассивного тыльного сгибания голеностопного сустава, градусы	
	>10	<10
В выпрямленном положении коленного сустава		
Количество испытаний, в которых давление уменьшилось	22	14
Количество испытаний, в которых давление увеличилось	6	10
Точность (<i>Precision</i>)	79%	
Полнота (<i>Recall</i>)	61%	
В положении сгибания под 90 градусов коленного сустава		
Количество испытаний, в которых давление уменьшилось	21	15
Количество испытаний, в которых давление увеличилось	11	5
Точность (<i>Precision</i>)	66%	
Полнота (<i>Recall</i>)	58%	

в которой снижение нагрузки в области M1 составило 58,5%. Эти данные, а также числовые показатели распределения подошвенного давления без обуви свидетельствуют о том, что разработанный нами стенд является высокоточным инструментом оценки подошвенного давления.

На следующем этапе настоящего исследования была оценена связь между выраженностью тонуса икроножной мышцы у испытуемых и эффективностью разгрузки переднего отдела стопы в области головки первой плюсневой кости (M1). В качестве критерия оценки тонуса икроножной мышцы использовали величину амплитуды тыльного сгибания голеностопного сустава в соответствии с распространённой в клинической практике методикой. Амплитуду тыльной дорсифлексии [20] каждой стопы измеряли дважды: при выпрямленном и согнутом под 90 градусов коленном суставе. Такой подход основан на анатомо-функциональной особенности икроножной мышцы, являющейся двусуставной. Результаты измерения амплитуды тыльного сгибания 52 голеностопных суставов (у 26 испытуемых), полученные в рамках нашего исследования, представлены в табл. 2.

Сравнительный анализ полученных данных позволил установить наличие слабой взаимосвязи тонуса (растяжимости) икроножной мышцы с уменьшением давления на подошвенной поверхности переднего отдела стопы (в области M1) при применении послеоперационной обуви табл. 3.

Граница в 10 градусов для величины максимального угла пассивного тыльного сгибания голеностопного сустава была подобрана с учетом максимизации показателя «точность (precision)», который рассчитывается как отношение «правильно предсказанных положительных результатов» ко «всем предсказанным положительным результатам». Например, для сгибания коленного сустава в выпрямленном положении, этот показатель равен $22 / (22 + 6)100 = 79\%$. Другой показатель – «полнота» (*Recall*) – характеризует долю «правильно предсказанных положительных результатов» ко «всем положительным результатам», независимо от того, были ли они предсказаны как положительные. Для сгибания коленного сустава в выпрямленном положении он составил $22 / (22 + 14)100 = 61\%$. То, что в 14 случаях при величине максимального угла пассивного тыльного сгибания голеностопного сустава менее 10 градусов давление на область M1 все равно уменьшилось, несмотря на то, что положительный результат не был предсказан, не так существенно. В данном случае важнее то, что оценка максимального угла пассивного тыльного сгибания голеностопного сустава более 10 градусов позволила в 79% случаев правильно предсказать положительный эффект применения специальной обуви.

Как видно из таблицы 3, измерение тонуса (растяжимости) икроножной мышцы можно применять для предсказания того, уменьшится ли нагрузка на передний

отдел стопы при применении специальной обуви [13, 19, 21]. В качестве критерия можно использовать максимальный угол тыльного сгибания стопы: если он превышает 10 градусов, велика вероятность, что нагрузка на передний отдел уменьшится. Для показателя тыльной дорсифлексии стопы, измеренной в выпрямленном состоянии коленного сустава, вероятность прогноза эффективности послеоперационной обуви составляет 79%. Аналогичная вероятность при использовании в качестве критерия прогноза амплитуды тыльного сгибания стопы, измеренной при согнутом под углом 90 градусов коленном суставе, оказалась равной 66%. Таким образом, более надежным видится показатель оценки тонуса икроножной мышцы при выпрямленном коленном суставе.

Установленная в рамках нашего исследования слабая связь и не в полной мере соответствующая статистическим критериям значимости прогностическая эффективность показателя тонуса икроножной мышцы по отношению к оценке положительного влияния послеоперационной обуви на подошвенное давление переднего отдела стопы не является недостатком. По нашему мнению, распределение подошвенного давления, в том числе при использовании специальной ортопедической обуви, зависит от множества факторов (осанка, проприоцептивная чувствительность, нервно-мышечная регуляция и др.). Оценка значимости всех факторов в рамках одного исследования крайне затруднительна. Тем не менее полученные нами данные могут быть использованы в планировании дальнейших научных проектов, посвященных совершенствованию биомеханических условий реабилитации пациентов с деформациями первого луча стопы.

