

УДК 617.587-007.56-053.2-06:612.76](048.8)

DOI: <https://doi.org/10.17816/PTORS626283>

Научный обзор



Вальгусная деформация I пальца стопы у детей. Биомеханический аспект. Обзор литературы

В.В. Умнов, Д.С. Жарков, В.А. Новиков, Д.В. Умнов

Национальный медицинский исследовательский центр детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера, Санкт-Петербург, Россия

АННОТАЦИЯ

Обоснование. В работе подробно освещены вопросы нормальной биомеханики I пальца, первого плюснефалангового сустава, первого луча при ходьбе. Понимание фундаментальных процессов функционирования данных структур — ведущий аспект в изучении этиопатогенеза вальгусной деформации I пальца стопы, а также имеет первостепенное значение при планировании лечения.

Цель — проанализировать мировую литературу, посвященную кинематическим, кинетическим показателям I пальца, первого плюснефалангового сустава, первого луча стопы при ходьбе в конечные фазы периода опоры.

Материалы и методы. В работе проанализирована литература, в которой рассмотрены характеристики периодов, фаз походки, кинетических и кинематических характеристик движений.

Результаты. Один из важнейших элементов биомеханически правильной походки — создание толчка в конечной фазе опоры. Для его совершения необходимо достаточное разгибание I пальца в первом плюснефаланговом суставе в сочетании со сгибанием и эверзией первого луча стопы. Мышечный контроль положения I пальца в первом плюснефаланговом суставе осуществляют короткий и длинный сгибатели I пальца стопы с сесамовидным аппаратом I плюсневой кости. Функцию стабилизатора первого луча и суставов среднего отдела стопы выполняет длинная малоберцовая мышца с помощью активации механизма блокировки переднего отдела стопы.

Заключение. Актуальным вопросом остается исследование влияния кинематических и кинетических показателей движений в суставах нижних конечностей в горизонтальной плоскости на сгибание первого луча и разгибание I пальца в плюснефаланговом суставе, а также определение характера и объема движений в суставах среднего отдела стопы в различные фазы цикла походки.

Ключевые слова: *Hallux valgus*; эквино-плано-вальгусная деформация стоп; детский церебральный паралич; первый луч стопы; первый плюснефаланговый сустав; анализ походки.

Как цитировать

Умнов В.В., Жарков Д.С., Новиков В.А., Умнов Д.В. Вальгусная деформация I пальца стопы у детей. Биомеханический аспект. Обзор литературы // Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. 2024. Т. 12. № 1. С. 101–116. DOI: <https://doi.org/10.17816/PTORS626283>

DOI: <https://doi.org/10.17816/PTORS626283>

Review

Hallux valgus in children. Biomechanical aspect: A literature review

Valery V. Umnov, Dmitriy S. Zharkov, Vladimir A. Novikov, Dmitry V. Umnov

H. Turner National Medical Research Center for Children's Orthopedics and Trauma Surgery, Saint Petersburg, Russia

ABSTRACT

BACKGROUND: The study comprehensively describes the issues of the normal biomechanics of the first toe, first metatarsophalangeal joint, and first ray when walking. Understanding the fundamental processes of the functioning of these structures is a leading aspect in the study of the etiopathogenesis of hallux valgus and is important in treatment planning.

AIM: To analyze the literature concerning the kinematic and kinetic indicators of the first toe, first metatarsophalangeal joint, and first ray of the foot when walking in the final support phase.

MATERIALS AND METHODS: The characteristics of periods, gait phases, kinetic and kinematic movements were analyzed.

RESULTS: To perform a "push-off" when walking, sufficient extension of the first toe in the first metatarsophalangeal joint is necessary, which is fully accomplished only in combination with flexion and eversion of the first ray of the foot. Muscular control of the position of the first toe in the first metatarsophalangeal joint is carried out by the short and long flexors of the first toe with the sesamoid apparatus of the first metatarsal bone, whereas functions of the first ray and midfoot joints are stabilized by the peroneus longus muscle.

CONCLUSIONS: The influence of kinematic and kinetic indicators of movements in the lower-limb joints in the horizontal plane on the flexion of the first ray and extension of the first toe in the metatarsophalangeal joint and the determination of the nature and volume of movements in midfoot joints in various phases of the gait cycle remains a pressing issue.

Keywords: *hallux valgus*; equinoplanovalgus foot deformity; first ray of the foot; first metatarsophalangeal joint; gait analysis.

