© Аксенов А.Ю., Хатчинс С., Клишковская Т.А., 2019

УДК 612.76:612.741.16:616.8-009.188.4:615-477.1

DOI 10.18019/1028-4427-2019-25-1-79-85

Использование видеоанализа походки для оптимизации локомоторного стереотипа у пациентов с перемежающейся хромотой

А.Ю. Аксенов^{1,3}, С. Хатчинс², Т.А. Клишковская¹

¹Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический институт «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», г. Санкт-Петербург, Россия
²Зарегистрированный ортопед, Великобритания
³Федеральное государственное бюджетное учреждение
«Российский изилиний пентр "Восстановительная дларматология и ортопедия" им. акад. Г.А. Инисарова»

«Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" им. акад. Г.А. Илизарова» Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Курган, Россия

Application of gait video-based analysis to improve walking distance in patients with intermittent claudication

A.Yu. Aksenov^{1,3}, S. Hutchins², T.A. Klishkovskaya¹

¹Saint Petersburg State Electrotechnical University LETI, Saint Petersburg, Russian Federation
²Registered Orthotist, United Kingdom (UK)
³Russian Ilizarov Scientific Center Restorative Traumatology and Orthopaedics, Kurgan, Russian Federation

Введение. Перемежающаяся хромота (ПХ) — это симптомокомплекс ишемии нижних конечностей: нарастающий болевой синдром в ногах, возникающий на фоне физической нагрузки (ходьба, подъем, бег) и проходящий после небольшого отдыха. Дозированная ходьба рекомендуется в качестве первоначальной формы лечения таких пациентов для профилактики возможных осложнений. Цель. Исследование влияния различных конструктивных особенностей обуви на биомеханику скелетно-мышечной системы человека и определение оптимальной конструкции обуви для уменьшения нагрузки на икроножные мышцы, снижения их метаболических потребностей с увеличением дистанции безболевой ходьбы. Материаль и методы. В исследовании приняли участие 15 здоровых мужчин в возрасте 25,3 ± 2,73 года для анализа кинематики, кинетики и ЭМГ-активности мышц в различной обуви, а также 8 пациентов с ПХ в возрасте 66 ± 9,9 года. Результаты регистрировались 16 камерами Оqus 5+ (Qualisys), 4-мя силовыми платформами АМТІ (USA) и системой ЭМГ Noraxon (USA). Анализ данных производился в Visual3D (C-Motion), IBM SPSS Statistics. Результаты. Выявлено, что для разгрузки икроножных мышц без изменения биомеханики колена и бедра во время ходьбы наиболее эффективной конструкцией обуви является та, у которой длина начала переката от пятки до метатарзальной области равна 55 % длины стопы, высота каблука – 4,5 см, угол подъема носка – 20° (р < 0,05). Сочетание таких конструктивных особенностей обуви повлияло на увеличение дистанции безболевой ходьбы на 39 %. Заключение. Проведённая работа показала потенциал применения системы видеоанализа для разработки ортопедической обуви.

Ключевые слова: видеоанализ, клинический анализ походки, перемежающаяся хромота, ортопедическая обувь

Introduction Intermittent claudication (IC) is a condition of ischemic symptoms in the lower limbs associated with increasing pain in limbs due to physical loading (walking, running and mounting) that relieves after some rest. Dosed walking is recommended as a primary treatment to prevent possible complications in such patients. The **purpose** of this work was to investigate the effect of different targeted footwear features on the biomechanics of human musculo-skeletal system to define optimal footwear designs for reduction of loading on calf muscles and metabolic needs aimed at increasing painless walking distance. **Method** The study recruited 15 healthy male volunteers aged 25.3 ± 2.73 years for the analysis of kinematics, kinetics and EMG-activity during walking in various types of footwear. Eight subjects with IC were also included. Results were recorded using 16 cameras Oqus 3 + (Qualisys), four Force Platforms AMTI (USA), and an EMG system Noraxon (USA). Data were produced and analysed using QTM, Visual3D (C-Motion), and IBM SPSS Statistics. **Results** This study demonstrated that to reduce the load on the calf muscles and not to change the biomechanics of the knee and femur, the most potentially effective footwear were with the length of the beginning of roll over from the heel to the metatarsal area was equal to 55% of the foot length, shoe heel height of 4.5 cm, angle of lifting toes of 20 degrees (p < 0.05). Combination of those footwear conditions resulted in increase of pain-free walking distance by 39 %. **Conclusion** The results showed the potential of the applied system of video analysis for designing orthopaedic footwear. **Keywords**: motion, video capture, clinical gait analysis, intermittent claudication, orthopaedic footwear

very words. Motion, video capture, emiliar gait analysis, memiliant claudication, ordiopacate 100

ВВЕДЕНИЕ

Развитие критической ишемии тканей нижней конечности, вплоть до развития гангрены, наблюдается у 10–14 % пациентов при давности заболевания от 3 до 5 лет [1], и в структуре инвалидности окклюзирующие заболевания артерий нижних конечностей занимают второе место [2, 3].

Перемежающаяся хромота (ПХ) является одним из синдромов атеросклеротического поражения артерий нижних конечностей, составляя около 20 % от всех сердечнососудистых заболеваний, и встречается в зависимости от возраста у 0,9–7 % лиц [4].

