

Сравнительное испытание распределения нагрузки на стопу при использовании корректирующих ортопедических стелек, стелек «Формтотикс», подушечек от пяточной шпоры и плоских стелек у пациентов с хроническим подошвенным фасциитом

Джейсон К. К. Чиа (Jason K. K. Chia), магистр медицинских наук (спортивная медицина) (Австралия), Санчжей Суреш (Sanjay Suresh), дипломированный специалист в области биомедицинской техники, Анджелин Куа (Angeline Kuah), дипломированный специалист в области биомедицинской техники, Джин Л. Дж. Онг (Jean L.J. Ong), дипломированный специалист в области биомедицинской техники, Джесси М. Т. Пуа (Jessie M.T. Pua), бакалавр медицинских наук (подиатрия), Ай Лин Се (Ai Ling Seah), бакалавр медицинских наук (подиатрия).

Реферат

Введение. Целью настоящего исследования является изучение эффективности плоских стелек, подушечек от пяточной шпоры, готовых заводских, а также изготовленных по индивидуальному заказу ортопедических стелек при их применении для уменьшения контактной нагрузки на стопу у пациентов с подошвенным фасциитом.

Материалы и методы. Данное контролируемое открытое («неслепое») сравнительное исследование было проведено в учреждении высокоспециализированной (третичной) медицинской помощи. В клинике спортивной медицины было отобрано 30 испытуемых в возрасте от 20 до 65 лет, страдающих односторонним подошвенным фасциитом. Контактные нагрузки и распределение нагрузки на обе стопы исходно измеряли у каждого испытуемого, в положении стоя, на специальном коврике с установленными в нём датчиками давления. Затем измерения повторяли, после того как испытуемый на обе стопы надевал обувь, поочередно вкладывая в неё 1) плоские стельки; 2) подпяточные подушечки от пяточной шпоры; 3) фабричные ортопедические стельки Формтотикс массового производства; 4) индивидуальные ортопедические стельки, изготовленные с учетом его индивидуальных особенностей. Стопа, на которой не было проявлений фасциита, служила в качестве контроля. Затем сравнивали показатели контактной нагрузки и коэффициенты интенсивности распределения нагрузок на заднюю часть больной и здоровой стоп.

Результаты. Ввиду неравномерного распределения весовой нагрузки наблюдалось повышенное контактное давление на «здоровую» ногу, на которой отсутствовали симптомы патологии. Было обнаружено, что с точки зрения снижения нагрузки на заднюю часть стоп подпяточные подушечки от шпор не эффективны, в то время как фабричные ортопедические стельки, производимые по технологии «Формтотикс», а также изготовленные на заказ индивидуальные стельки значительно снижают пиковое давление на заднюю часть стоп. Значения относительной нагрузки на задние отделы стопы снижались при использовании как готовых (фабричных), так и изготовленных на заказ ортопедических стелек.

Выводы. Готовые (фабричные заготовки стелек ФормТотикс) и изготовленные на заказ ортопедические стельки снижают пиковое давление на задние отделы обеих стоп, в то время как подушечки от пяточной шпоры пиковое давление на задние отделы стоп повышают. Ортопедические стельки ФормТотикс фабричного производства и стельки индивидуального изготовления равномерно распределяют нагрузки на задний отдел стопы.

Введение

К врачам в США по поводу подошвенного фасциита обращаются около одного миллиона человек в год [1]. Данная патология составляет приблизительно 25 % от общего

числа травм бегунов [2]. И хотя в большинстве случаев проблема разрешается в течение 10 месяцев, у 10 % пациентов развивается хронический подошвенный фасциит [3]. Предполагается, что патомеханика подошвенного фасциита связана с чрезмерными «растягивающими» нагрузками, которые еще более усугубляются нарушениями биомеханики нижних конечностей, такими как плоскостопие, разная длина ног, напряжённость (спазмированность) икроножных мышц [4,5].

В комплекс лечебных мероприятий входят покой, противовоспалительная терапия, вкладыши в обувь, ночные шины, вытяжения, электрофорез, инъекции кортикостероидов, экстракорпоральная ударно-волновая терапия и оперативное лечение. Данных, свидетельствующих об особой эффективности какого-либо отдельного метода лечения, не имеется [6].

Считается, что ортопедические стельки (ортезы) могут облегчать симптомы за счет снижения напряжения и нагрузки в области фасции [7,8]. Несмотря на то, что это было доказано исследованиями на трупах [9,10], показатели клинической эффективности различных ортопедических стелек могут существенно отличаться.

Уоррен [12] предположил, что подошвенный фасциит возникает, когда нарушается сопротивляемость энтеза подошвенной фасции – в большей степени сжимающим, сгибающим, сдвигающим усилиям, нежели к растягивающим нагрузкам [11]. Поэтому применение ортезов для снижения сжимающих (компрессионных) нагрузок на подошвенную фасцию может устранять причины развития подошвенного фасциита.