To cite this article

Umnov VV, Zharkov DS, Novikov VA, Umnov DV. *Hallux valgus in children. Biomechanical aspect: A literature review. Pediatric Traumatology, Orthopaedics and Reconstructive Surgery.* 2024;12(1):101–116. DOI: <https://doi.org/10.17816/PTORS626283>

Received: 31.01.2024

Accepted: 14.02.2024

Published: 29.03.2024

ОБОСНОВАНИЕ

В настоящее время вальгусная деформация I пальца стопы (далее *Hallux valgus*) — одно из самых распространенных ортопедических заболеваний. Встречаемость среди взрослого населения колеблется от 25 до 35 %, достигая 44 % у женщин и до 22 % у мужчин [1–3]. По данным T.E. Kilmartin и соавт., ювенильный *Hallux valgus* среди детей в возрасте 9–10 лет наблюдается у 2,5 % обследуемых [4]. Как сообщают S. Nix и соавт. [5], частота ювенильного *Hallux valgus* в среднем составляет 7,8 %, с возрастом этот показатель увеличивается и у людей от 18 до 65 лет равняется 23 %, тогда как в возрасте старше 65 лет — 35,7 %. Авторы отмечают преобладание заболевания среди женщин в 2–3 раза во всех возрастных группах, а также прогрессирование деформации с увеличением возраста.

Вальгусная деформация I пальца стопы — полиэтиологическое многофакторное заболевание. В зависимости от этиологического фактора выделяют идиопатическую форму *Hallux valgus* у взрослых, ювенильный идиопатический *Hallux valgus* [4, 6–8], *Hallux valgus* у пациентов с ревматоидным артритом [7, 9, 10], посттравматический *Hallux valgus* [11–13], а также *Hallux valgus* у пациентов с неврологической патологией [7]. Для каждой нозологической группы установлен механизм развития деформации [14, 15]. Однако описанные этиопатогенетические факторы при различных формах заболевания не достоверны и широко обсуждаются в литературе.

По нашему мнению, для изучения патогенеза деформации, а также при планировании профилактики и лечения детей с этим заболеванием при подобном широком спектре этиологических факторов крайне важно понимание фундаментальных аспектов биомеханики стопы и всей нижней конечности.

Современная анатомо-функциональная концепция *hallux valgus* рассматривает деформацию I пальца стопы, компонентов первого плюснефалангового сустава и первого луча стопы в статических условиях, то есть в положении стоя, что соответствует среднеопорной фазе шага цикла походки. Однако данная фаза не отражает в полной мере функциональной роли вышеописанных компонентов переднего отдела стопы.

Основная функция I пальца, первого плюснефалангового сустава, первого луча стопы осуществляется в конечные фазы периода опоры — терминальной опоры и предпереноса. В данные фазы походки формируется «толчок», обеспечивающий движение центра тяжести тела вперед. Нарушение функционирования «толчка» будет приводить к активации компенсаторных механизмов для реализации пропульсии [16–19].

В отечественной литературе практически отсутствуют исследования кинетических, кинематических показателей, а также мышечного контроля компонентов первого плюснефалангового сустава при ходьбе.

Цель — проанализировать мировую литературу, посвященную кинематическим, кинетическим показателям I пальца, первого плюснефалангового сустава, первого луча стопы при ходьбе в конечные фазы периода опоры.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Поиск научных публикаций проводили в базах данных PubMed, eLibrary, Кокрановской библиотеке, библиотеке издательств Elsevier, Wiley без ограничения периода поиска по запросу: *hallux valgus*, first ray of the foot, gait analysis, equino-plano-valgus foot deformity, first metatarsophalangeal joint. В работу включен материал 67 научных статей и публикаций. Представленные описательные характеристики периодов, фаз походки, а также терминология кинетических и кинематических данных локомоции используются в отечественной и зарубежной литературе [16, 18].

РЕЗУЛЬТАТЫ

Характеристика конечных фаз периода опоры

Первичным источником энергии при ходьбе, обеспечивающим «толчок» и пропульсию, то есть движение вперед, в фазе терминальной опоры (terminal stance) и фазе предпереноса (preswing) периода опоры, является голеностопный сустав, стабилизированный трехглавой мышцей голени с одной стороны и передним отделом стопы, осуществляющим «третий перекаат» (third rocker) на поверхности, — с другой. «Третий перекаат» характеризуется движением тела вперед за счет разгибания пальцев стопы в плюснефаланговых суставах, обусловленным проецированием центра тяжести тела в области пальцев стопы. Нормальное функционирование элементов переднего отдела стопы при ходьбе необходимо для обеспечения биомеханической стабильности всей нижней конечности в конечных фазах периода опоры [16–19].