Существует целый ряд факторов риска развития ПХ: возраст старше 45 лет, длительное табакокурение, ожирение, наличие ПХ или сосудистых заболеваний в семейном анамнезе, наличие сердечнососудистых заболеваний и/или сахарного диабета, гипертония, неправильное питание, гиперхолестеринемия [5]. Симптом перемежающейся хромоты чаще всего встречается у пожилых мужчин, особенно у курильщиков со стажем. Аlzamora М. в своей работе показал, что соотношение между мужчинами и женщинами с ПХ составляет примерно 2:1 [6]. По данным литературы, ПХ может диа-

Аксенов А.Ю., Хатчинс С., Клишковская Т.А. Использование видеоанализа походки для оптимизации локомоторного стереотипа у пациентов с перемежающейся хромотой // Гений ортопедии. 2019. Т. 25, № 1. С. 79-85. DOI 10.18019/1028-4427-2019-25-1-79-85

гностироваться у 3 % людей в возрасте 45-64 лет и 18-27 % людей старше 60 лет [7]. Этот факт, а также очень серьезный прогноз атеросклеротического поражения артерий нижних конечностей делает весьма актуальными раннее эффективное его лечение. Симптомы чаще всего локализуются в икроножных мышцах, вызывают боли и судороги при ходьбе. Время от начала ходьбы до того момента, когда пациент начинает испытывать боль, характеризует тяжесть заболевания [8]. Болевой симптом проходит после непродолжительного отдыха, обычно в течение нескольких минут, после чего пациент способен продолжить движение. Таким образом, процесс ходьбы состоит из следующих друг за другом периодов нормальной ходьбы, ходьбы, сопровождающейся болевыми ощущениями, и периодов вынужденного отдыха. Боль бывает односторонней у 40 % и двусторонней у 60 % больных. Пациенты также могут испытывать чувство усталости или боль в мышцах бедра [9].

Все пациенты с ПХ нуждаются в консервативном или хирургическом лечении, т.к. у 25 % из них могут сформироваться трофические язвы, гангрена и примерно 1-5 % пациентов потребуется ампутация в течение 5 лет [10, 11]. Хирургические методики реваскуляризации формируют артериальную гиперемию конечностей за счёт увеличения интенсивности кровотока, развития коллатерального кровоснабжения с улучшением тканевого дыхания [12]. Адаптивные физические занятия являются одним из эффективных методов лечения, что, по данным литературы, подтверждено существенным увеличением продолжительности ходьбы до вынужденной остановки, особенно среди пожилых пациентов, при этом рекомендуются ежедневные пешие прогулки, в идеале 45-60 минут в день [13]. Дозированная ходьба, то есть ходьба до появления почти максимальной ишемической боли (класс доказательности I) рекомендуется в качестве первоначальной формы лечения пациентов с перемежающейся хромотой (уровень доказательности А) [14, 15]. Положительный эффект отмечен как с упражнениями на выносливость [16, 17], так и при краткосрочных комплексах физических упражнений [18]. При этом лечебная ходьба должна сочетаться с медикаментозной терапией [19, 20]. Формирование адаптационно-приспособительных механизмов при физической нагрузке у пациентов с перемежающейся хромотой включает развитие коллатерального кровообращения, улучшение функции сосудистого эндотелия, метаболические и морфологические изменения скелетных мышц [21, 22].

Когда пациент испытывает резкие боли в икроножных мышцах, это может резко демотивировать его продолжать лечебную ходьбу или тренировку [23]. Поэтому в данной ситуации может помочь обувь, которая будет уменьшать работу икроножных мышц и их потребность в кислороде, увеличивать продолжительность занятий, тем самым тренируя сердечнососудистую систему и общее состояние пациента.

Исследования влияния обуви на изменение кинематики, кинетики и ЭМГ - данных неоднократно встречаются в литературе. Однако в подобных исследованиях не ясно, какая конструктивная особенность на что повлияла, так как тестировалась обувь со многими изменениями одновременно, а также отсутствовал полный спектр анализа таких данных как кинематика, кинетика и ЭМГ. Стоит отметить, что не каждое исследование контролировало скорость ходьбы, поэтому эффект мог быть связан со скоростью ходьбы, а не с обувью. По данным литературы не представляется возможным дифференцировать, какая обувь может разгружать работу икроножных мышц и не уменьшать скорость ходьбы.

У пациентов с ПХ изменяется пропорция типов мышечных волокон, уменьшается метаболизм тканей, масса и сила мышц [24]. По сравнению со здоровыми людьми скорость ходьбы у них в среднем на 27 % меньше и на 40 % больше потребляется кислорода во время ходьбы [25].

Целью исследования является изучение эффекта влияния конструктивных особенностей обуви на изменение биомеханики походки человека, а также работу мышц нижних конечностей для определения оптимальных геометрических характеристик, которые позволят увеличить дистанцию безболевой ходьбы и снизить интенсивность боли у пациентов с ПХ. «Золотым» стандартом в подобных клинических исследованиях биомеханики опорно-двигательного аппарата является система видеоанализа в сочетании с силовыми платформами и системы измерения электрической активности мышц (ЭМГ).

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследование проводилось в клинико-биомеханической лаборатории Салфордского университета (Англия) при NHS (National Health System). Все пациенты добровольно подписали информированное согласие на участие в исследовании. Этическое обоснование разработанного экспериментального протокола и его безопасность для испытуемых было одобрено комитетом по этике университета (экспериментальный протокол ETHICS APPLICATION HSCR12/04 – An investigation into the relationship between footwear features and lower limb muscle action and activity, апрель 2012) [20].

В исследовании приняли участие 15 здоровых мужчин в возрасте 25,3 \pm 2,7 года, с весом 71,3 \pm 8,5 кг и ростом 1,74 \pm 0,06 метра. В тестировании безболевой дистанции ходьбы приняло участие 8 пациентов с ПХ в возрасте 66 \pm 9,9 года, с ростом 1,73 \pm 0,1 метра и весом 87,7 \pm 17,2 кг. У пациентов был подтвержден-

ный с помощью рентгеновской ангиографии диагноз атеросклероза бедренной, передней или задней большеберцовых артерий. Они предъявляли жалобы на боль в области голени, возникающую после прохождения пешком расстояния от 10 до 400 м. Перед началом тестирования пациентам была дана возможность 20-минутного отдыха для стабилизации артериального давления в нижних конечностях, а затем предоставлен небольшой период адаптации к тестовой обуви. Далее было предложено начать ходьбу с комфортной для них произвольной скоростью. По данным визуальной шкалы испытуемые отмечали интенсивность боли во время возвращения на исходную позицию в тестируемой обуви.