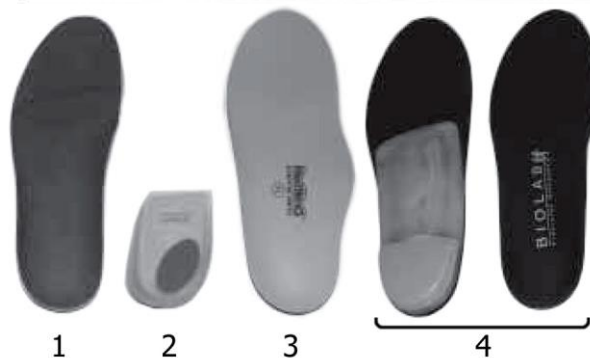
Материалы и методы

Отбор пациентов

Исследование охватывало тридцать пациентов в возрасте от 20 до 65 лет с подошвенным фасциитом, ранее диагностированным в Центре спортивной медицины Чанги (ЦСМЧ). Диагноз основывался на обобщении анамнеза заболевания, данных клинического обследования (болезненность при пальпации над бугром пяточной кости с воспроизведением болевых симптомов) и данных ультразвукового обследования (утолщение подошвенной фасции более 4 мм либо утолщение на 2 мм больше, чем в соответствующей области противоположной стопы) [13,14]. В исследование не включались пациенты, у которых в анамнезе был воспалительный артрит, пяточные боли другой этиологии, (к примеру, вызванные болезнью жирового тела), двусторонний подошвенный фасциит или ранее перенесенное хирургическое лечение [15,16]. Оценка состояния (с учётом анамнеза жизни, уровня привычной физической активности, профессии и анамнеза болезни с учётом предшествующих инъекций кортикостероидов) проводилась по стандартизированному протоколу. Выраженность болевого синдрома оценивалась по десятибалльной визуальной аналоговой шкале (ВАШ) (Фиг. 1). Степень ограничения функции оценивалась при помощи шкал Роулза и Модсли, которые были разработаны в более ранних работах по изучению подошвенного фасциита [17,18].

Фиг. 1. Визуальная аналоговая шкала

Пациенты получали ортопедические стельки, изготовленные по индивидуальным заказам в подиатрической лаборатории Biolab (Австралия) (Фиг. 2). Эти стельки состояли из полужёсткого акрилового каркаса и опорной подпяточной подушки (постинга) из плотной пены, приклеиваемой к нижней стороне стельки



Фиг. 2. Изображение стелек. Слева направо: 1) плоские стельки; 2) подушечки от пяточной шпоры; 3) стельки типа «Формтотикс»; 4) изготовленные на заказ стельки с отверстием для пятки.

ки в её задней части. В пяточной части стельки, предназначенной для стопы с болевыми проявлениями, было проделано отверстие в области подошвенной фасции, а в каркасе стельки был выполнен аккомодационный прорез для подошвенной фасции.

Сбор данных

При помощи специальных, фиксирующих данные сенсорных подкладок, подобранных по размеру, проводились измерения показателей давления под стопой у пациентов, когда на них была: 1) обувь без стелек; 2) обувь с вложенными плоскими стельками; 3) обувь с «подушечками» от пяточной шпоры; 4) обувь со стельками технологии «Формтотикс»; 5) обувь со специальными стельками индивидуального изготовления для стопы. Эти приспособления размещались под той стопой, у которой отмечались клинические проявления заболевания. Контролем служили измерения, проводимые на стопе, не имеющей клинических проявлений. Выбор стелек основывался на практических предписаниях врачей-подиатров и ортопедов [19].

Стельки, выполненные по технологии «Формтотикс», представляют собой заготовки ортезов-вкладышей на всю дину стопы из вспененного полиэтилена (изготовитель Foot Science International, Крайстчерч, Новая Зеландия). Их толщина достаточна для заполнения свода стопы и поддержки медиального продольного свода стопы. Подушечки от пяточной шпоры (Brown Medical Industries, Спирит Лэйк, Айова) были изготовлены из вязкоупругих полимеров; в их конструкции были предусмотрены вогнутые участки, которые должны, по идее, уменьшать высокие нагрузки на пяточную кость (см. на Фигуру 2). В качестве плоских стелек использовали мягкие вкладыши толщиной 6 мм из этилвинилацетатной пены (120 кг/мм²), выполненные без дополнительных амортизирующих элементов.

Система датчиков давления собирала информацию о давлении под стопой и представляла данные в режиме реального времени в виде «снимков». Каждый датчик состоял из 954 резистивных сенсорных элементов, расположенных по прямоугольной сетке с плотностью 4 элемента на см². В качестве программного обеспечения использовался продукт Research Foot (версия 5.24) компании Tecscan, США.

Перед тем как проводить запись показателей, испытуемых просили пройти около 20 шагов, чтобы привыкнуть к стелькам. После этого их просили указать локализацию участков, в которых они испытывались болезненные ощущения. Расположение болезненных участков коррелировало с зонами повышенного давления на карте топографии давления. Чтобы минимизировать субъективные факторы, пациентам не сообщали, какую область стопы исследуют, и во время проведения измерений просили занять наиболее физиологичное положение «стоя». Измерения проводились, когда пациент стоял прямо, поставив ноги на ширину плеч и глядя перед собой в одну точку на стене.