Отметим, что полученные значения подошвенного давления также могут быть использованы при верификации биомеханической модели стопы [22], применяемой для выполнения сравнительного анализа жесткости и стабильности различных типов остеотомий при хирургическом лечении деформаций первого луча стопы.

К ограничениям данного исследования следует отнести то, что данные о подошвенном давлении снимались только в трех областях стопы. Однако архитектура стенда позволяет как использовать большее число датчиков, так и задействовать больше точек на стопе.

Заключение

Разработан новый мобильный экспериментальный стенд для быстрой и точной оценки подошвенного давления. Выявлена связь между подошвенным давлением и амплитудой тыльного сгибания голеностопного сустава. С учетом степени связи и прогностической значимости установлены ограничения

для использования указанного показателя в качестве единственного критерия оценки биомеханических условий взаимодействия стопы с послеоперационной обувью. Определена обоснованность и целесообразность дальнейших исследований, направленных на повышение вероятности прогноза безопасности ранней нагрузки на стопы после выполнения хирургической коррекции

первого луча стопы. Результаты данного исследования могут быть применены при предоперационном планировании операции по поводу деформации первого луча стопы, а также планировании реабилитации пациентов после перенесенного хирургического лечения.

Список литературы

1. Белова А.Н., Рукина Н.Н., Кузнецов А.Н., Воробьева О.В. Возможности современных технологий биомеханического анализа движений в изучении механизмов спортивных травм (обзор) // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 2. – С. 74–86.
2. Белокрылов Н.М., Скрябин В.Л., Сотин А.В., Миллер Г.В., Шарова Л.В., Шмурак М.И. Исследование индивидуального эксплуатационного ресурса эндопротеза тазобедренного сустава // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 4. – С. 97–103.
3. Голядкина А.А., Полиенко А.В., Киреев С.И., Курманов А.Г., Киреев В.С. Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 3. – С. 400–410.
4. Донник А.М., Коссович Л.Ю., Оленко Е.С. Поведение сегмента грудного отдела позвоночника при оскольчатом переломе позвонка до и после хирургического лечения. биомеханический эксперимент // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 25–39.
5. Кручинин П.А., Холмогорова Н.В. Энергетические оценки в стабилотрии // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 60–72.
6. Любкевич А.А., Кручинин П.А. Диффузионный анализ стабилотрических измерений и особенности работы вестибулярного аппарата // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27, № 2. – С. 47–54.
7. Маслов Л.Б., Дмитриук А.Ю., Жмайло М.А., Коваленко А.Н. Исследование прочности эндопротеза тазобедренного сустава из полимерного материала // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 4. – С. 19–33.
8. Петрушанская К.А., Белова Ю.А., Новикова Е.С. Клинико-биомеханическое обоснование необходимости реабилитации у взрослых пациентов с наследственной прогрессирующей конечностно-поясной мышечной дистрофией, тип 1А: клинический случай // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27, № 1. – С. 55–63.
9. Петрушанская К.А., Котов С.В., Лиждвой В.Ю. Первые результаты применения функциональной электрической стимуляции мышц при ходьбе у пациентов с рассеянным склерозом // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 2. – С. 42–55.
10. Степанян И.В., Гроховский С.С., Савкин М.А. Выявление патобиомеханических маркеров статокинезиограмм на примере нейросетевой идентификации постинсультного состояния // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27, № 1. – С. 98–108.
11. Vaumbach S.F., Braunstein M., Seeliger F., Borgmann L., Böcker W., Polzer H. Ankle dorsiflexion: what is normal? Development of a decision pathway for diagnosing impaired ankle dorsiflexion and M. gastrocnemius tightness // Arch. Orthop. Trauma. Surg. – 2016. – Vol. 136, No. 9. – P. 1203–1211.
12. Budhabhatti S.P., Erdemir A., Petre M., Sferra J., Donley B., Cavanagh P.R. Finite element modeling of the first ray of the foot: a tool for the design of interventions // J Biomech Eng. – 2007. – Vol. 129, No. 5. – P. 750–756.
13. Caravaggi P., Giangrande A., Berti L., Lullini G., Leardini A. Pedobarographic and kinematic analysis in the functional evaluation of two post-operative forefoot offloading shoes // J. Foot Ankle Res. – 2015. – Vol. 29, No. 8. – P. 59.
14. Carl H.D., Pfander D., Swoboda B. Assessment of plantar pressure in forefoot relief shoes of different designs // Foot Ankle Int. – 2006. – Vol. 27, No. 2. – P. 117–120.
15. Deleu P.A., Leemrijse T., Vandeleene B., Maldague P., Devos Bevernage B. Plantar pressure relief using a forefoot offloading shoe // Foot Ankle Surg. – 2010. – Vol. 16. – P. 178–182.
16. Eidmann A., Vinke W., Jakuscheit A., Rudert M., Stratos I. The influence of partial weight bearing on plantar peak forces using three different types of postoperative shoes // Foot Ankle Surg. – 2022. – Vol. 28, No. 8. – P. 1384–1388.
17. Fsr-402-short: сайт. – URL: <https://www.interlinkelectronics.com/fsr-402-short> (дата обращения 03.10.2023).
18. Fuchs M.C.H.W., Hermans M.M.N., Kars H.J.J., Hendriks J.G.E., van der Steen M.C. Plantar pressure distribution and wearing characteristics of three forefoot offloading shoes in healthy adult subjects // Foot (Edinb). – 2020. – Vol. 45. – P. 101744.
19. Fuller E., Schroeder S., Edwards J. Reduction of peak pressure on the forefoot with a rigid rocker-bottom postoperative shoe // J. Am. Podiatr. Med. Assoc. – 2001. – Vol. 91. – P. 501–507.
20. Gatt A., Chockalingam N. Clinical assessment of ankle joint dorsiflexion: a review of measurement techniques // J. Am. Podiatr. Med. Assoc. – 2011. – Vol. 101, No. 1. – P. 59–69.
21. Glod D.J., Fettinger P., Gibbons R.W. A comparison of weightbearing pressures in various postoperative devices // J. Foot Ankle Surg. – 1996. – Vol. 35. – P. 149–154.
22. Guo J., Wang L., Mao R., Chang C., Wen J., Fan Y. Biomechanical evaluation of the first ray in pre-/post-operative hallux valgus: a comparative study // Clin. Biomech. (Bristol, Avon). – 2018. – Vol. 60. – P. 1–8.
23. He Y.J., Zheng X.L., Wang D.F., Mu Z.Z., Li G.Y., Fang Z.Z., Fei W., Huan K. Static and dynamic plantar pressure distribution in 94 patients with different stages of unilateral knee osteoarthritis using the footscan® platform system: an observational study // Med. Sci. Monit. – 2023. – Vol. 29. – P. e938485.
24. Kim J.S., Cho H.K., Young K.W., Kim J.S., Lee K.T. Biomechanical comparison study of three fixation methods for proximal chevron osteotomy of the first metatarsal in