Классическая мужская обувь была адаптирована под исследования. Тестировалась обувь с различной высотой каблука (1,5 см; 2,5 см; 3,5 см; 4,5 см; 5,5 см), различными

углами подъема носка (10, 15 и 20 градусов), различной длиной начала переката обуви метатарзальной области (55, 62,5 и 70 % от общей длины обуви); использовали две пары с различными уровнями жёсткости сгибания подошвы в метатарзальной зоне, две пары с различными уровнями переката пятки, а также ходьбу босиком. Контрольная обувь имела следующие характеристики: угол носка15 градусов; высота пятки 3,5 см; высота подошвы в области метатарзальной зоны 2,5 см; 62,5 % – начало переката обуви в метатарзальной зоне от общей длины обуви; полная жёсткость подошвы (рис. 1).

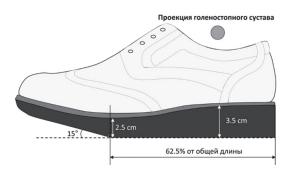


Рис. 1. Конструкция контрольной обуви

Кинематические данные регистрировались оптическими камерами Oqus 3+(16 камер компании Qualisys) с частотой регистрации 100 Γ ц, кинетические данные – платформами AMTI (ВР600400, США) с частотой 1000 Γ ц, мышечная активность (большеберцовой, медиальной головки икроножной и камбаловидной мышц) системой Noraxon с частотой 3000 Γ ц. Скорость ходьбы контролировалась в диапазоне \pm 2,5 % для всех испытуемых с помощью лазерных ворот.

Использовался метод CAST установки пассивных маркеров для реконструкции скелета человека [26].

Анализ кинематики, кинетики и ЭМГ проводился в программах QTM (Qualisys) и Visual3D (C-Motion). Использовался фильтр низких частот Баттерворта четвертого порядка с частотой среза 12 Гц для удаления кожных артефактов. Для сглаживания кинетических данных с платформ использовался фильтр низких частот с частотой среза 25 Гц. ЭМГ-анализ проводился методом огибающей кривой (linear envelope) и RMS (Root Mean Square).

Нормализовались данные кинематики голеностопного, коленного и тазобедренного сустава для коррекции статических поз каждого испытуемого. Данные кинетики нормализовались по весу пациента. Для ЭМГ-сигналов контрольная обувь была эталонной, и максимальное значение принималось за 100 % на графиках для сравнения эффектов различных конструктивных особенностей обуви. Все данные по оси абсцисс нормализовались в процентом диапазоне от 0 до 100 %, который соответствовал полному циклу шага или фазе опоры стопы. Был выделен каждый цикл шага и на графиках построены средние значения.

Для статической обработки применялась программа IBM SPSS Statistics с использованием ANOVA (Repeated measures) с коррекцией Бонферрони, где уровень значимости был выставлен р < 0,05. Был проведён анализ мощности, согласно которому количество испытуемых было достаточно, так как результаты имели нормальное распределение. Тестирование было рандомизировано по испытуемым и по последовательности регистрации ходьбы в различной обуви.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Сравнительный анализ влияния различных конструкций обуви на работу голеностопного сустава и икроножных мышц представлен на рисунке 2 и в таблице 1.

Результаты показали, что при увеличении высоты каблука голеностоп находится в позиции плантарфлексии во время фазы опоры стопы. Увеличение угла носка, а также уменьшение длины начала переката обуви в метатарзальной зоне повлияло на значительное увеличение плантарфлексии во время 40-60 % цикла шага. Высота каблука 4,5 см уменьшила максимальную ЭМГ-активность медиальной головки икроножных мышц по сравнению с обувью, имеющей каблук 1,5 см, 2,5 см и 5,5 см (p < 0,05), а также площадь под кривой ЭМГ по сравнению с обувью с каблуком 1,5 см, 2,5 см. Максимальная активность, а также площадь под кривой камбаловидной мышцы в обуви с каблуком 4,5 см показала значительное уменьшение при ходьбе, если сравнивать с обувью с каблуками высотой 2,5 см, 3,5 см и 5,5 см (p < 0,05).

Максимальная активность медиальной головки икроножной и камбаловидной мышц в обуви с увеличенным углом носка (20 градусов) показали значительное уменьшение (р < 0,05) по сравнению с углами в 10° и 15° . Площадь под кривой поглощения мощности

голеностопным суставом для обуви с углом носка 20° и 55 % длины переката метатарзальной зоны показали также значительное уменьшение по сравнению углами носка 10° , 15° и 62,5 %, 70 % длины обуви (p < 0,05).

Результат исследования показал, что обувь с высотой каблука 4,5 см, углом носка 20° и 55 % длины подошвы обуви до начала сгиба метатарзальной зоны уменьшили работу икроножных мышц, изменили угловые локомоции голеностопа, а также площади внешних моментов по сравнению со всеми другими конструктивными изменениями обуви в значительной степени, если не использовалась коррекция Бонферрони.

Результаты тестирования обуви с конструктивными особенностями, которые облегчают работу икроножных мышц у пациентов с ПХ, представлены в виде диаграммы на рисунке 3.

Все восемь участников продемонстрировали увеличение безболевой ходьбы на $39,2\,\%$ по сравнению с контрольной обувью (p = 0,01). Интенсивность болевых ощущений при ходьбе в тестовой обуви также оказалась значительно ниже (p < 0,01), чем при ходьбе в контрольной обуви. Средние значения боли в контрольной обуви составили 7,75 балла (CKO = 0,87) по шкале от 1 до 10. Экспериментальная обувь снизила этот показатель на 3,3 балла до 4,41 (CKO = 1,64).