Топографические изображения давления стоп конвертировали в серый цвет и урезали до исследуемой зоны в пяточной области. Урезанные изображения обрабатывали в MATLAB и проводили быстрое преобразование Фурье (БПФ). Этот подход обеспечивал отбор для анализа относительно интенсивных по частотности визуальных данных

и данные наиболее часто возникающей нагрузки. Одним из полученных параметров стало соотношение интенсивности нагрузок (отношение нагрузки с наибольшей частотностью к общей нагрузке, выводимой в виде изображения).

Результаты измерений

Априорно были определены следующие выходные параметры измерений:

Общее пиковое давление	(Н/см ²)
Пиковое давление на переднюю область стопы	(Н/см ²)
Пиковое давление на заднюю область стопы	(Н/см ²)
Общая подошвенная нагрузка	(Н)
Нагрузка на переднюю область подошвы стопы	(%)
Нагрузка на заднюю область подошвы стопы	(%)
Общая контактная поверхность	(см ²)
Доля контактной поверхности передней области стопы	(%)
Доля контактной поверхности задней области стопы	(%)
Соотношение интенсивности нагрузок на пяточную область больной стопы	

Результаты измерений анализировали согласно заранее разработанному протоколу. Данные, собранные со стоп с подошвенным фасциитом, а также со стоп без клинической симптоматики, упорядочивали по группам (приведено ниже), рассчитывали средние значения и подвергали их дисперсионному анализу (ANOVA); за коэффициент порога статистической значимости принимали $P < 0.05$.

Были выделены 5 групп измерений контактной нагрузки под ногами:

1. Группа А - «без стелек».
2. Группа В - «с плоскими обувными стельками».
3. Группа С - «с подушечками от пяточной шпоры».
4. Группа D - «со стельками «Формтотикс».
5. Группа Е - «с ортопедическими стельками, сделанными на заказ».

Перед проведением испытаний был определен объем выборки - 30 испытуемых. Объем выборки позволяет с вероятностью 90% зафиксировать разницу в нагрузках между двумя стельками в 1,0 Н/см². Расчет размера выборки предполагал стандартное отклонение (СО) в 5,00 Н/см². Объектом сравнения был болевой синдром - как при использовании разных ортопедических приспособлений на одной ноге, так и на обеих стопах (с клиническими проявлениями и без них).

Результаты

Было исследовано 30 пациентов. Распределение пациентов по половому признаку, а также в соответствии со шкалами Роулза и Модсли показано в Таблицах 1 и 2 соответственно, с примерно одинаковым распределением по полам. Среднее значение по ВАШ для пациентов на начало исследований составило $5,94 \pm 1,6$ из максимальных 10 баллов. Большинство пациентов было отнесено к категориям 3 и 4 по шкале Роулза и

Модсли (Фиг. 3). Уровни привычной физической активности были упорядочены по категориям (Таблица 3); результаты приведены ниже, на Фигуре 4.

Таблица 1. Распределение пациентов с подошвенным фасциитом по возрасту, полу, росту и индексу массы тела (ИМТ)

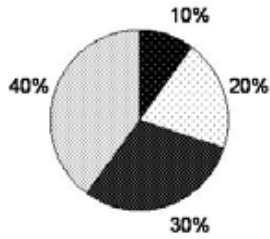
	Мужчины, страдающие подошвенным фасциитом	Женщины, страдающие подошвенным фасциитом
Возраст (лет)	53.31 ± 6.24	32.43 ± 7.86
Пол	16 (53.3%)	14 (46.7%)
Рост (м)	1.608 ± 0.034	1.655 ± 0.102
Масса тела (кг)	68.55 ± 16.4	75.79 ± 18.8
ИМТ	26.15 ± 4.03	27.49 ± 5.03

Таблица 2. Шкала Роулза и Модсли

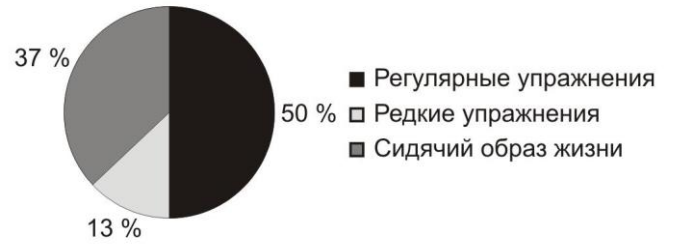
Оценка	Определение	Описание
1	отлично	болезненности нет, полный объем движений и полная активность
2	хорошо	дискомфорт время от времени, полный объем движений и полная активность
3	удовлетворительно	дискомфорт возникает после длительных нагрузок; необходимо дальнейшее лечение
4	неудовлетворительно	болевого синдром ограничивает функции конечности; необходимо дальнейшее лечение