- hallux valgus // Clin. Orthop. Surg. – 2017. – Vol. 9, No. 4. – P. 514–520.
25. Krause D.A., Cloud B.A., Forster L.A., Schrank J.A., Hollman J.H. Measurement of ankle dorsiflexion: a comparison of active and passive techniques in multiple positions // J. Sport Rehabil. – 2011. – Vol. 20, No. 3. – P. 333–344.
 26. Li Y., Wang Y., Wang F., Tang K., Tao X. Biomechanical comparison between rotational scarf osteotomy and translational scarf osteotomy: a finite element analysis // Orthop. Surg. – 2023. – DOI: 10.1111/os.13903.
 27. Lorei T., Klarner H., Rosenbaum D. Influence of postoperative shoes on plantar pressure patterns // Z Orthop Ihre Grenzgeb. – 2006. – Vol. 144. – P. 153–157.
 28. Martinez L., Lalevée M., Beldame J., L'Hermette M., Brunel H., Dujardin F., Billuart F. Reliability of a new computerized equinometer based on Silfverskiöld test to measure gastrocnemius tightness // PLoS One. – 2023. – Vol. 18, No. 4. – P. e0284279.
 29. McNab B., Sadler S., Lanting S., Chuter V. The relationship between foot and ankle joint flexibility measures and barefoot plantar pressures in healthy older adults: a cross-sectional study // BMC Musculoskelet Disord. – 2022. – Vol. 23, No. 1. – P. 729.
 30. Notni A., Fuhrmann R.A. Plantare Druckverteilungsmessung an Vorfussentlastungsschuhen [Measuring plantar weight distribution of shoes with forefoot support] // Z. Orthop. Ihre. Grenzgeb. – 1999. – Vol. 137, No. 3. – P. 280–283.
 31. Pololu Robotics and Electronics : сайт. – URL: <https://www.pololu.com/file/0J749/FSR400-Series-Integration-Guide-13.pdf> (дата обращения: 03.10.2023).
 32. Robinson A.H., Limbers J.P. Modern concepts in the treatment of hallux valgus // J. Bone Joint. Surg. Br. – 2005. – Vol. 87, No. 8. – P. 1038–1045.
 33. Sarmah S.S., Hossain F.S., Mishra V. Effectiveness of the reverse camber shoe in postoperative hallux valgus surgery // Foot Ankle Spec. – 2012. – Vol. 5. – P. 245–248.
 34. Schuh R., Trnka H.J., Sabo A., Reichel M., Kristen K.H. Biomechanics of postoperative shoes: plantar pressure distribution, wearing characteristics and design criteria: a preliminary study // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 2011. – Vol. 131. – P. 197–203.
 35. Sezer H.B., Hardy A., Lopes R. Baropodometric comparison of orthopedic footwear to assess the effectiveness of pairs of orthopedic shoes for reducing the forefoot pressure // Jt. Dis. Relat. Surg. – 2022. – Vol. 33, No. 2. – P. 323–329.
 36. Trnka H.J., Parks B.G., Ivanic G., Chu I.T., Easley M.E., Schon L.C., Myerson M.S. Six-Wrist metatarsal shaft osteotomies: mechanical and immobilization comparisons // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2000. – Vol. 381. – P. 256–265.
 37. Xie Q., Li X., Wang P. Three dimensional finite element analysis of biomechanics of osteotomy ends with three different fixation methods after hallux valgus minimally invasive osteotomy // J. Orthop. Surg. (Hong Kong). – 2023. – Vol.31, No. 2. – P. 10225536231175235.
 38. Xu C., Wen X.X., Huang L.Y., Shang L., Cheng X.X., Yan Y.B., Lei W. Normal foot loading parameters and repeatability of the Footscan® platform system // J. Foot Ankle Res. – 2017. – Vol. 10. – P. 30.
 39. Zhao B., Qian F., Hatfield A., Zuo L., Xu T.B. A Review of Piezoelectric Footwear Energy Harvesters: Principles, Methods, and Applications // Sensors (Basel). – 2023. – Vol. 23, No. 13. – P. 5841.
 40. Zulkifli S.S., Loh W.P. A state-of-the-art review of foot pressure // Foot Ankle Surg. – 2020. – Vol. 26, No. 1. – P. 25–32.