Фаза терминальной опоры одноопорная. Она начинается с подъема пятки опорной стопы и продолжается до контакта контралатеральной конечности с поверхностью. В фазе терминальной опоры проекция вектора сил реакции опоры находится в области переднего отдела опорной стопы, что создает значительный сгибательный крутящий момент в голеностопном суставе. Однако эксцентрическое сокращение всех мышц сгибателей стопы — икроножной, камбаловидной, длинного сгибателя I пальца, длинного сгибателя пальцев, задней большеберцовой, длинной и короткой малоберцовых мышц — оказывает блокирующий эффект на дорсофлексию голеностопного сустава в пределах 10°, для того чтобы облегчить подъем пятки вместе с движением голени вперед. При этом головки плюсневых костей и пальцы стопы становятся опорой для всего тела, а разгибание в плюснефаланговых суставах создает условие для продвижения проекции вектора тела вперед. Другое название данного

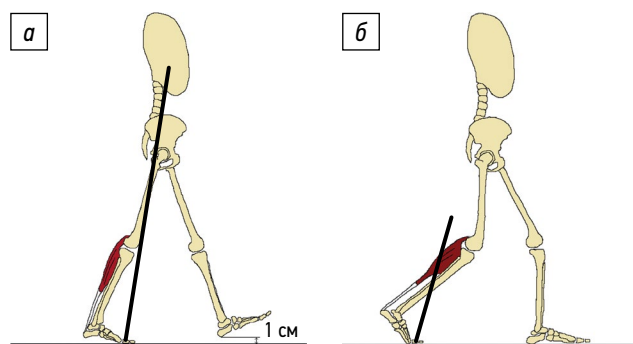


Рис. 1. Фазы терминальной опоры (а) и предпереноса (б). Черной линией обозначен вектор сил реакции опоры, или вектор тела

процесса — «скатывание» или roll-off. Дальнейшее смещение проекции центра тяжести тела за площадь опоры, представленной пальцами стопы, приводит к свободному падению 60 % массы тела вперед с высоты около 1 см за 0,02 с (рис. 1, а) [4]. Однако контакт с поверхностью контралатеральной конечности, заканчивающей период переноса, предотвращает падение тела и обеспечивает стабилизацию положения центра тяжести над вновь сформированной площадью опоры [16–19].

Кинематика нижней конечности данной фазы выглядит следующим образом: инверзия в подтаранном суставе достигает нейтрального положения, к концу фазы голень ротируется кнутри относительно бедра, при этом коленный сустав разблокируется и создается возможность сгибания в нем на 10° , бедренная кость ротируется кнаружи относительно таза, тазобедренный сустав разгибается до 20° , а таз наклонен вперед до 10° , ротирован кнаружи на 5° при его нейтральном положении во фронтальной плоскости [16–19].

Основная функция фазы терминальной опоры заключается в удержании центра тяжести тела на такой высоте относительно поверхности, при которой уровень потенциальной энергии будет оптимальным для осуществления переноса контралатеральной конечности (рис. 1) [16–19].

Предперенос — сложнейшая из всех фаз цикла походки. Началу данной фазы соответствует контакт противоположной конечности с поверхностью, а конец — с отрывом

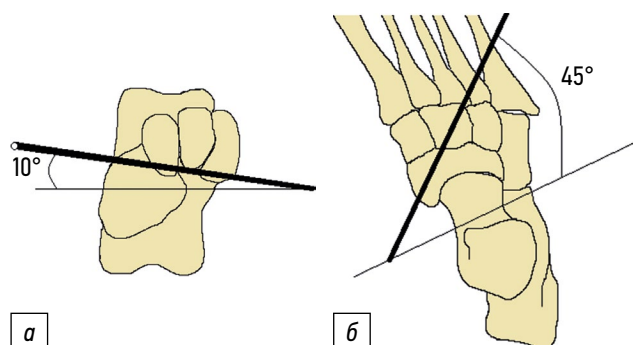


Рис. 2. Ось движения первого луча: а — горизонтальная плоскость; б — фронтальная плоскость (Michaud T. Foot orthosis. Baltimore, 1993; [55], с модификациями)