Таблица 3. Привычная физическая активность

Классификация	Описание
Сидячий образ жизни	не практикует физические упражнения и иные виды физической активности длительностью более 20 минут за раз
Редкие упражнения	менее трех раз в неделю принимает участие в любых формах физической активности длительностью не менее 20 минут за раз
Регулярные упражнения	не реже трех раз в неделю принимает участие в любых формах физической активности длительностью не менее 20 минут за раз

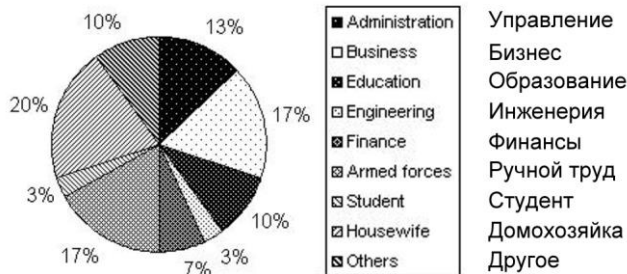


Фиг. 3. Круговая диаграмма распределения пациентов по шкале Роулза и Модсли.

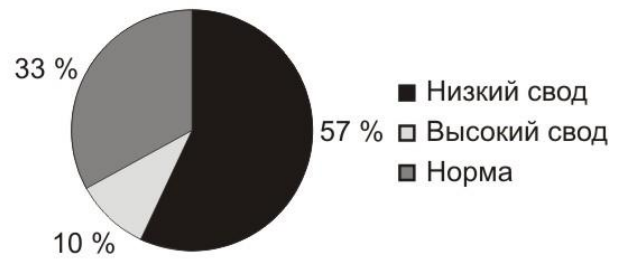


Фиг. 4. Круговая диаграмма распределения пациентов по типам привычной физической активности.

Род деятельности больных подошвенным фасциитом представлен на Фиг. 5; половина испытуемых практикует регулярные физические нагрузки. 41,0% испытуемых ранее применяли инъекции кортизона для лечения подошвенного фасциита. Средняя продолжительность симптомов на момент представления составила 31,3 недели (от 1 до 144). Была также проведена оценка стоп испытуемых в статичном положении и выполнена разбивка когорты пациентов на категории с нейтральным, низким и высоким типом свода стоп. Результаты типологии представлены на Фиг. 6.



Фиг. 5. Распределение пациентов с подошвенным фасциитом согласно их роду деятельности



Фиг. 6. Распределение пациентов с подошвенным фасциитом согласно типам подъема стопы

Средняя толщина подошвенной фасции составляла $5,88 \text{ мм} \pm 1,30$ у стопы, вовлеченной в патологический процесс, против $3,86 \text{ мм} \pm 1,25$ у противоположной стопы. Измерения контактного давления на больную и здоровую ногу приведены ниже, в Таблицах 4 и 5 соответственно.

Таблица 4. Результаты статистического анализа параметров контактного давления на здоровую стопу

	Без стелек	С плоскими стельками	С подушечками от пяточной шпоры	Со стельками «Формтофикс»	С ортопедическими стельками	P
Общее пиковое давление (Н/см ²)	12,004 ± 6,96	10,963 ± 5,48	12,588 ± 7,01	8,759 ± 3,03	7,704 ± 2,70	0,0075
Пиковое давление на переднюю область стопы (Н/см ²)	5,775 ± 2,90	6,729 ± 7,79	6,767 ± 3,51	4,467 ± 3,03	4,021 ± 1,83	0,091

Пиковое давление на заднюю область стопы (Н/см ²)	11,433 ±7,27	10,608 ± 5,74	11,708 ± 7,24	8,158 ± 3,11	7,504 ± 2,83	0,026
Общая подошвенная нагрузка (Н)	370,44 ± 131	370,46 ± 141	348,32 ± 131	332 ± 127	321,32 ± 129	0,61
Процент нагрузки на переднюю область подошвы стопы (%)	29,252 ± 16,5	29,49 ± 16,1	34,965 ± 19,1	22,407 ± 17,7	23,843 ± 14,0	0,079
Процент нагрузки на заднюю область подошвы стопы (%)	70,888 ± 16,7	70,505 ± 16,1	64,952 ± 19,1	77,636 ± 17,7	76,158 ± 14,0	0,076
Нагрузка на переднюю область подошвы стопы (Н)	111,08 ± 86,6	113,79 ± 87,3	126,00 ± 102	83,741 ± 89,6	79,768 ± 70,4	0,29
Нагрузка на заднюю область подошвы стопы (Н)	259,77 ± 105	256,64 ± 110	222,32 ± 111	248,29 ± 88,2	241,55 ± 99,9	0,73
Общая контактная поверхность (см ²)	94,473 ± 28,1	101,39 ± 30,1	83,817 ± 26,9	97,921 ± 29,8	102,84 ± 29,1	0,05
Доля контактной поверхности передней области стопы (%)	40,638 ± 9,48	40,061 ± 9,91	45,513 ± 11,3	30,955 ± 14,3	33,083 ± 11,5	< 0,0001
Доля контактной поверхности задней области стопы (%)	59,354 ± 9,48	59,958 ± 9,94	54,515 ± 11,3	69,002 ± 14,3	66,915 ± 11,5	0,0001

