

НОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ

УДК 615.477.1-053.2:685.31
DOI: 10.17816/PTORS5145-52

ПРИМЕНЕНИЕ ВИДЕОАНАЛИЗА С ЦЕЛЬЮ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОПТИМАЛЬНОЙ КОНСТРУКЦИИ ОБУВИ ДЛЯ СНИЖЕНИЯ АДДУКЦИОННОГО МОМЕНТА КОЛЕННОГО СУСТАВА

© А.Ю. Аксенов, Т.А. Клишковская

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург

Статья поступила в редакцию: 15.11.2016

Статья принята к печати: 22.02.2017

Введение. Для повышения эффективности лечения и реабилитации пациентов, страдающих остеоартрозом, часто рекомендуется использовать ортопедические стельки. Лечебный эффект в этом случае достигается за счет уменьшения аддукционного момента, действующего на биомеханическую ось нижней конечности, благодаря особой конструкции обуви, параметры которой определяются с учетом биомеханических параметров локомоции пациента. Однако к настоящему времени в научных источниках отсутствует достаточно убедительная информация о том, как влияют различные параметры конструкции обуви на нагрузку коленного сустава. **Методология:** видеоанализ ходьбы при использовании обуви с различной высотой каблука, уровнем переката носка и пятки.

Результаты. В исследовании принимали участие 15 здоровых мужчин. Исследование показало, что аддукционный момент возрос при ходьбе в обуви с каблуком 5,5 см, а также с увеличенным перекатом пятки и углом носка $p < 0,05$. Ортопедическая обувь 3CR, которая включает все вышеупомянутые факторы, в значительной степени повысила суммарный медиальный момент и аддукционный момент колена $p < 0,05$.

Заключение: использование неправильно подобранной обуви и ортопедических средств в течение длительного времени может существенно способствовать развитию остеоартроза коленного сустава.

Ключевые слова: остеоартроз коленного сустава, аддукционный момент, видеоанализ, кинетика, конструкция обуви.

VIDEO-ANALYSIS OF THE EFFECT OF DIFFERENT TYPES OF ADAPTED SHOES ON KNEE ADDUCTION MOMENT

© A.Yu. Aksenov, T.A. Klishkovskaya

Saint Petersburg Electrotechnical University LETI Faculty of Information Measurement and Biotechnical Systems Department of Bioengineering Systems, Saint Petersburg, Russia

For citation: Pediatric Traumatology, Orthopaedics and Reconstructive Surgery, 2017;5(1):45-52

Received: 15.11.2016

Accepted: 22.02.2017

Background. The effect of different footwear profiles on knee adduction moment have not been fully studied.

Methods. Fifteen healthy volunteer subjects, age 25.3 (± 2.73), undertook a series of gait laboratory trials with adapted shoes. Kinematic and kinetic data were collected using 16 Oqus 3+ cameras and the walking speed was controlled using timing gates. High street shoes were adapted to include five different heel heights (varying from a 1.5 cm to 5.5 cm heels), two heel profile conditions (curved and semi-curved heels), three varying apex angles (10, 15, and 20 degrees), and barefoot and 3CR footwear conditions. The baseline shoe had no heel curve, a heel height of 3.5cm, an apex position of 62.5% of the shoe length, an apex angle of 15 deg, and a rigid forepart of the shoe.

Results. The shoe with 5.5 cm heel height significantly increased the mean knee adduction moment during 50%–100% of the stance phase compared to the 1.5 cm heel ($p = 0.008$). The high heel shoe also significantly increased knee adduction impulse (area under the curve) versus the 1.5, 2.5, and 3.5 cm heels, and the 10° toe angle and barefoot condition. Ten degrees of toe angle reduced mean knee adduction moment during 0%–50% of the stance phase versus

20° and significantly reduced mean knee adduction moment during the late stance phase versus 15° and 20° toe angle footwear conditions. Walking with the curved heel for the healthy subjects increased mean knee adduction moment during 0%–50% of the stance phase compared to the heel without curvature ($p < 0.0009$).

Conclusion. Further study is required to investigate those changes in patients with high risk of knee osteoarthritis.

Keywords: knee osteoarthritis, knee adduction moment, video analysis, kinetics, footwear profiles.

Введение

Остеоартроз коленного сустава является одним из самых распространенных ортопедических заболеваний у пожилых и представляет большую медико-социальную проблему [1]. Приблизительно 9,6 % мужчин и 18 % женщин страдают остеоартрозом коленного сустава в возрасте 50–60 лет и старше [2]. Это заболевание приводит к нарушению функциональности опорно-двигательного аппарата, уменьшая подвижность пациента в среднем на 80 % из-за сильной боли при ходьбе. Первые симптомы остеоартроза коленного сустава могут появляться в возрасте 38–40 лет [3]. В настоящий момент еще не найден эффективный способ лечения данного заболевания [4].