пальцев стопы ипсилатеральной ноги от пола. Перенос массы тела на контралатеральную конечность приводит к уменьшению сгибающего крутящего момента силы реакции опоры голеностопного сустава оцениваемой конечности, что вызывает уменьшение активности плантарных флексоров стопы. Продолжающееся эксцентрическое сокращение плантарных флексоров с подъемом пятки и движением голени вперед в начале фазы предпереноса в дальнейшем сменяется концентрическим сокращением икроножной и камбаловидной мышц, приводя к плантарной флексии стопы до 15° . Подобное активное разгибание стопы создает мощный импульс (до $3,7 \text{ Вт/кг} \cdot \text{м}$ для взрослого человека), или «толчок» (в англ. литературе — push-off), который необходим для переноса конечности. Кинематические характеристики фазы предпереноса оцениваемой конечности следующие: максимальная инверзия в подтаранном суставе, сгибание в коленном суставе — 40° , снижения ипсилатеральной стороны таза до 5° , переднего наклона таза до 10° и 5° его наружной ротации. Наружная ротация голени, бедра и таза к концу данной фазы максимальная. Основная функция фазы предпереноса — подготовка к переносу конечности [16–19].

Важность нормального функционирования компонентов переднего отдела стопы подчеркивается нагрузкой, которую испытывают данные анатомические образования в конечные фазы периода опоры. Так, I.A. Stokes и соавт. [20] установили, что в фазе предпереноса на I палец стопы воздействует 40 % веса тела, а результирующая реакционных сил с поверхности опоры, создающая компрессию на суставные поверхности, составляет около 600Н. W.C. Hutton и M. Dhanendran [21] сделали вывод, что силы, действующие на первый плюснефаланговый сустав, почти сравнимы с весом тела (см. рис. 1).

Функционально фазы терминальной опоры и предпереноса носят название «третий перекал» или third rocker [16–19].

Первый луч стопы

Первый луч — функциональная единица стопы, состоит из I плюсневой и медиальной клиновидной костей, которые соединены между собой прочными связками [22]. Данные анатомические образования выделены в отдельную единицу в работе J.H. Hicks [23] и использованы автором с целью описания функциональной анатомии переднего отдела медиального свода стопы. В последующем первый луч стал объектом исследования ученых, занимающихся изучением этиопатогенеза вальгусной деформации I пальца стопы.

Результирующую ось движения первого луча стопы описал J.H. Hicks с помощью кадаверного материала в 1954 г. [23]. По данным автора, данная ось направлена от бугристости ладьевидной кости к основанию III плюсневой кости. Наклон оси составляет 45° от фронтальной и сагиттальной плоскостей и 10° от горизонтальной плоскости (рис. 2).

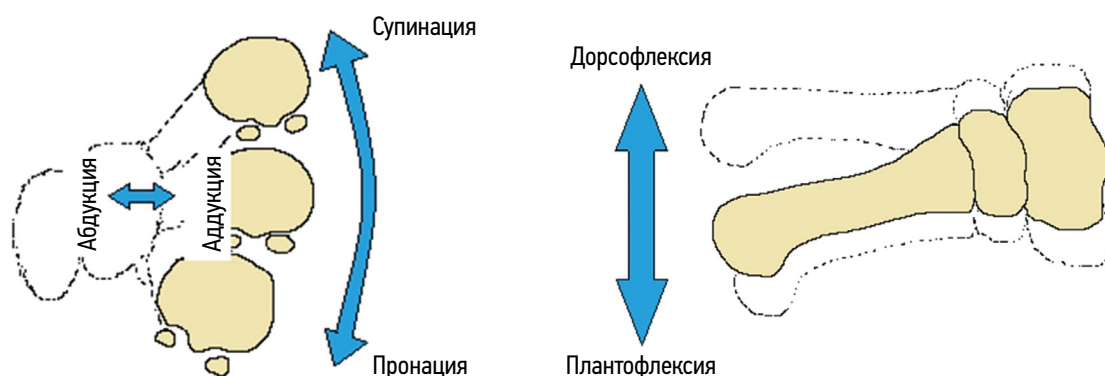


Рис. 3. Движение первого луча: а — горизонтальная плоскость; б — сагиттальная плоскость

Движение первого луча стопы — одноосное и трехплоскостное. В сагиттальной плоскости данное движение осуществляется в направлении плантофлексии и дорсофлексии, в горизонтальной плоскости — отведения и приведения, во фронтальной плоскости — супинации и пронации. По данным множества авторов, плантофлексия первого луча сочетается с его пронацией и отведением, то есть эверзией, а дорсофлексия — с супинацией и приведением, то есть с инверзией (рис. 3) [24–31].