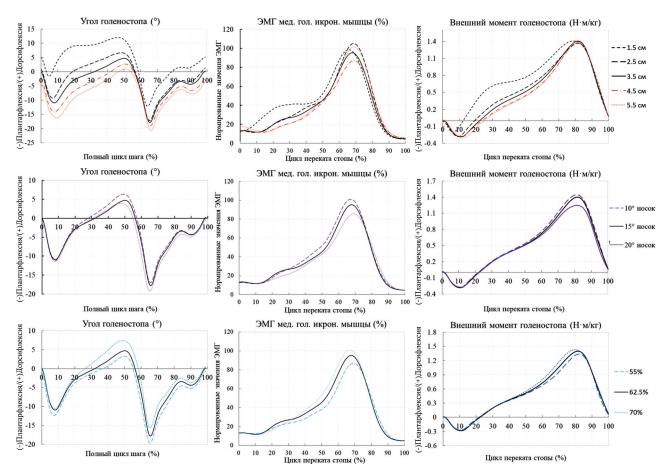


Рис. 2. Графики сравнительного анализа угловых изменений голеностопа в сагиттальной плоскости, ЭМГ-активность медиальной головки икроножных мышц и внешнего относительного момента силы в сагиттальной плоскости для обуви с различной высотой каблука (1,5 см; 2,5 см; 3,5 см; 4,5 см; 5,5 см), различными углами подъема носка (10, 15 и 20 градусов), различной дистанцией до начала переката обуви в метатарзальной области (55, 62,5 и 70 % от общей длины обуви)

Таблица 1 Углы и момент голеностопного сустава (ГСС) в сагиттальной плоскости, ЭМГ-активность медиальной головки икроножных мышц для различных конструкций обуви: число вне скобок – среднее значение, в скобках – среднее квадратичное отклонение (µ (± SD))

Биомеханические параметры	Обувь						
Статистически значимые, когда в индексе	1	2	3	4	5		
Высота каблука	1,5 см (1)	2,5 см (2)	3,5 см (3)	4,5 см (4)	5.5 см (5)		
Макс. ЭМГ мед. голов. икроножной мышцы (%)	104,2 (13,7)4	110,1 (11,8)4	100,0 (8,8)5	93,5 (9,1)1,2,5	108,1(9,6)3,4		
Площадь под кривой ЭМГ мед. голов. икроножной мышцы (%)	114,4 (13,0)4	107,4 (9,1)4	100,0 (10,1)	92,6 (10,5) ^{1,2}	103,6 (10,5)		
Макс. ЭМГ камбаловидной мышцы (%)	104,7 (11,0)	105,8 (9,0)4	100,0 (6,5)4	91,2 (7,3) ^{2,3,5}	107,5 (7,4)4		
Площадь под кривой ЭМГ камбаловидной мышцы (%)	109,6 (8,6)	105,5 (7,7)4	100,0 (7,3)4	94,2 (7,0) ^{2,3,5}	105,8 (7,7)4		
Макс. разгибающий момент в ГСС (Н*м/кг)	1,41 (0,05) ^{2,3,4,5}	1,37 (0,04)1	1,41 (0,05)1	1,40 (0,05)1	1,42 (0,04)1		
Площадь под кривой сгибающего момента ГСС (%)	128,0 (3,8) ^{2,3,4,5}	104,7 (5,5)1,4,5	100,0 (5,9)1	95,1 (5,4) ^{1,2}	95,4 (5,1) ¹		
Площадь под кривой генерации мощности ГСС (%)	118,9 (11,7)3,4,5	111,6 (9,8)3,4,5	100,0 (9,2)1,2,4	90,6 (12,3)1,2,3	93,5 (11,1) ^{1,2}		
Площадь под кривой поглощения мощности ГСС (%)	90,7 (14,0)5	88,2 (11,5)3,4,5	100,0 (13,4)2	105,6 (10,9)2	108,9 (14,0)1,2		
Макс. ампл. движ. г/ст. сустава полный цикл шага (°)	26,5 (1,6)3,4,5	25,2 (1,4)4,5	23,8 (1,5)1	23,4 (1,1) ^{1,2}	23,0 (1,1)1,2		
Макс. угол сгибания колена в фазе отрыва (°)	58,1 (2,8) ^{2,3,4,5}	52,3 (2,4)1,2,4,5	50,7 (2,6)1,3,4,5	46,7 (3,0)1,2,3,5	43,6 (3,2)1,2,3,4		
Угол носка	10° (1)	15° (2)	20° (3)				
Макс. ЭМГ мед. голов. икроножной мышцы (%)	107,2 (9,2) ³	100,0 (8,8)3	89,4 (9,9)1,2				
Площадь под кривой ЭМГ мед. голов. икроножной мышцы (%)	108,0 (11,2)3	100,0 (10,1)	93,6 (10,1)1				
Макс. ЭМГ камбаловидной мышцы (%)	101,4 (7,6) ³	100,0 (6,5)3	92,2(8,0)1,2				
Площадь под кривой ЭМГ камбаловидной мышцы (%)	102,2 (7,7)	100,0 (7,3)	96,3 (9,1)				
Макс. разгибающий момент в ГСС (Н*м/кг)	1,45 (0,05) ^{2,3}	1,41 (0,05)1,3	1,26 (0,04) ^{1,2}				
Площадь под кривой сгибающего момента ГСС (%)	105,4 (5,4) ^{2,3}	100,0 (5,9)1,3	92,5 (4,1)1,2				
Площадь под кривой генерации мощности ГСС (%)	107,7 (9,1)	100,0 (9,2)	102,0 (10,6)				

Продолжение таблицы 1

Углы и момент голеностопного сустава (ГСС) в сагиттальной плоскости, ЭМГ-активность медиальной головки икроножных мышц для различных конструкций обуви:

число вне скобок – среднее значение, в скобках – среднее квадратичное отклонение ($\mu(\pm SD)$)