Результаты научных исследований показали, что медиальная часть коленного сустава имеет тенденцию развития осложнений в 5 раз больше, чем латеральная [5–7].

К факторам риска и прогрессирования остеоартроза коленного сустава относят: возраст, женский пол, ожирение, высокую физическую нагрузку, сидячий образ жизни (слабые мышцы ног), высокий индекс веса костей и их плотность, травмы, гормональные нарушения, нехватка витамина D, курение, интенсивный спорт и др. [2, 8]. Существует гипотеза, что развитие остеоартроза колена почти всегда напрямую связано с увеличением нагрузки на сустав, например, при аномальной анатомии (приобретенной или врожденной), при интенсивных занятиях спортом, травмах, ожирении и т. д. [9]. Тем не менее точная причина развития остеоартроза коленного сустава остается не до конца изученной.

Одним из самых выраженных биомеханических изменений у людей, страдающих этим заболеванием, является увеличение аддукционного (медиального) момента коленного сустава [7, 10–12]. Повышение значения медиального момента во время ходьбы способствует увеличению силы генерации мышц, необходимой для его преодоления, что может в значительной степени повлиять на суммарную нагрузку коленного сустава. Мета-анализ 1078 статей показал положительную корреляцию развития остеоартроза при увеличенной нагрузке колена в течение 12–72 месяцев у 452 пациентов, принявших участие в исследованиях [13]. Однако данные исследования имели определен-

ные ограничения, которые могли также повлиять на исход результатов.

Тем не менее, для снижения скорости прогрессирования остеоартроза и уменьшения необходимости хирургических вмешательств рекомендуется уменьшать медиальный момент [14]. Было также выдвинуто предположение, что снижение аддукционного момента может быть достигнуто за счет физической реабилитации и тренировки мышц, однако анализ проведенных исследований с участием 233 пациентов не нашел подтверждения данной гипотезы [15]. Но значительные изменения величины медиального момента были достигнуты за счет использования различных ортопедических изделий [14, 16–18].

Так, в Национальном институте клинического мастерства (NICE UK) в качестве рекомендаций по реабилитации коленного сустава и снижению рисков развития болезни входят советы по использованию ортопедических стелек и обуви специального назначения [19]. Например, ортопеды для исправления начального вальгусного искривления голеностопного сустава используют корректирующие стельки, благодаря которым может быть уменьшен аддукционный момент коленного сустава за счет коррекции переката центра масс стопы (рис. 1) [16, 17].

На сегодняшний день «золотым стандартом» для точной клинической диагностики нарушений опорно-двигательного аппарата является использование методов видеоанализа совместно с силовыми платформами [20]. Данный метод позволяет достаточно точно определять кинематические изменения суставов и рассчитывать их нагрузки.

С помощью данных систем исследователями были предприняты попытки создания ортопедических стелек, конструкция которых могла бы позволить уменьшить боль в суставе во время ходьбы за счет уменьшения аддукционного момента, но результаты исследований имеют большую вариативность, вследствие чего рекомендуется индивидуальный подход к каждому пациенту. Конструкция обуви также может привести к изменениям биомеханических параметров во время ходьбы за счет различных характеристик (толщина подошвы, угол переката и длина переката метатарзальной зоны, высота каблука, жесткость и др.) [21–25].