T.E. Sgarlato [28], M.L. Root [32] и A. Wanivenhaus и M. Pretterklieber [33] исследовали объем движений первого луча. По данным этих авторов, объем движений первого луча в сагиттальной плоскости больше, чем в горизонтальной, а при дорсофлексии объем движения в горизонтальной плоскости увеличивается.

Только в нескольких работах была сделана попытка измерения движений в суставах среднего отдела стопы. Так, T. Ouzounian и M. Shereff [34] определили, что объем движений в направлении дорсофлексии и плантофлексии в медиальном ладьевидно-клиновидном суставе в среднем составляет $2,3^\circ$ (от $0,7$ до $8,7^\circ$), а в первом клиновидно-плюсневом суставе — $3,5^\circ$ (от $1,9$ до $5,3^\circ$). Супинационно-пронационные движения в медиальном ладьевидно-клиновидном суставе в среднем равняются $7,3^\circ$ (от $3,5$ до $9,9^\circ$), в первом клиновидно-плюсневом суставе — $1,5^\circ$ (от 0 до $2,6^\circ$).

L.L. Oldenbrook и C.E. Smith [35] изучали движение головки I плюсневой кости при осевой нагрузке. Авторы сделали вывод, что движения первого луча в сагиттальной плоскости больше, чем у других плюсневых костей, в то же время эверзия первого луча меньше, чем II–V плюсневых костей.

Первый плюснефаланговый сустав

В образовании первого плюснефалангового сустава участвуют четыре суставные поверхности, окруженные общей суставной капсулой. Поскольку сустав мыщелковый, то возможны движения как в сагиттальной, так и в горизонтальной плоскости. Основное движение происходит в сагиттальной плоскости, в то время как ротационные движения пассивны и обеспечивают лишь некоторую дополнительную мобильность основной фаланге I пальца [22, 36].

Функция первого плюснефалангового сустава определяется не только его костными элементами, но и строением мягкотканного аппарата. Данные структуры формируют «гамак», который состоит из вогнутой поверхности проксимальной фаланги с множественными прикреплениями мягких тканей [36].

Сесамовидные кости, суставная капсула с вплетенными в нее волокнами связок и сухожилий мышц формируют так называемую подушку сустава. Анатомия данного сустава обусловлена концентрацией мягкотканых прикреплений к проксимальной фаланге с формированием так называемого гамака, внутри которого осуществляется вращение головки I плюсневой кости. Данную анатомическую особенность описал Heatherington как «динамический ацетабулум» [37].

Медиальные и латеральные коллатеральные связки, сесамовидно-фалангеальные связки, метатарзо-сесамовидные связки, а также поперечная межсесамовидная связка формируют треугольник с тремя связками с каждой стороны сустава, плотно вплетаясь в капсулу сустава (рис. 4) [38]. Большой стабилизации способствует поперечная межсесамовидная связка, располагающаяся поперек между сесамовидными костями, формирующая лямку или ремень и тем самым ограничивая расхождение сесамовидных костей при нагрузке.

Важно отметить, что этот комплекс поддерживающих структур, или «гамак», обеспечивает не только движение головки I плюсневой кости, но и медиально-латеральную стабильность сустава. При патологии, такой как *Hallux valgus*, «гамак» смещается во фронтальной плоскости по причине пронации I пальца стопы. При этом медиальное плечо «гамака» вместе с медиальной сесамовидной костью, которые обеспечивают боковую стабилизацию головки I плюсневой кости, смещаются плантарно, создавая предпосылки к медиальной девиации I плюсневой кости [22].

В данном суставе две оси движения и две степени свободы. Горизонтальная ось характеризует движение в сагиттальной плоскости в виде сгибания и разгибания, вертикальная ось в горизонтальной плоскости — отведение и приведение.