Биомеханические параметры	Обувь						
Статистически значимые, когда в индексе	1	2	3	4	5		
Площадь под кривой поглощения мощности ГСС (%)	111,1 (11,8) ^{2,3}	100,0 (13,4)1,3	79,8 (11,0)1,2				
Макс. ампл. движ. ГСС в полный цикл шага (°)	25,3 (1,2)	23,8 (1,5)	24,7 (1,6)				
Макс. угол сгибания коленного сустава в фазе отрыва (°)	50,8 (2,8)	50,7 (2,6)	50,7 (3,7)				
Дистанция до изгиба в метатарзальной зоне	55 % (1)	62,5 % (2)	70 % (3)				
Макс. ЭМГ мед. голов. икроножной мышцы (%)	91,3 (11,3) ^{2,3}	100,0 (8,8)1	107,1 (9,3)1				
Площадь под кривой ЭМГ мед. голов. икроножной мышцы (%)	91,1 (12,6) ³	100,0 (10,1)	106,7 (9,0)1				
Макс. ЭМГ камбаловидной мышцы (%)	94,7 (9,4)	100,0 (6,5)	98,2 (8,3)				
Площадь под кривой ЭМГ камбаловидной мышцы (%)	97,6 (6,8)	100,0 (7,3)	99,4 (8,3)				
Макс. разгибающий момент ГСС (Н*м/кг)	1,35 (0,05) ^{2,3}	1,41 (0,05)1,3	1,44 (0,03)1,2				
Площадь под кривой сгибающего момента ГСС (%)	94,3 (5,4) ^{2,3}	100,0 (5,9)1,3	106,4 (5,1)1,2				
Площадь под кривой генерации мощности ГСС (%)	104,9 (9,5) ³	100,0 (9,2)	94,6 (10,2)1				
Площадь под кривой поглощения мощности ГСС (%)	91,4 (11,4) ^{2,3}	100,0 (13,4)1,3	113,8 (11,5) ^{1,2}				
Макс. ампл. движ. ГСС в полный цикл шага (°)	24,1 (1,1)	23,8 (1,5)	24,5 (1,3)				
Макс. угол сгибания коленного сустава в фазе отрыва (°)	49,3 (3,1)	50,7 (2,6)	51,8 (2,5)				
1,2,3,4,5 – показывает статистическую значимость между тестируемыми конструкциями обуви с коррекцией Бонферрони, р < 0,05							

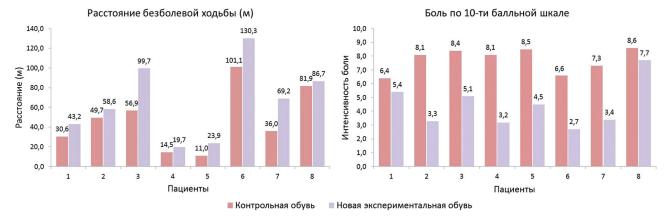


Рис. 3. Расстояние безболевой ходьбы и интенсивность болевых ощущений для контрольной и новой экспериментальной обуви

ДИСКУССИЯ

Исследование продемонстрировало, как геометрические изменения конструкции обуви влияют на кинематику, кинетику и ЭМГ-активность голеностопного сустава. Целью работы являлось определение оптимальных параметров обуви для снижения работы икроножных мышц.

Результаты говорят о том, что угол носка в 20°, высота каблука 4,5 см и 55 % длина подошвы до начала переката метатарзальной зоны в значительной степени уменьшают работу медиальной головки икроножной и камбаловидной мышц для всех испытуемых. Стоит подчеркнуть, что высотка каблука 4,5 см уменьшила работу икроножных мышц, а добавление всего 1 см высоты в значительной степени увеличило нагрузку тех же мышц, несмотря на то, что высота каблука геометрически уменьшает расстояние плеча точки силы реакции опоры до центра голеностопного сустава, что, в свою очередь, должно уменьшать работу мышц. Максимальные значения силы мышц определяются длиной мышечных волокон, а также углом между линией, совпадающей с направлением тяги сухожилия, и вектором силы, развиваемой волокном до начала сокращения.

При растягивании активной поперечно-полосатой мышцы ее сила сначала возрастает, а затем падает, и максимум значений («максимум Бликса») достигается при естественной (нормальной) длине мышцы в организме (длины покоя). В норме «максимум Бликса» регистрируется при установке стопы под углом в 95° подошвенной флексии [27]. При сокращении скелетных мышц на 15 % от нейтральной длины (без растяжения и сокращения) максимальная сила генерации теряется приблизительно на 50 % [28]. При ходьбе на высоком каблуке силовые параметры икроножных мышцы больше, несмотря на то, что необходимый момент для выполнения плантарфлекции сустава намного меньше, чем при сравнении с ходьбой в обуви с меньшей высотой каблуков.

Обувь с 55 % до начала переката в метатарзальной зоне показала уменьшение работы икроножных мышц. Такой эффект может достигаться за счет того, что фаза плантарфлексии во время 30-60 % от полного цикла шага начинается заранее из-за геометрического изменения обуви. Поэтому в первую очередь уменьшается плечо момента голеностопа и, следовательно, самого момента (произведение силы мышц на плечо момента).

Также стопе проще осуществлять плантарфлексию без использования мышц из-за анатомического строения обуви, что и уменьшает нагрузку на икроножные мышцы. Практически такой же эффект получается с увеличением угла носка; уменьшение работы икроножных мышц достигается за счет упрощенного вхождения сустава в плантарфлексию во время финальной фазы цикла переката стопы, то есть анатомически осуществляет упрощенный толчок более естественного переката стопы и уменьшения момента движения в голеностопном суставе.

Клиническое испытание экспериментальной обуви с наиболее эффективными геометрическими параметрами конструкции подошвы, которые уменьшают работу икроножных мышц, показало положительный результат.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведённая работа показала потенциал применения системы видеоанализа для разработки ортопедической обуви. Результаты исследования продемонстрировали, что работа икроножных мышц уменьшается в обуви с высотой каблука 4,5 см (высота в метатарзальной зоне 2,5 см), углом носка 20 градусов и началом линии изгиба (переката) в метатарзальной области,

равной 55 % от общей длины обуви, у молодых мужчин. Клинические испытания экспериментальной обуви с данными характеристиками обуви показали положительный результат, увеличив дистанцию безболевой ходьбы на 39 % у пациентов с ПХ, а также уменьшение интенсивности боли в икроножных мышцах почти