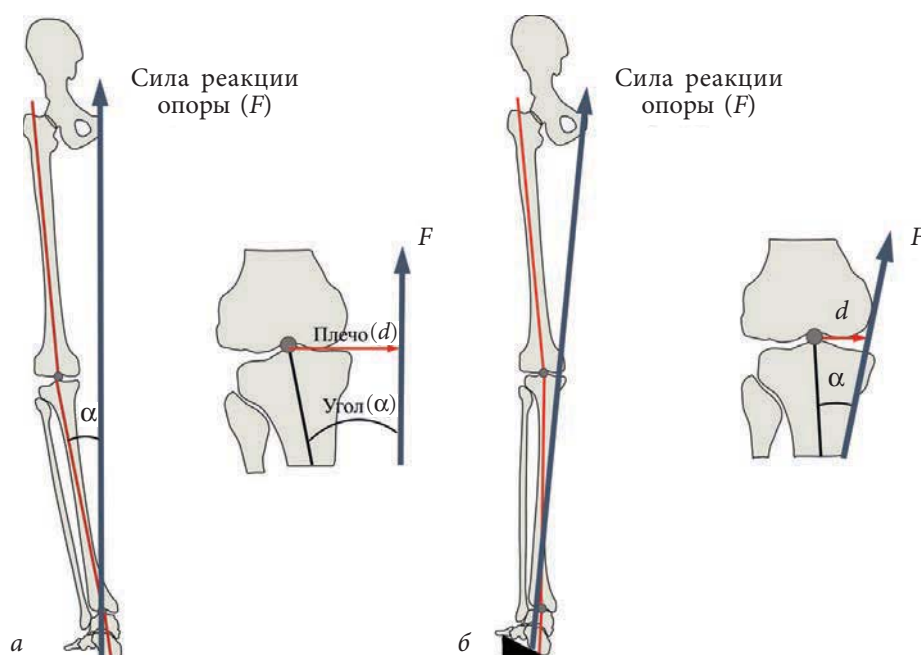


Рис. 1. Направление силы реакции опоры относительно коленного сустава для расчета аддукционного момента ($M = F \cdot d$): *a* — варусное искривление коленного сустава; *б* — уменьшение варуса за счет ортопедической стельки

Стоит отметить, что на сегодняшний день в научных источниках информация о том, как конструктивные особенности обуви влияют на аддукционный момент коленного сустава, представлена очень малым количеством публикаций.

Цель научного исследования — изучить влияние конструктивных особенностей обуви на кинетические и кинематические параметры коленного сустава. Данная информация может быть использована для дальнейших исследований с целью определения возможных факторов развития

остеоартроза и разработки оптимальной обуви, способствующей уменьшению нагрузки на коленный сустав.

Методология

Исследование проводилось в клинко-биомеханической лаборатории Салфордского университета (University of Salford, UK). Все пациенты добровольно подписали информированное согласие на участие в исследовании. Этическое обоснова-

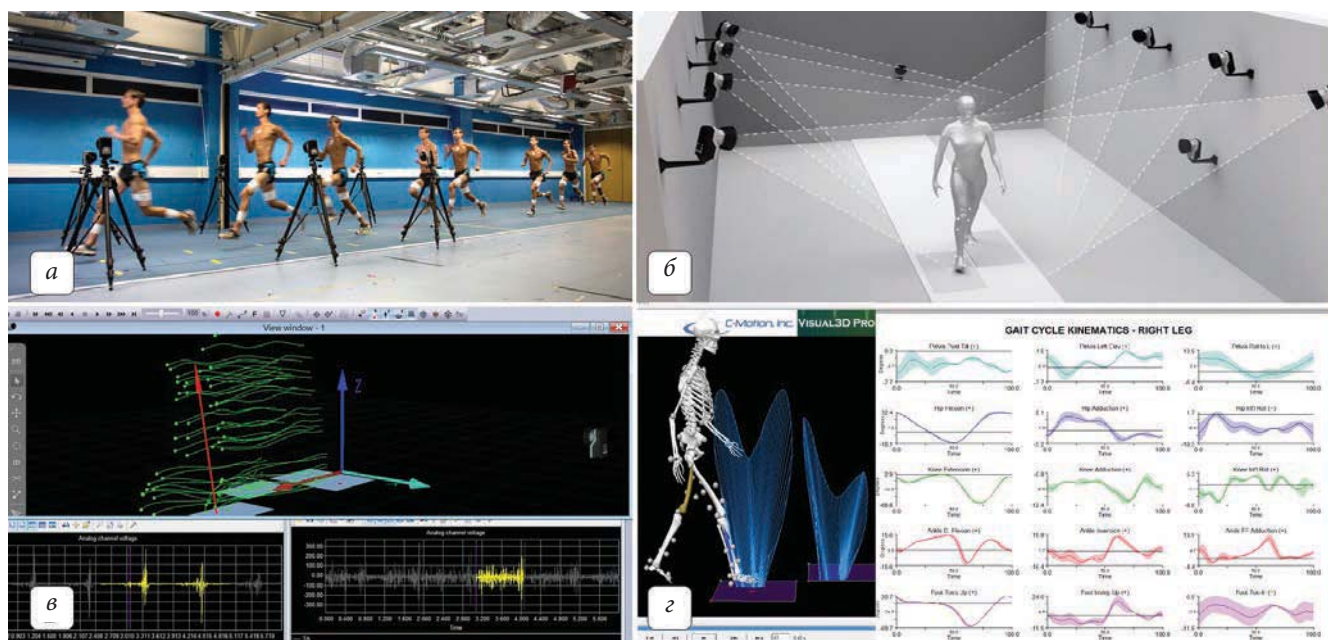


Рис. 2. Пример использования системы видеоанализа: *a* — общий вид лаборатории видеоанализа; *б* — схема расположения камер и силовых платформ; *в* — окно программы Qualisys (Sweden) для регистрации движения в реальном масштабе времени; *г* — окно программы Visual3D (C-Motion, USA) с моделью человека и результатами обследования



Рис. 3. Конструкция контрольной обуви

ние разработанного экспериментального протокола и его безопасность для испытуемых были одобрены 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) [26]. Общий вид лаборатории и особенности расположения компонентов системы для видеоанализа движения человека представлены на рис. 2.