Таблица 5. Результаты статистического анализа параметров контактного давления на стопу с симптоматической болезнью

	Без стелек	С плоскими стельками	С подушечками от пяточной шпоры	Со стельками «Формтофикс»	С ортопедическими стельками	P
Общее пиковое давление (Н/см ²)	10,779 ± 3,94	10,308 ± 2,58	11,300 ± 2,63	8,429 ± 1,97	7,688 ± 2,00	>0,0001
Пиковое давление на переднюю область стопы (Н/см ²)	5,7208 ± 2,63	5,667 ± 2,35	6,558 ± 3,13	4,271 ± 2,44	3,867 ± 1,76	0,0013
Пиковое давление на заднюю область стопы (Н/см ²)	10,358 ± 4,15	9,738 ± 3,26	10,450 ± 3,25	7,900 ± 2,36	7,300 ± 2,40	0,0008
Общая подошвенная нагрузка (Н)	352,75 ± 126	354,69 ± 133	325,56 ± 101	308,37 ± 105	311,08 ± 99,9	0,46

Процент нагрузки на переднюю область подошвы стопы (%)	30,682 ± 17,0	31,803 ± 18,2	36,367 ± 19,2	23,912 ± 19,9	22,954 ± 16,5	0,063
Процент нагрузки на заднюю область подошвы стопы (%)	69,323 ± 17,0	69,773 ± 19,1	63,633 ± 19,2	76,088 ± 19,9	77,048 ± 16,5	0,08
Нагрузка на переднюю область подошвы стопы (Н)	109,83 ± 80,4	118,75 ± 87,2	121,23 ± 80,0	76,997 ± 72,9	75,335 ± 65,7	0,095
Нагрузка на заднюю область подошвы стопы (Н)	242,90 ± 98,9	239,69 ± 94,2	204,33 ± 81,1	231,38 ± 87,8	235,75 ± 76,7	0,57
Общая контактная поверхность (см ²)	93,267 ± 24,5	102,73 ± 27,9	82,291 ± 25,2	95,678 ± 25,2	102,06 ± 28,6	0,05
Доля контактной поверхности передней области стопы (%)	40,553 ± 11,5	40,148 ± 10,7	47,909 ± 10,3	32,008 ± 15,9	31,484 ± 13,3	>0,0001
Доля контактной поверхности задней области стопы (%)	59,408 ± 11,4	59,853 ± 10,7	52,902 ± 10,1	67,990 ± 15,9	68,513 ± 13,3	>0,0001

Из 10 результатов измерений все, кроме общей подошвенной нагрузки, были статистически значимыми, с уровнем доверительной вероятности более 95 %.

Пиковое давление на заднюю область стопы по величине практически равно общему пиковому давлению (Таблица 5). Склонность пациентов полностью перераспределять вес тела на пятки может служить одним из патогенетических факторов заболевания. Это идет вразрез с другими исследованиями, авторы которых утверждают, что региональная нагрузка на стопу при подошвенном фасциите не изменяется [20-23].

Общие нагрузки на ногу с клиническими проявлениями были значимо меньше, чем нагрузка на здоровую ногу во всех исследуемых группах. Это может быть связано с тем, что испытуемые в положении стоя предпочитают переносить больший вес тела на ту ногу, которая не болит. В связи с этим пиковые нагрузки и на переднюю, и на заднюю область подошвы, опирающейся на ортез, у здоровой ноги больше, чем у ноги с болезненными симптомами.

При сравнении использования различных вкладышей на одной и той же ноге пиковые значения давления на заднюю область стопы при использовании подушечек от пяточной шпоры было несколько ниже, чем при использовании обуви без стелек, и, напротив – несколько выше, чем при использовании плоских стелек (Таблицы 4 и 5). Кроме того, доля контактной поверхности при использовании подушечек от пяточной шпоры была наименьшей. В отличие от остальных вкладышей, подушечки от пяточной шпоры не представляли собой вставки на всю длину стопы, а покрывали лишь пяточную область и поэтому уменьшали контактную поверхность подошвы. Подушечки от пяточной шпоры никак не поддерживали медиальный продольный свод стопы и потому не могли ослабить действие растягивающих сил на подошвенную фасцию. Не-

смотря на свою мягкость, подушечки от пяточной шпоры усиливают вертикальную нагрузку. В результате на пяточную область приходится максимальная весовая нагрузка. Это объясняет, почему подушечки для пяточной шпоры были признаны наименее эффективным из 11 исследованных средств для лечения подошвенного фасциита [24].