ЛИТЕРАТУРА

- 1. Назарова Е.С., Марченко А.В. Отдаленные результаты консервативного лечения больных с облитерирующим атеросклерозом артерий нижних конечностей // Вестник хирургии им. И.И. Грекова. 2006. Т. 165, N^2 4. С. 74-76.
- 2. Lambert M.A., Belch J.J. Medical management of critical limb ischaemia: where do we stand today? // J. Intern. Med. 2013. Vol. 274, No 4. P. 295-307. DOI: 10.1111/joim.12102. Epub 2013 Jul 22.
- Суковатых Б.С., Князев В.В. Влияние различных способов непрямой реваскуляризации на качество жизни больных с критической ишемией нижних конечностей // Вестник хирургии им. И.И. Грекова. 2008. Т. 167, № 2. С. 44-47.
- 4. Изменение микроциркуляторной картины у больных перемежающейся хромотой после эндоваскулярного восстановления магистрального кровотока конечности / Н.Н. Стрельцова, А.П. Васильев, И.С. Бессонов, Г.В. Колунин // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2018. T. 17, Nº 2 (66). C. 42-48.
- 5. Винник Ю.С., Дунаевская С.С., Антюфриева Д.А. Изучение качества жизни пациентов с облитерирующим атеросклерозом сосудов нижних конечностей // Новости хирургии. 2016. Т. 24, № 4. С. 368-372.
- The peripheral arterial disease study (PERART/ARTPER): prevalence and risk factors in the general population / M.T. Alzamora, R. Forés, J.M. Baena-Díez, G. Pera, P. Toran, M. Sorribes, M. Vicheto, M.D. Reina, A. Sancho, C. Albaladejo, J. Llussà; PERART/ARTPER study group // BMC Public Health. 2010. Vol. 10, P. 38. DOI: 10.1186/1471-2458-10-38.
- 7. Endovascular treatment of peripheral vascular disease / S. Allaqaband, R. Kirvaitis, F. Jan, T. Bajwa // Curr. Probl. Cardiol. 2009. Vol. 34, No 9. P. 359-476. DOI: 10.1016/j.cpcardiol.2009.05.001.
- Supervised exercise therapy for intermittent claudication in daily practice / L.M. Kruidenier, S.P. Nicolaï, E.J. Hendriks, E.C. Bollen, M.H. Prins, J.A. Teijink // J. Vasc. Surg. 2009. Vol. 49, No 2. P. 363-370. DOI: 10.1016/j.jvs.2008.09.042.
- Thigh and buttock exertional pain for the diagnosis of peripheral arterial disease / L. Manzano, Jde D. García-Díaz, C. Suárez, J.M. Mostaza, M. Cairols, E. González-Sarmiento, A.M. Rojas, P. Vieitez, M.A. Sánchez-Zamorano, J. Zamora; MERITO Study Group // Eur. J. Intern. Med. 2009. Vol. 20, No 4. P. 429-434. DOI: 10.1016/j.ejim.2008.12.019.
- 10. Intermittent claudication: an overview / A.V. Meru, S. Mittra, B. Thyagarajan, A. Chugh // Atherosclerosis. 2006. Vol. 187, No 2. P. 221-237. DOI: 10.1016/j.atherosclerosis.2005.11.027.
- 11. Systematic review of home-based exercise programmes for individuals with intermittent claudication / W. Al-Jundi, K. Madbak, J.D. Beard, S. Nawaz, G.A. Tew // Eur. J. Vasc. Endovasc. Surgery. 2013. Vol. 46, No 6. P. 690-706. DOI: 10.1016/j.ejvs.2013.09.004.
- 12. Речкин М.Ю., Щурова Е.Н., Корабельников Ю.А. Дифференцированный подход к хирургическому лечению больных с хронической ишемией нижних конечностей // Гений ортопедии. 2013.
 ${\rm N}^{\rm o}$ 4. С. 91-95.
- 13. Exercise training for claudication / K.J. Stewart, W.R. Hiatt, J.G. Regensteiner, A.T. Hirsch // N. Engl. J. Med. 2002. Vol. 347, No 24. P. 1941-1951. DOI: 10.1056/NEJMra021135.
- 14. Национальные рекомендации по ведению пациентов с заболеваниями артерий нижних конечностей //Ангиология и сосудистая хирургия. 2013. Т. 19, № 2. Приложение. С. 1-67.
- 15. Кошкин В.М., Наставшева О.Д., Калашов П.Б. Эффективность тренировочной ходьбы при облитерирующем атеросклерозе артерий нижних конечностей //Ангиология и сосудистая хирургия. 2017. Т. 23, № 2. С. 25-31.
- 16. Fitzgerald P.L. Exercise for the elderly // Med. Clin. North Am. 1985. Vol. 69, No 1. P. 189-196.
- 17. Østerås H., Hoff J., Helgerud J. Effects of high-intensity endurance training on maximal oxygen consumption in healthy elderly people // J. Appl. Gerontol. 2005. Vol. 24, No 5. P. 377-387.
- 18. Walking ability and ankle systolic pressures: observations in patients with intermittent claudication in a short-term walking exercise program / S.A. Carter, E.R. Hamel, J.M. Paterson, C.J. Snow, D. Mymin // J. Vasc. Surg. 1989. Vol. 10, No 6. P. 642-649.
- 19. Ernst E., Kollár L., Resch K.L. Does pentoxifylline prolong the walking distance in exercised claudicants? A placebo-controlled double-blind trial // Angiology. 1992. Vol. 43, No 2. P. 121-125.
- 20. Hiatt W.R. New treatment options in intermittent claudication: the US experience // Int. J. Clin. Pract. Suppl. 2001. No 119. P. 20-27.
- 21. McDermott M.M. Exercise training for intermittent claudication // J. Vasc. Surg. 2017. Vol. 66, No 5. P. 1612-1620. DOI: 10.1016/j.jvs.2017.05.111.
- 22. Calf raise exercise increases walking performance in patients with intermittent claudication / M. van Shaardenburgh, M. Wohlwend, Ø. Rognmo, E. Mattsson // J. Vasc. Surg. 2017. Vol. 65, No 5. P. 1473-1482. DOI: 10.1016/j.jvs.2016.12.106.
- 23. Preferred exercise modalities in patients with intermittent claudication / A.E. Harwood, L.H. Hitchman, L. Ingle, P. Doherty, I.C. Chetter // J. Vasc. Nurs. 2018. Vol. 36, No 2. P. 81-84. DOI: 10.1016/j.jvn.2017.12.002.
- 24. A systematic review of muscle morphology and function in intermittent claudication / A.E. Harwood, S. King, J. Totty, G.E. Smith, N. Vanicek, I.C. Chetter // J. Vasc. Surg. 2017. Vol. 66, No 4. P. 1241-1257. DOI: 10.1016/j.jvs.2017.05.106.
- 25. Prolonged stance phase during walking in intermittent claudication / L.N.M. Gommans, A.T. Smid, M.R.M. Scheltinga, E. Cancrinus, F.A.M. Brooijmans, K. Meijer, J.A.W. Teijink // J. Vasc. Surg. 2017. Vol. 66, No 2. P. 515-522. DOI: 10.1016/j.jvs.2017.02.033.