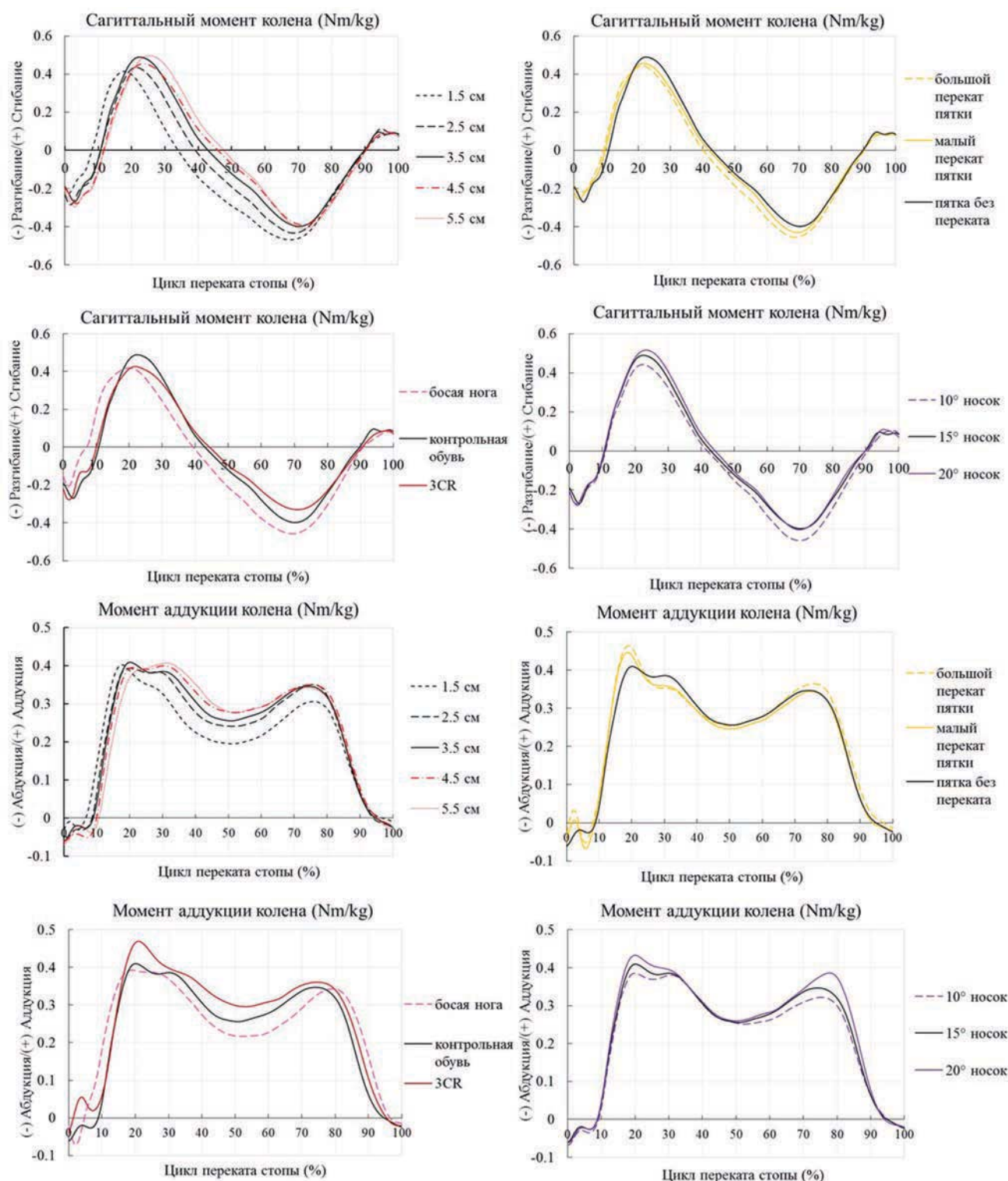


Рис. 4. Результаты момента коленного сустава в сагиттальной и фронтальной плоскостях для различных конструкций обуви

В исследовании приняли участие 15 мужчин в возрасте $25,3 \pm 2,73$ года с массой тела $71,3 \pm 8,5$ кг, ростом $1,74 \pm 0,06$ м и размером стопы, соответствующим 8-му размеру обуви по европейской системе. Кинематические данные регистрировались в трех плоскостях с помощью 16 высокоскоростных инфракрасных камер компании Qualisys (Sweden) Oqus™ 3+ с установленной частотой 100 Гц. Регистрация кинематических данных осуществлялась четырьмя силовыми платформами с частотой измерения 1000 Гц (AMTI, Watertown, MA, USA, model BP600400).