По сравнению с результатами измерений без вкладышей, пиковое давление на заднюю область стопы снижалось при применении любых вкладышей, причем максимальное снижение давления отмечалось при использовании стелек, изготовленных по технологии «ФормТотикс», а также изготовленных на заказ ортопедических стелек – как на ногу с болезненной симптоматикой, так и без таковой. Специфический профиль стелек «ФормТотикс» и ортезов, изготовленных по индивидуальному заказу обеспечивают большую площадь контакта стопы с опорой, что позволяет более равномерно распределить подошвенную нагрузку и, как следствие, снижает пиковое давление на заднюю область стопы. Наибольшую долю площади контактной поверхности заднего отдела обеих стоп обеспечивали изготовленные на заказ ортопедические стельки, несколько меньшую – стельки «Формтотикс». Кроме того, эти виды вкладышей дают поддержку медиальному продольному своду стопы и ослабляют растяжение подошвенной фасции, особенно у пациентов с низким сводом [25,26].

Если сравнивать показатели соотношения интенсивности нагрузок на пяточную область обеих стоп при использовании одинаковых вставок (стелек «Формтотикс» и изготовленных на заказ ортезов – Таблица 6), соотношение оказывается меньше на стороне с клиническими проявлениями заболевания, что связано с меньшим пиковым давлением на заднюю область стопы, в которой присутствует болевой синдром. При сравнении результатов использования различных приспособлений на одной и той же стопе наблюдается тенденция, весьма схожая с зависимостью, выявленной при анализе пикового давления на заднюю область стопы: наименьшие значения наблюдаются при применении «Формтотикс» и изготовленных на заказ ортезов.

Интенсивность соотношения нагрузок – отношение нагрузки наибольшей частоты (соответствует областям повышенного давления) к общей нагрузке; она отображается в виде степеней градации варьирующихся оттенков серого в изображениях измеряемого контактного давления. Отсюда следует, что снижение соотношения интенсивности нагрузок свидетельствует о более равномерном распределении давления в областях высокого давления на заднюю область стопы.

Таблица 6. Результаты соотношения интенсивности нагрузок на область пятки (по градации оттенков серого в изображениях измерений контактного давления на заднюю область здоровой стопы)

	Без стелек	С плоскими стельками	С подушечками от пяточной шпоры	Со стельками «Формтотикс»	С ортопедическими стельками	P
Стопа с симптоматикой заболевания	1,585 ± 1,16	1,237 ± 0,972	1,357 ± 0,509	1,199 ± 0,560	1,094 ± 0,350	0,23
Здоровая сторона	1,769 ± 1,14	1,323 ± 1,15	1,589 ± 0,669	1,291 ± 0,753	1,119 ± 0,430	0,086

Обсуждение

Подошвенная фасция основной своей частью начинается от медиальной части бугра пяточной кости и прикрепляется дистально в нескольких точках на подошвенной по-

верхности переднего отдела стопы [27]. Фасция разделена на 3 группы волокон: медиальную, латеральную и центральную, причем последняя является основной.

Последние гистологические исследования показывают, что подошвенная фасция по составу тканей отличается от других связок и сухожилий [28,29]. Подошвенный фасциит в большинстве случаев затрагивает проксимальную область прикрепления апоневроза (энтезис) [30,31]. Энтезис состоит из 4 зон: 1) плотной волокнистой соединительной ткани; 2) некальцифицированного волокнистого хряща; 3) кальцифицированного волокнистого хряща; 4) кости [32,33].

Наличие вставок волокнистого хряща в тех местах, которые подвергаются нагрузке более чем в одной степени свободы [34-36], свидетельствует о том, что энтезис изначально адаптирован к силам растяжения и изгиба. Наличие вставок волокнистого хряща в больших количествах в глубоких слоях места прикрепления сухожилия [36] и высокая концентрация протеогликанов и гликозаминогликанов в волокнисто-хрящевом энтезисе [11,37] свидетельствует о том, что энтезис играет определенную роль в перераспределении сжимающих нагрузок. Такое строение энтеза обуславливает роль растягивающих, сгибающих и сжимающих нагрузок в патогенезе подошвенного фасциита.

Патогенез подошвенного фасциита понят не до конца. Достоверные гистологические признаки воспаления отсутствуют; преобладают, скорее, дегенеративные изменения [36]. Отсюда следует, что подошвенный фасциит может представлять собой дегенерацию фасции [30,38], схожую с тендинопатией. В частности, волокнисто-хрящевой энтезис имеет склонность к дегенеративным изменениям [39,40], таким как растрескивание и окостенение хряща с вовлечением, как правило, глубоких волокон [40,41]. Костные шпоры представляют собой, скорее, попытку организма перенести опору для сгибающих сил на глубокие волокна, чем результат избыточного натяжения.

Этиология подошвенного фасциита является многофакторной, и механические перегрузки считаются важнейшим фактором. Ортезы, в основном, реализуют свой терапевтический эффект за счет уменьшения силы натяжения [7,8]. Тем не менее, системные обзоры показали, что эффективность ортезов в лечении подошвенного фасциита достаточно низка [42]. Это связано, скорее, с их неспособностью принять на себя силы сжатия, чем с недостаточно эффективным ослаблением натяжения подошвенной фасции. В проведенном нами исследовании показано, что готовые стельки Формтотикс и изготовленные по индивидуальным заказам ортопедические стельки эффективны в качестве средства снижения пикового контактного давления в задней области стопы. Кроме того, снижение соотношения нагрузок на пяточную область «больной» стопы приводит к более равномерному распределению давления по задней области стопы и исключает образование областей повышенного давления, которые могут оказывать компримирующее воздействие на энтезис. Это особенно важно ввиду обнаруженного повышенного давления на заднюю область стопы у пациентов с подошвенным фасциитом (учитывая, что значения давления на заднюю область стопы у них близки к значениям общего пикового давления).