 26. Cappello A., Cappozzo A., La Palombara P.F., Lucchetti L. Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation // Human
- Movement Science. 1997. Vol. 16, No 2. P. 259-274. DOI: 10.1016/S0167-9457(96)00055-3.
- 27. Щуров В.А., Долганова Т.И., Долганов Д.В. Установка для измерения силы мышц голени // Медицинская техника. 2016. № 2. С. 37-39.
- 28. Delp S.L. Surgery simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb: Ph.D. Thesis, Stanford University, 1990.

REFERENCES

- 1. Nazarova E.S., Marchenko A.V. Otdalennye rezultaty konservativnogo lecheniia bolnykh s obliteriruiushchim aterosklerozom arterii nizhnikh konechnostei [Long-term results of conservative treatment of patients with obliterating atherosclerosis of lower limb arteries]. Vestnik Khirurgii im. I.I. Grekova, 2006, vol. 165, no. 4, pp. 74-76. (in Russian)
- Lambert M.A., Belch J.J. Medical management of critical limb ischaemia: where do we stand today? J. Intern. Med., 2013, vol. 274, no. 4, pp. 295-307. DOI: 10.1111/joim.12102. Epub 2013 Jul 22.
- 3. Sukovatykh B.S., Kniazev V.V. Vliianie razlichnykh sposobov nepriamoi revaskuliarizatsii na kachestvo zhizni bolnykh c kriticheskoi ishemiei nizhnikh konechnostei [The effect of various techniques of indirect revascularization on the quality of life of patients with critical lower limb ischemia]. Vestnik Khirurgii im. I.I. Grekova, 2008, vol. 167, no. 2, pp. 44-47. (in Russian)
- 4. Streltsova N.N., Vasilev A.P., Bessonov I.S., Kolunin G.V. Izmenenie mikrotsirkuliatornoi kartiny u bolnykh peremezhaiushcheisia khromotoi posle endovaskuliarnogo vosstanovleniia magistralnogo krovotoka konechnosti [Microcirculatory picture changing in patients with intermittent claudiation after endovascular restoration of limb magistral blood flow]. *Regionarnoe Krovoobrashchenie i Mikrotsirkuliatsiia*, 2018, vol. 17, no. 2 (66), pp. 42-48. (in Russian)
- 5. Vinnik Iu.S., Dunaevskaia S.S., Antiufrieva D.A. Izuchenie kachestva zhizni patsientov s obliteriruiushchim aterosklerozom sosudov nizhnikh konechnostei [Studying quality of life in patients with obliterating atherosclerosis of lower limb vessels]. *Novosti Khirurgii*, 2016, vol. 24, no. 4, pp. 368-372. (in Russian)
- Alzamora M.T., Forés R., Baena-Díez J.M., Pera G., Toran P., Sorribes M., Vicheto M., Reina M.D., Sancho A., Albaladejo C., Llussà J.; PERART/ ARTPER study group. The peripheral arterial disease study (PERART/ARTPER): prevalence and risk factors in the general population. *BMC Public Health*, 2010, vol. 10, pp. 38. DOI: 10.1186/1471-2458-10-38.
- 7. Allaqaband S., Kirvaitis R., Jan F., Bajwa T. Endovascular treatment of peripheral vascular disease. *Curr. Probl. Cardiol.*, 2009, vol. 34, no. 9, pp. 359-476. DOI: 10.1016/j.cpcardiol.2009.05.001.
- 8. Kruidenier L.M., Nicolaï S.P., Hendriks E.J., Bollen E.C., Prins M.H., Teijink J.A. Supervised exercise therapy for intermittent claudication in daily practice. *J. Vasc. Surg.*, 2009, vol. 49, no. 2, pp. 363-370. DOI: 10.1016/j.jvs.2008.09.042.
- 9. Manzano L., García-Díaz Jde D., Suárez C., Mostaza J.M., Cairols M., González-Sarmiento E., Rojas A.M., Vieitez P., Sánchez-Zamorano M.A., Zamora J.; MERITO Study Group. Thigh and buttock exertional pain for the diagnosis of peripheral arterial disease. *Eur. J. Intern. Med.*, 2009, vol. 20, no. 4, pp. 429-434. DOI: 10.1016/j.ejim.2008.12.019.
- 10. Meru A.V., Mittra S., Thyagarajan B., Chugh A. Intermittent claudication: an overview. *Atherosclerosis*, 2006, vol. 187, no. 2, pp. 221-237. DOI: 10.1016/j.atherosclerosis.2005.11.027.
- 11. Al-Jundi W., Madbak K., Beard J.D., Nawaz S., Tew G.A. Systematic review of home-based exercise programmes for individuals with intermittent claudication. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, 2013, vol. 46, no. 6, pp. 690-706. DOI: 10.1016/j.ejvs.2013.09.004.
- 12. Rechkin M.Iu., Shchurova E.N., Korabel'nikov Iu.A. Differentsirovannyi podkhod k khirurgicheskomu lecheniiu bolnykh s khronicheskoi ishemiei nizhnikh konechnostei [Differentiated approach to surgical treatment of patients with chronic ischemia of the lower limbs]. *Genij Ortopedii*, 2013, no. 4, pp. 91-95. (in Russian)
- 13. Stewart K.J., Hiatt W.R., Regensteiner J.G., Hirsch A.T. Exercise training for claudication. N. Engl. J. Med., 2002, vol. 347, no. 24, pp. 1941-1951. DOI: 10.1056/NEJMra021135.