В процессе биомеханических исследований тестировались пять пар обуви с разной высотой каблука (1,5; 2,5; 3,5; 4,5 и 5,5 см), три пары обуви с различными углами носка (10° , 15° и 20°), три пары обуви с различным уровнем переката пятки, ортопедическая обувь 3CR [27] и ходьба без обуви. Контрольная обувь, с которой они сравнивались, имела следующие характеристики: расстояние от пятки до метатарзальной области составляло 62,5 % общей длины, высота каблука — 3,5 см, угол подъема носка составлял 15° (рис. 3).

Производился контроль скорости ходьбы $5 \text{ км/ч} \pm 2,5 \%$ для снижения изменений характеристик опорно-двигательного аппарата [28, 29]. Данные обрабатывались в программном пакете Visual3D (C-Motion, USA). При обработке кинематические данные фильтровались низкочастотным фильтром четвертого порядка Баттерворта с частотой среза 12 Гц. Кинематические данные фильтровались с частотой 25 Гц. Полученные результаты были проанализированы в соответствии с международными нормативами биомеханики движений.

Подсчет импульса (площадь кривой графика) энергии и момента голеностопного сустава осу-

ществлялся по формуле трапеции для вычисления определенных интегралов [30]. Статистические данные были обработаны в программе IBM SPSS statistics V.23 (IBM, USA) методом однофакторного дисперсионного анализа (ANOVA) с Бонферронне-коррекцией. Уровень статистической значимости был установлен $p < 0,05$.

Результаты

Табл. 1 и рис. 4 демонстрируют различия биомеханических показателей коленного сустава для разных конструкций обуви, отличающихся друг от друга изменениями высоты каблука, углами переката носка, уровнями переката пятки, в том числе ортопедической обуви 3CR (UK), и при ходьбе без обуви.

Проведенный анализ результатов исследования показал, что с увеличением высоты каблука момент сгибания и максимальный момент аддукции между 50–100 % циклами шага, а также импульс аддукционного момента (площадь графика аддукции) в значительной степени увеличиваются, $p < 0,05$. Увеличение угла переката носка обуви также привело к значительному повышению момента как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскостях, $p < 0,05$. Особо следует подчеркнуть результаты увеличения значений аддукционного момента в первой половине цикла переката стопы при ходьбе в обуви с большим перекатом пятки, $p < 0,05$. Также стоит отметить результаты, полученные при использовании ортопедической обуви 3CR, используемой для реабилитации пациентов с перемежающейся хромотой, которая в значительной степени увеличила аддукционный момент коленного сустава по сравнению с другими конструкциями обуви $p < 0,05$.

Таблица 1

Результаты момента коленного сустава для различных конструкций обуви: число вне скобок — среднее значение для 15 пациентов, в скобках — среднее квадратичное отклонение ($\mu (\pm \text{SD})$)

Биомеханические параметры	Высота каблука		
	1	2	3
Момент коленного сустава (Нм/кг)	1,5 см (1)	3,5 см (2)	5,5 см (3)
Макс. момент сгибания	0,431 (0,078) ^{2, 3}	0,501 (0,074) ¹	0,516 (0,064) ¹
Макс. момент разгибания	-0,488 (0,05)	-0,446 (0,043)	-0,468 (0,05)
Макс. момент аддукции между (0–50 % цикла шага)	0,423 (0,029)	0,44 (0,03)	0,444 (0,033)
Макс. момент аддукции между (50–100 % цикла шага)	0,327 (0,028) ^{2, 3}	0,379 (0,029) ¹	0,382 (0,029) ¹
Импульс аддукции всего цикла шага	14,16 (0,89) ^{2, 3}	16,72 (0,98) ¹	17,21 (1,05) ¹
Импульс абдукции всего цикла шага	-0,27 (0,11) ^{2, 3}	-0,38 (0,13) ^{1, 3}	-0,48 (0,14) ^{1, 2}
Момент коленного сустава (Нм/кг)	10° носок (1)	15° носок (2)	20° носок (3)
Макс. момент сгибания	0,456 (0,052) ³	0,501 (0,074)	0,531 (0,068) ¹
Макс. момент разгибания	-0,499 (0,046)	-0,446 (0,043)	-0,452 (0,04)
Макс. момент аддукции между (0–50 % цикла шага)	0,428 (0,026) ³	0,44 (0,03)	0,465 (0,039) ¹