У представленного здесь исследования существуют некоторые ограничения. Во-первых, использовавшийся принцип исследования позволяет делать выводы только относительно биомеханики, достоверные лишь при проведении измерений в статичном положении испытуемых. При исследовании не приняты во внимание силы, возникающие при динамических нагрузках. Для выяснения различий между ослаблениями сил при помощи различных ортопедических приспособлений необходимо проведение дальнейших биомеханических исследований с участием пациентов, которые бу-

дуг бегать и ходить. В будущем исследовании должна быть оценена клиническая эффективность ортопедических стелек с отверстиями под задней областью стопы в сравнении с псевдоортопедическими аналогами. В любом случае, данное исследование может оказаться особенно полезным для пациентов, чья работа связана с необходимостью подолгу стоять. При экстраполяции данных на реальные жизненные условия крайне необходимо брать в расчет и местные социальные привычки.

Например, 20 % испытуемых были домохозяйками, и применение ортезов среди таких пациентов может быть ограничено в контексте сложившихся местных привычек, поскольку в доме обычно принято находиться без обуви. Сходным образом положение осложняют половые различия кроя и конструкции обуви: например, привычка носить обувь на высоком каблуке меняет положение тела в положении «стоя», что влияет на получаемые результаты.

В связи с тем, что заболевание носит затяжной характер, для большинства пациентов процесс восстановления занимает до 10 месяцев, а в 10 % случаев заболевание становится хроническим, и в медицинском арсенале лечащего врача для временного облегчения симптоматики ортопедические стельки по-прежнему играют важную роль [3]. Данное исследование предлагает биомеханическое обоснование эффективности ортопедических стелек, изготавливаемых на заказ с учетом индивидуальных особенностей пациентов, и готовых ортопедических стелек Формтотикс в лечении подошвенного фасциита, которая была продемонстрирована в предыдущих исследованиях.

Благодарность

Авторы выражают благодарность госпоже Тан Пек Ха, старшему преподавателю Колледжа биомедицинской инженерии, за ее бесценные рекомендации при получении результатов измерений в данном исследовании.

Список литературы

1. Riddie D L, Schappert SM Volume of ambulatory care visits and patterns of care for patients diagnosis with plantar fasciitis: a national survey of doctors. *Foot Ankle Int* 2004;25:303-10.
2. Clement DB, Taunton JE, Smart GW, McNicol KL. A survey of overuse running injuries. *Phys Sportsmed* 1981;9:47-58.
3. Davis PF, Severud E, Baxter DE. Painful heel syndrome: results of nonoperative treatment. *Foot Ankle Int* 1999;15:53-5.
4. Wearing SC, Smeathers JE, Urry SR, Hennig EM, Hills AP The pathomechanics of plantar fasciitis. *Sports Med* 2006;36:585-611.
5. Young CG, Rutherford DS, Niedfi eldt MW. Treatment of plantar fasciitis. *Am Fam Physician* 2001;63:467-74
6. Cole C, Seto C, Gazewood J. Plantar Faciitis: evidence-based review of diagnosis and therapy. *Am Fam Physician* 2005;72:2238-42.
7. Kogel GF, Soromodinis SE, Paul JP. Biomechanics of longitudinal arch support mechanics in foot orthoses and their effect on plantar aponeurosis strain. *Clin Biomech* 1998;11:243-252.
8. Kogler GF, Veer FB, Solomonidis SE, Paul JP. The influence of medial and lateral placement of orthotic wedges on loading of the plantar aponeurosis. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81:1403-13.
9. Kitaoka HB, Luo ZP, An K-N. Analysis of the longitudinal arch supports in stabilising the arch of the foot. *Clin Orthop Relat Res* 1997;341:250-6.
10. Kitaoka HB, Luo ZP, Kura H, An K-N. Effect of foot orthoses on 3- dimensional kinematics of fl atfoot: a cadaveric study. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:876-9.
11. Waggett AD, Ralphs JR, Woodnutt D, Kawn AP. Characterization of collagens and proteoglycans at the insertion of the human Achilles tendon. *Matrix Biol* 1998;16:457-70.
12. Warren BL. Plantar fasciitis in runners: treatment and prevention. *Sports Med* 1990;10:338-45.
13. Akfi rat M, Sen C, Gunes T. Ultrasonographic appearance of the plantar fasciitis. *Clin Imaging* 2003;27:353-7.
14. Wearing SC, Smeathers JE, Sullivan PM, Yates B, Urry SR, Dubois P. Plantar fasciitis: are pain and fascial thickness associated with arch shape and loading? *Phys Ther* 2007;87:1002-8.