Первый плюснефаланговый сустав относится к так называемым шарнирно-скользящим суставам. Характер

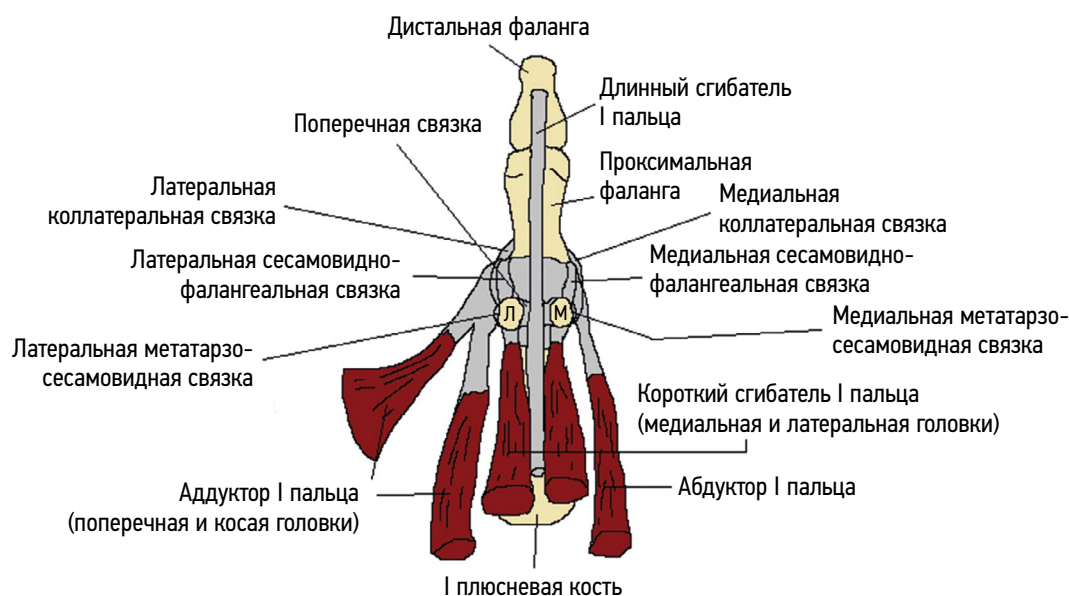


Рис. 4. Сесамовидный аппарат стопы. Л — латеральная сесамовидная кость; М — медиальная сесамовидная кость

движения будет определяться степенью дорсофлексии I пальца. Шарнирное или вращательное движение осуществляется в первые 20–30° разгибания. В дальнейшем происходит сгибание первого луча стопы, вызывая смещение горизонтальной оси ротации сустава, которая локализуется в головке плюсневой кости, дорсально и проксимально. Этот процесс при ходьбе приводит к скользящему движению первого луча вниз и назад (рис. 5) [22]. Данные о характере и амплитуде движения I пальца стопы в горизонтальной плоскости вокруг вертикальной оси в литературе не представлены.

V.L. Heatherington [37] при изучении движения в первом плюснефаланговом суставе с использованием нагрузки, имитирующей ходьбу, обнаружил четыре центра ротации. Их проекция на головку плюсневой кости формирует

фигуру, похожую на арку. Первый центр локализован недалеко от суставной поверхности и поддерживает начало вращательного движения. Следующие два центра ротации, расположенные ближе к центру головки, определяют тангенциальное скользящее движение вдоль суставной поверхности. Авторы считают, что это скользящее движение происходит одновременно с плантофлексией первого луча. Последний центр ротации находится дорсально на головке плюсневой кости с вектором, проходящим через проксимальную фалангу I пальца. При данном положении в конце движения в суставе возникают компрессирующие силы (см. рис. 5).

Напротив, M.J. Shereff и соавт. [39] описывают только компрессирующий и скользящий характер движения в первом плюснефаланговом суставе.