окончание табл. 1

Биомеханические параметры	Высота каблука		
Макс. момент аддукции между (50–100 % цикла шага)	0,358 (0,029) ^{2, 3}	0,379 (0,029) ¹	0,405 (0,024) ¹
Импульс аддукции всего цикла шага	15,99 (0,85) ³	16,72 (0,98)	17,54 (1,0)
Импульс абдукции всего цикла шага	–0,45 (0,12)	–0,38 (0,13)	–0,42 (0,14)
Момент коленного сустава (Нм/кг)	Пятка без переката (1)	Малый пере- кат пятки (2)	Большой пере- кат пятки (3)
Макс. момент сгибания	0,501 (0,074)	0,472 (0,066)	0,464 (0,068)
Макс. момент разгибания	–0,446 (0,043)	–0,468 (0,044)	–0,481 (0,042)
Макс. момент аддукции между (0–50 % цикла шага)	0,44 (0,03) ³	0,471 (0,034)	0,481 (0,034) ¹
Макс. момент аддукции между (50–100 % цикла шага)	0,379 (0,029)	0,374 (0,029)	0,39 (0,031)
Импульс аддукции всего цикла шага	16,72 (0,98)	16,27 (1,04)	16,93 (1,03)
Импульс абдукции всего цикла шага	–0,38 (0,13)	–0,42 (0,11)	–0,3 (0,11)
Момент коленного сустава (Нм/кг)	Босая нога (1)	Контрольная обувь (2)	Ортопедическая обувь 3CR (3)
Макс. момент сгибания	0,429 (0,046)	0,501 (0,074)	0,451 (0,075)
Макс. момент разгибания	–0,479 (0,042) ³	–0,446 (0,043)	–0,396 (0,051) ¹
Макс. момент аддукции между (0–50 % цикла шага)	0,433 (0,032) ³	0,44 (0,03)	0,495 (0,031) ¹
Макс. момент аддукции между (50–100 % цикла шага)	0,365 (0,027)	0,379 (0,029)	0,387 (0,026)
Импульс аддукции всего цикла шага	15,82 (1,12) ³	16,72 (0,98) ³	18,13 (0,86) ^{1,2}
Импульс абдукции всего цикла шага	–0,21 (0,07) ²	–0,38 (0,13) ^{1, 3}	–0,22 (0,08) ²
^{1–3} Показывает статистическую значимость между тестируемыми конструкциями обуви, $p < 0,05$			

Дискуссия

Данная статья фокусируется на результатах увеличения аддукционного момента коленного сустава для различных конструкций обуви.

В ранее проведенном исследовании авторами было показано, что высота каблука в значительной степени увеличивает выворот стопы [31]. На основе этих данных было выдвинуто предположение, что высота каблука также меняет траекторию распределения центра масс стопы и увеличивает плечо момента голеностопного сустава, что ведет к увеличению варуса коленного сустава при ходьбе. В конечном счете все это способствует возрастанию максимальных значений медиального момента коленного сустава, что может быть неблагоприятным фактором для людей с высоким риском развития остеоартроза коленного сустава.

Кроме того, данные следующего исследования показали, что повышение переката носка обуви ведет к повышенной плантофлексии (сгибанию) голеностопного сустава, вследствие чего отмечаются значительные кинематические и кинетические изменения параметров коленного сустава в промежутке цикла переката стопы между 50–100 % [26]. При этом повышение переката носка обуви до 20° ведет к увеличению максимальных значений аддукционного момента по сравнению с углом в 10°, $p = 0,01$. В этой связи отметим, что

большинство спортивной обуви для бега имеет повышенный угол носка, поэтому ее не рекомендуется использовать людям, имеющим травмы коленного сустава.

В то же время, данные исследований показали, что повышенный перекат пятки привел к увеличению аддукционного момента в первой половине цикла переката стопы, также при этом были замечены изменения биомеханики голеностопного и коленного суставов [26].

Ортопедическая обувь 3CR имеет малый перекат пятки, и, как следовало ожидать, результаты показали увеличение максимального аддукционного момента колена в первой половине цикла переката стопы. Стоит отметить, что данная обувь имеет увеличенный каблук (5,5 см) и угол переката носка, приблизительно равный 18°, что ведет к значительной степени увлечения суммарной площади аддукционного момента (импульса) коленного сустава ($p < 0,05$) по сравнению с ходьбой без обуви и контрольной парой обуви (угол носка — 15°, высота каблука — 3,5 см).

Исследование проводилось на мужчинах, не имеющих нарушений опорно-двигательного аппарата, с целью снижения влияния дополнительных факторов на получаемые результаты, поэтому было бы целесообразно продолжить исследования при участии пациентов с патологиями коленного сустава.

Предыдущие исследования показали, что с помощью ортопедических изделий удавалось снизить значение аддукционного момента, однако при этом не всегда происходило уменьшение боли в колене, вследствие чего можно выдвинуть предположение о том, что существуют другие факторы, которые могут влиять на нагрузку коленного сустава. Поэтому планируется следующий этап исследований посвятить проведению 3D-симуляции процесса ходьбы в различной обуви с использованием программы OpenSim (Stanford University), которая может позволить подсчитать суммарную нагрузку на сустав, состоящую из сил гравитации и работы мышечно-сухожильных комплексов.