Финансирование. Исследование выполнено в рамках Государственного задания FSRR-2023-0009.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

INVESTIGATION OF THE RELATIONSHIP BETWEEN PLANTAR PRESSURE AND CALF MUSCLE TONE. DEVELOPMENT AND TESTING OF THE NEW TEST BENCH

A.O. Gulyaeva, A.S. Falkovich, S.I. Kireev, D.V. Terin, I.M. Magomedov

Saratov State University, Saratov, Russian Federation

ARTICLE INFO

Received: 01 November 2023
Approved: 10 December 2023
Accepted for publication: 12 December 2023

Key words:

plantar pressure, full-scale experiment, metatarsal bone, foot, test bench, calf muscle tone

ABSTRACT

Plantar pressure is the most important biomechanical parameter for evaluating and modeling postoperative treatment conditions for patients with deformity of the first ray of the foot. Modern foot surgery involves early activation of the patient after surgery. The universality and reliability of this approach after surgical correction of valgus deformity of the first toe is questionable. In this regard, studies are being conducted to determine the quantitative parameters of plantar pressure under normal conditions and with the use of postoperative footwear used to reduce it in the forefoot. The relationship between calf muscle tone and plantar pressure in the forefoot has been established. There have been no studies determining the influence of calf muscle tone on the effectiveness of unloading the forefoot using postoperative footwear. The plantar pressure has been studied experimentally, including the influence of the calf muscle tone. An experimental stand was developed and tested: it was used to study the distribution of pressure under the foot in 26 healthy individuals in the standing position on a platform and in postoperative shoes. Quantitative assessment of the tone of the calf muscle in the same subjects was carried out. The plantar pressure in subjects wearing postoperative shoes and the amplitude of dorsal flexion of the ankle joint with the knee joint straightened and flexed at 90 degrees were compared. The mean load reduction in postoperative shoes was 57%, median 60%. Measurement of calf muscle tone (extensibility) can be used to predict whether forefoot loading will be reduced with the use of special shoes. The dorsiflexion angle of the foot should be used as a criterion: if it is greater than 10 degrees, there is a high probability that forefoot loading will be reduced. For dorsiflexion measured at the straightened knee joint, the probability of predicting the effectiveness of postoperative footwear is 79%. A similar probability when using the amplitude of dorsiflexion of the foot measured with the knee joint flexed at 90 degrees as a prediction criterion was 66%.

© PNRPU