- 14. Natsionalnye rekomendatsii po vedeniiu patsientov s zabolevaniiami arterii nizhnikh konechnostei [National recommendations on the management of patients with diseases of the lower limb arteries]. *Angiologiia i Sosudistaia Khirurgiia*, 2013, vol. 19, no. 2, Supplement, pp. 1-67. (in Russian)
- 15. Koshkin V.M., Nastavsheva O.D., Kalashov P.B. Effektivnost trenirovochnoi khodby pri obliteriruiushchem ateroskleroze arterii nizhnikh konechnostei [The effectiveness of training walking for obliterating atherosclerosis of the lower limb arteries]. *Angiologiia i Sosudistaia Khirurgiia*, 2017, vol. 23, no. 2, pp. 25-31. (in Russian)
- 16. Fitzgerald P.L. Exercise for the elderly. Med. Clin. North Am., 1985, vol. 69, no. 1, pp. 189-196.
- 17. Østerås H., Hoff J., Helgerud J. Effects of high-intensity endurance training on maximal oxygen consumption in healthy elderly people. *J. Appl. Gerontol.*, 2005, vol. 24, no. 5, pp. 377-387.
- 18. Carter S.A., Hamel E.R., Paterson J.M., Snow C.J., Mymin D. Walking ability and ankle systolic pressures: observations in patients with intermittent claudication in a short-term walking exercise program. *J. Vasc. Surg.*, 1989, vol. 10, no. 6, pp. 642-649.
- 19. Ernst E., Kollár L., Resch K.L. Does pentoxifylline prolong the walking distance in exercised claudicants? A placebo-controlled double-blind trial. *Angiology*, 1992, vol. 43, no. 2, pp. 121-125.
- 20. Hiatt W.R. New treatment options in intermittent claudication: the US experience. Int. J. Clin. Pract. Suppl., 2001, no. 119, pp. 20-27.
- 21. McDermott M.M. Exercise training for intermittent claudication. J. Vasc. Surg., 2017, vol. 66, no. 5, pp. 1612-1620. DOI: 10.1016/j.jvs.2017.05.111.
- 22. Van Shaardenburgh M., Wohlwend M., Rognmo Ø., Mattsson E. Calf raise exercise increases walking performance in patients with intermittent claudication. *J. Vasc. Surg.*, 2017, vol. 65, no. 5, pp. 1473-1482. DOI: 10.1016/j.jvs.2016.12.106.
- 23. Harwood A.E., Hitchman L.H., Ingle L., Doherty P., Chetter I.C. Preferred exercise modalities in patients with intermittent claudication. *J. Vasc. Nurs.*, 2018, vol. 36, no. 2, pp. 81-84. DOI: 10.1016/j.jvn.2017.12.002.
- 24. Harwood A.E., King S., Totty J., Smith G.E., Vanicek N., Chetter I.C. A systematic review of muscle morphology and function in intermittent claudication. *J. Vasc. Surg.*, 2017, vol. 66, no. 4, pp. 1241-1257. DOI: 10.1016/j.jvs.2017.05.106.
- 25. Gommans L.N.M., Smid A.T., Scheltinga M.R.M., Cancrinus E., Brooijmans F.A.M., Meijer K., Teijink J.A.W. Prolonged stance phase during walking in intermittent claudication. *J. Vasc. Surg.*, 2017, vol. 66, no. 2, pp. 515-522. DOI: 10.1016/j.jvs.2017.02.033.
- 26. Cappello A., Cappozzo A., La Palombara P.F., Lucchetti L. Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Human Movement Science*, 1997, vol. 16, no. 2, pp. 259-274. DOI: 10.1016/S0167-9457(96)00055-3.
- 27. Shchurov V.A., Dolganova T.I., Dolganov D.V. Ustanovka dlia izmereniia sily myshts goleni [The assembly for measuring the leg musle force]. *Meditsinskaia Tekhnika*, 2016, no. 2, pp. 37-39. (in Russian)
- 28. Delp S.L. Surgery simulation: A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb. Ph.D. Thesis. Stanford University, 1990.

Рукопись поступила 07.12.2018

Сведения об авторах:

Аксенов Андрей Юрьевич,
 ¹СПбГЭТУ «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург, Россия,
 ³ФГБУ «РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова» Минздрава России,
 Курган, Россия,
 Email: a.aksenov@hotmail.com

2. Хатчинс Стив, Ph.D. in Prosthetics and Orthotics, зарегистрированный ортопед, Великобритания, Email: stephenhutchins53@outlook.com

 Клишковская Татьяна Алексеевна, СПбГЭТУ «ЛЭТИ», г. Санкт-Петербург, Россия, Email: tatianaklishkov@mail.ru

Information about the authors:

1. Andrey Yu. Aksenov, M.D., Ph.D.,

¹St. Petersburg State Electrotechnical University LETI,
Saint Petersburg, Russian Federation,

³Russian Ilizarov Scientific Center Restorative Traumatology and
Orthopaedics, Kurgan, Russian Federation,
Email: a.aksenov@hotmail.com

2. Stephen Hutchins, Ph.D. in Prosthetics and Orthotics, Registered Orthotist, United Kingdom (UK), Email: stephenhutchins53@outlook.com

Tatiana A. Klishkovskaya,
 St. Petersburg State Electrotechnical University LETI,
 Saint Petersburg, Russian Federation,
 Email: tatianaklishkov@mail.ru