Заключение

Данное исследование показало, что применение ортопедической обуви различной конструкции способствует значительному увеличению или уменьшению нагрузки медиальной части коленного сустава. Такие конструктивные особенности, как увеличенная высота каблука, повышенный угол переката носка, а также даже незначительное изменение переката пятки обуви, ведут к заметному увеличению нагрузки на медиальную часть коленного сустава. Поэтому при подборе ортопедической обуви для людей, имеющих различные функциональные нарушения опорно-двигательного аппарата, следует учитывать конструктивные особенности обуви.

Информация о финансировании и конфликте интересов

PhD-проект, университет Салфорд (Великобритания). У авторов нет конфликта интересов.

Список литературы

1. Dillon CE, Rasch EK, Gu Q, Hirsch R. Prevalence of knee osteoarthritis in the United States: arthritis data from the Third National Health and Nutrition Examination Survey 1991-94. *J Rheumatol.* 2006;33(11):2271-9.
2. Woolf AD, Pfleger B. Burden of major musculoskeletal conditions. *Bulletin of the World Health Organization.* 2003;81(9):646-56.
3. Бадюкин В.В. Остеоартроз коленного сустава: клиника, диагностика, лечение // Современная ревматология. – 2013. – № 3. – С. 70–75. [Badokin VV. Knee osteoarthrosis: Clinical presentation, diagnosis, treatment. *Sovremennaya revmatologiya.* 2013;(3):70-75. (In Russ.)] doi: 10.14412/1996-7012-2013-277.
4. Hodges PW, van den Hoorn W, Wrigley TV, et al. Increased duration of co-contraction of medial knee muscles is associated with greater progression of knee osteoarthritis. *Manual Therapy.* 2016;21:151-8. doi: 10.1016/j.math.2015.07.004.
5. Arazpour M, Hutchins SW, Bani MA, et al. The influence of a bespoke unloader knee brace on gait in medial compartment osteoarthritis: A pilot study. *Prosthetics and Orthotics International.* 2014;38(5):379-86. doi: 10.1177/0309364613504780.
6. Resende RA, Kirkwood RN, Deluzio KJ, et al. Ipsilateral and contralateral foot pronation affect lower limb and trunk biomechanics of individuals with knee osteoarthritis during gait. *Clinical Biomechanics.* 2016;34:30-7. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.03.005.
7. O'Connell M, Farrokhi S, Fitzgerald GK. The role of knee joint moments and knee impairments on self-reported knee pain during gait in patients with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics.* 2016;31:40-6. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.10.003.
8. Saxon L, Finch C, Bass S. Sports participation, sports injuries and osteoarthritis: implications for prevention. *Sports Medicine.* 1999;28(2):123-35. doi:10.2165/00007256-199928020-00005.
9. Felson DT. Osteoarthritis as a disease of mechanics. *Osteoarthritis Cartilage.* 2013;21(1):10-5. doi: 10.1016/j.joca.2012.09.012.
10. Chang AH, Moisio KC, Chmiel JS, et al. External knee adduction and flexion moments during gait and medial tibiofemoral disease progression in knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2015;23(7):1099-106. doi: 10.1016/j.joca.2015.02.005.
11. Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, et al. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res.* 2002;20(1):101-7. doi: 10.1016/s0736-0266(01)00081-x.
12. Foroughi N, Smith R, Vanwanseele B. The association of external knee adduction moment with biomechanical variables in osteoarthritis: a systematic review. *The Knee.* 2009;16(5):303-9. doi: 10.1016/j.knee.2008.12.007.
13. Henriksen M, Creaby MW, Lund H, et al. Is there a causal link between knee loading and knee osteoarthritis progression? A systematic review and meta-analysis of cohort studies and randomised trials. *BMJ Open.* 2014;4(7). doi: 10.1136/bmjopen-2014-005368.
14. Arnold JB. Lateral wedge insoles for people with medial knee osteoarthritis: one size fits all, some or none? *Osteoarthritis and Cartilage.* 2016;24(2):193-5. doi: 10.1016/j.joca.2015.09.016.
15. Ferreira GE, Robinson CC, Wiebusch M, et al. The effect of exercise therapy on knee adduction moment in individuals with knee osteoarthritis: A systematic review. *Clinical Biomechanics.* 2015;30(6):521-7. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.03.028.
16. Chapman GJ, Parkes MJ, Forsythe L, et al. Ankle motion influences the external knee adduction moment and may predict who will respond to lateral wedge insoles?: an ancillary analysis from the SILK trial. *Osteoarthritis Cartilage.* 2015;23(8):1316-22. doi: 10.1016/j.joca.2015.02.164.