15. Erdemir A, Piazza SJ. Changes in foot loading following plantar fasciotomy: a computer modelling study. *J Biomech Eng* 2004; 126:237-43.
16. Cheung JT, An KN, Zhang M. Consequences of partial and total plantar fascia release: a finite element study. *Foot Ankle Int* 2006;27:125-32.
17. Rompe JD, Hopf C, Nafe B, Burger R. Low-energy extracorporeal shockwave therapy for painful heel: a prospective controlled single-blind study. *Arch Orthop Trauma Surg* 1996;115:75-9.
18. Rompe JD, Kullner K, Riehle MH, Herbsthofer B, Eckardt A, Burger R, et al. Effectiveness of low energy extracorporeal shock waves for chronic plantar fasciitis. *Foot Ankle Surg* 1996;2:215-21.
19. Landorf K, Keenan A-M, Rushworth RL. Foot orthosis prescription habits of Australian and New Zealand podiatric physicians. *J Am Podiatr Med Assoc* 2001;91:174-83.
20. Katoh Y, Chao EYS, Morrey BF, Laughman RK. Objective technique for evaluating painful heel syndrome and its treatment. *Foot Ankle* 1983;3:227-37.
21. Kelly AJ, Wainwright AM, Winson IG. Plantar pressures are normal in plantar fasciitis. *Foot Dis* 1995;11:129-32.
22. Bedi HS, Love BRT. Differences in impulse distribution patterns in patients with plantar fasciitis. *Foot Ankle Int* 1998;19:153-56.
23. Kanatli U, Yetkin H, Simsek A, Besli K, Ozturk A. The relationship of the heel pad compressibility and plantar fascia distribution. *Foot Ankle Int* 2001;22: 662-5.
24. Gill LH, Kiebzak GM. Outcome of nonsurgical treatment for plantar fasciitis. *Foot Ankle Int* 1996;17:722.
- Abstract. Arangio GA, Chen C, Kim W. Effect of cutting the plantar fascia on mechanical properties of the foot. *Clin Orthop* 1997;339:227-31.
25. Kim W, Voloshin AS. Role of the plantar fascia in the load bearing capacity of the human foot. *J Biomech* 1995;28:1025-33.
26. Sarrafi an SK. *Anatomy of the Foot and Ankle: Descriptive, Topographic, Functional*. New York: JB Lippincott Company, 1983.
27. Davis WH, Sobel M, DiCarlo EF, Torzilli PA, Deng X, Geppert MJ, et al. Gross, histological and microvascular anatomy and biomechanical testing of the spring ligament complex. *Foot Ankle Int* 1996;17:95-102.
28. Contri MB, Guerra D, Vignali N, Taparelli F, Marcuzzi A, Caroli A, et al. Ultrastructural and immunocytochemical study on normal human plantar aponeurosis. *Anat Rec* 1994;240:314-21.
29. Gill LH. Plantar fasciitis: diagnosis and conservative management. *J Am Acad Orthop Surg* 1997;5:109-17.
30. Theodorou DJ, Theodorou SJ, Farooki S, Kakitsubata Y, Resnick D. Disorders of the plantar aponeurosis: a spectrum of MR imaging findings. *AJR Am J Roentgenol* 2001;176:97-104.
31. Cooper RR, Misol S. Tendon and ligament insertion: a light and electron microscope study. *J Bone Joint Surg Am* 1970;52:1-20.
32. Rufai A, Ralph JR, Benjamin M. Structure and histopathology of the insertional region of the Achilles tendon. *J Orthop Res* 1995;13: 585-93.
33. Benjamin M, Evans EJ, Copp L. The histology of tendon attachments to bone in man. *J Anat* 1986;149:89-100.
34. Evans EJ, Benjamin M, Pemberton DJ. Fibrocartilage in the attachment zones of the quadriceps tendon and patellar ligament of man. *J Anat* 1990;186:155-62.
35. Frowen P, Benjamin M. Variations in the quality of uncalcified fibrocartilage at the insertions of the extrinsic calf muscles in the foot. *J Anat* 1995;186:417-21.
36. Kumai T, Takakura Y, Rufai A, Milz S, Benjamin M. The functional anatomy of the human anterior talofibular ligament in relation to ankle sprains. *J Anat* 2002;200:457-65.
37. Young CC, Rutheford DS, Niedfeldt MW. Treatment of plantar fasciitis. *Am Fam Physician* 2001;63:467-78.
38. Benjamin M, Newell RL, Evans EJ, Ralph JR, Pemberton DJ. The structure of the insertions of the tendons of biceps brachii, triceps and brachialis in the elderly dissecting room cadavers. *J Anat* 1992;180:327-32.
39. Kumai T, Benjamin M. Heel spur formation and the subcalcaneal entheses of the plantar fascia. *J Rheumatol* 2002;29:1957-64.
40. Abreu MR, Chang CB, Mendes L, Mohana-Borges A, Trudell D, Resnick D. Plantar calcaneal enthesophytes: new observations regarding sites of origin based on radiographic, MR imaging, anatomic and paleopathologic analysis. *Skeletal Radiol* 2003;32:13-2