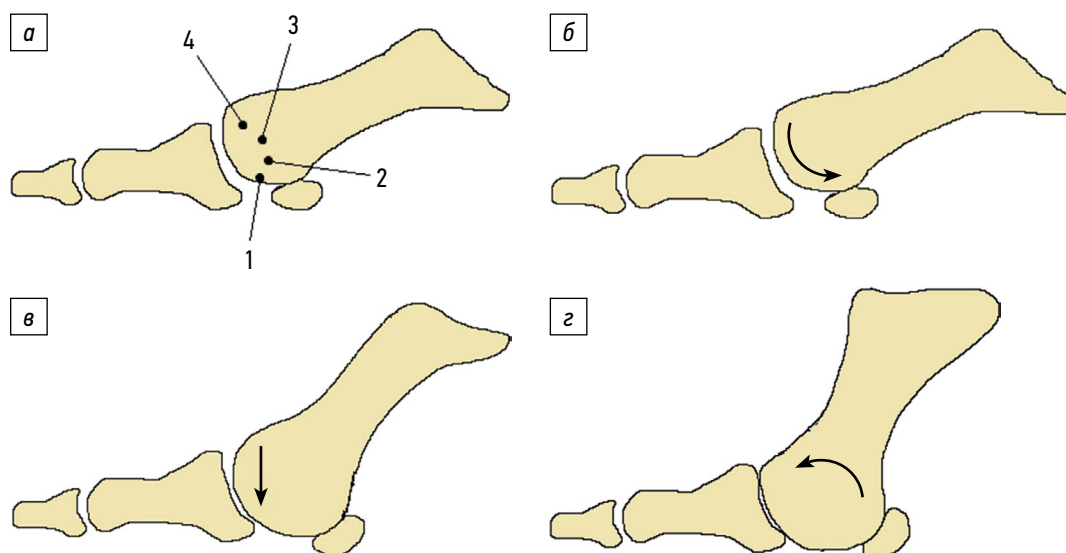


Рис. 5. Проекция центров ротации первого плюснефалангового сустава (а) (1–4); вращательное движение головки I плюсневой кости (б); скользящее движение головки плюсневой кости (в); компрессирующее движение головки I плюсневой кости (г) (Ronald L. Valmassy. 1994, [22], с модификациями)

В части работ изучали объем движений сесамовидных костей относительно головки I плюсневой кости. Так, Sheff [39] отметил смещение сесамовидных костей при разгибании в первом плюснефаланговом суставе от 10 до 12 мм. Однако V.L. Heatherington и соавт. [37] значимого движения сесамовидных костей не обнаружили.

В литературе описано множество вариаций объема движений первого плюснефалангового сустава в сагиттальной плоскости. По данным различных авторов, объем движений в первом плюснефаланговом суставе, необходимый для нормальной ходьбы, колеблется от 27 до 90° [18, 28, 36, 37, 40–47]. Движение I пальца стопы в горизонтальной плоскости заимствовано человеком от человекообразных обезьян по причине эволюционных изменений, связанных с прямохождением, не имеет функционального значения и, по данным R.L. Valmassy [22], практически не контролируется активной работой мышц.

Оценка локализации вектора сил реакции на различные отделы стопы при нормальной ходьбе

Важный вопрос исследования биомеханики стопы и нижней конечности — определение центра давления (center of pressure) на контактирующую часть стопы при нормальной ходьбе. Полученные данные в совокупности с кинематическими, кинетическими исследованиями, показателями электромиографического исследования и анализа походки позволяют сформировать представление о нормальной или патологической функции локомоторного аппарата. Центр давления — это проекция сил реакции опоры или вектора тела, являющегося векторной величиной и направленного в противоположную сторону от поверхности согласно третьему закону Ньютона. Данная векторная величина определяет направление движения в суставах и работу мышц нижних конечностей (рис. 6) [16–19].

В части работ [48] локализация центра давления в норме в конечные фазы периода опоры ограничивается первым плюснефаланговым суставом и I пальцем стопы. Стоит отметить неоднозначность результатов исследований, касающихся проекции центра давления на передний отдел стопы. Так, одни авторы утверждают, что данная проекция в норме находится под головкой I плюсневой кости [49, 50], другие говорят о проекции под головкой II [51] или III плюсневой кости [52]. В работе J. Hughes [53] такой зоной проекции является I палец стопы.

Движения элементов первого плюснефалангового сустава, первого луча стопы при ходьбе

В периоде переноса пальцы стопы находятся в положении разгибания в плюснефаланговых суставах за счет