17. Duivenvoorden T, van Raaij TM, Horemans HL, et al. Do laterally wedged insoles or valgus braces unload the medial compartment of the knee in patients with osteoarthritis? *Clin Orthop Relat Res*. 2015;473(1):265-74. doi: 10.1007/s11999-014-3947-5.
18. Kang JW, Park HS, Na CK, et al. Immediate coronal plane kinetic effects of novel lateral-offset sole shoes and lateral-wedge insole shoes in healthy individuals. *Orthopedics*. 2013;36(2):e165-71. doi: 10.3928/01477447-20130122-18.
19. National Clinical Guideline C. National Institute for Health and Clinical Excellence: Guidance. Osteoarthritis: Care and Management in Adults. London: National Institute for Health and Care Excellence (UK). Copyright (c) National Clinical Guideline Centre, 2014; 2014.
20. Аксенов А.Ю. Комплексная инструментальная оценка функционального состояния нижних конечностей и коррекция их нарушений // Биотехносфера. – 2015. – № 4. – С. 31–37. [Aksenov AYU. The effect of varying heel height rocker soles on lower limbs joint kinematics, kinetics and muscle function during walking. *Biotekhnosfera*. 2015;(4):31-7. (In Russ.)]
21. Li JX, Hong Y. Kinematic and Electromyographic Analysis of the Trunk and Lower Limbs During Walking in Negative-Heeled Shoes. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2007;97(6):447-56. doi: http://dx.doi.org/10.7547/0970447.
22. Romkes J, Rudmann C, Brunner R. Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clinical Biomechanics*. 2006;21(1):75-81. doi: http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.003.
23. Stefanyshyn DJ, Nigg BM, Fisher V, et al. The influence of high heeled shoes on kinematics, kinetics, and muscle EMG of normal female gait. *Journal of Applied Biomechanics*. 2000;16(3):309-19. doi: http://dx.doi.org/10.1123/jab.16.3.309.
24. Mika A, Oleksy Ł, Mika P, et al. The influence of heel height on lower extremity kinematics and leg muscle activity during gait in young and middle-aged women. *Gait & Posture*. 2012;35(4):677-80. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.12.001.
25. Hutchins S, Bowker P, Geary N, Richards J. The biomechanics and clinical efficacy of footwear adapted with rocker profiles — Evidence in the literature. *The Foot*. 2009;19(3):165-70. doi: 10.1016/j.foot.2009.01.001.
26. Aksenov A. An investigation into the relationship between rocker sole designs and alteration to lower limb kinetics, kinematics and muscle function during adult gait. Manchester: University of Salford; 2014.
27. Hutchins SW, Lawrence G, Blair S, et al. Use of a three-curved rocker sole shoe modification to improve intermittent claudication calf pain — a pilot study. *J Vasc Nurs*. 2012;30(1):11-20. doi: 10.1016/j.jvn.2011.11.003.
28. Смирнова Л.М., Никулина С.Е. Игнорирование фактора скорости локомоции как причина снижения точности динамоплантографического исследования // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2010. – № 5. – С. 19–25. [Smirnova LM, Nikulina SE. Ignorirovanie faktora skorosti lokomotsii kak prichina snizheniya tochnosti dinamoplantograficheskogo issledovaniya. *Biomeditsinskaya radioelektronika*. 2010;(5):19-25. (In Russ.)]
29. Chung M-J, Wang M-JJ. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait & Posture*. 2010;31(1):131-5. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.09.013.
30. Liengme BV. A Guide to Microsoft Excel 2007 for Scientists and Engineers. Boston: Academic Press; 2009. p. ix-x. doi: 10.1016/B978-012374623-8.50002-5
31. Barkema DD, Derrick TR, Martin PE. Heel height affects lower extremity frontal plane joint moments during walking. *Gait & Posture*. 2012;35(3):483-8. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.11.013.

Сведения об авторах

Андрей Юрьевич Аксенов — научный сотрудник кафедры биотехнических систем Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина). E-mail: a.aksenov@hotmail.com.

Татьяна Алексеевна Клишковская — бакалавр кафедры биотехнических систем Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина). E-mail: tatianaklishkov@mail.ru.

Andrey Yu. Aksenov — PhD (Lead author), Saint Petersburg Electrotechnical University LETI Faculty of Information Measurement and Biotechnical Systems Department of Bioengineering Systems. E-mail: a.aksenov@hotmail.com.

Tatiana A. Klishkovskaya — BSc, Saint Petersburg Electrotechnical University LETI Faculty of Information Measurement and Biotechnical Systems Department of Bioengineering Systems. E-mail: tatianaklishkov@mail.ru.