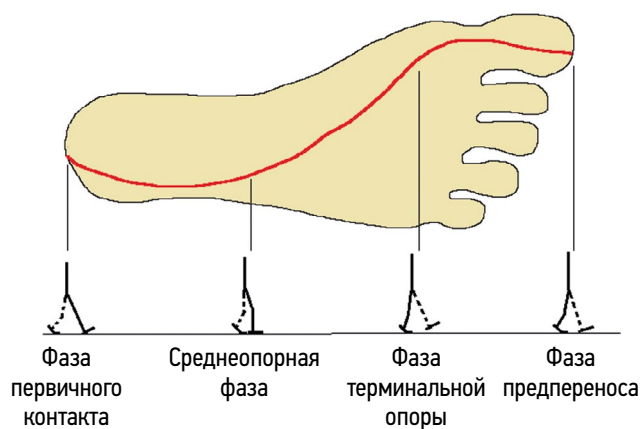


Рис. 6. Проекция центра давления на стопу при нормальной ходьбе по данным А.К. Mishra [48]. Сплошная линия — оцениваемая конечность, пунктирная линия — контралатеральная конечность (Ronald L. Valmassy. 1994, [22], с модификациями)

активного сокращения мышц разгибателей пальцев. Данное положение обеспечивает необходимый подъем стопы при переносе и продолжается до контакта стопы с поверхностью [16]. Далее с фазы начального контакта до среднеопорной фазы пальцы стопы пассивно сгибаются, достигая среднего положения в плюснефаланговых суставах [16].

Во время фазы терминальной опоры и фазы предпереноса проекция вектора сил реакции опоры перемещается вперед от осей ротации плюснефаланговых суставов, создавая крутящий разгибательный момент и условия для пассивного разгибания пальцев стопы [25].

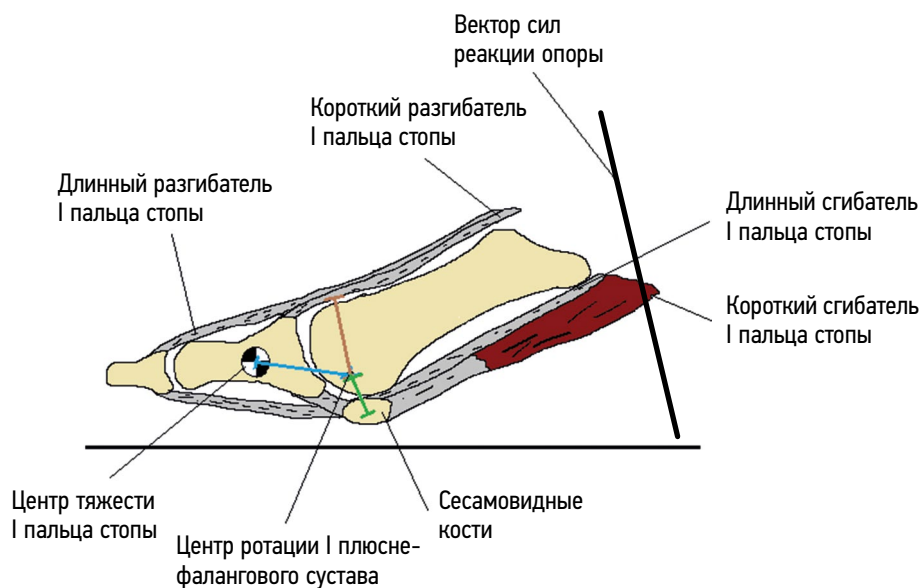
Активную стабилизацию I пальца стопы в плюснефаланговом суставе в фазах «третьего переката» осуществляют короткий и длинный сгибатели, абдуктор и аддуктор I пальца [43].

Длинный сгибатель I пальца стопы активен в среднеопорную фазу, фазу терминальной опоры и предпереноса. Данная многосуставная мышца также контролирует дорсофлексию в голеностопном суставе и эверсию стопы в подтаранном суставе, что обуславливает ее активность в течение всей среднеопорной фазы.

Короткий сгибатель активизируется в конце среднеопорной фазы и осуществляет свою функцию посредством сесамовидного аппарата. Сесамовидные кости, располагаясь под головкой I плюсневой кости, работают как блок для данной мышцы, определяя угол прикрепления его сухожилия, а также величину плеча рычага сгибательного крутящего момента относительно оси вращения первого плюснефалангового сустава [54, 55].

При подъеме пятки и движении тела вперед в фазе терминальной опоры и предпереноса проекция сил реакции опоры смещается кпереди от оси вращения первого плюснефалангового сустава. Это увеличивает плечо рычага разгибательного крутящего момента и вызывает пассивное разгибание I пальца. Пассивное разгибание в первом плюснефаланговом суставе приводит к тому, что ось мышечного брюшка короткого и длинного сгибателей

а



б

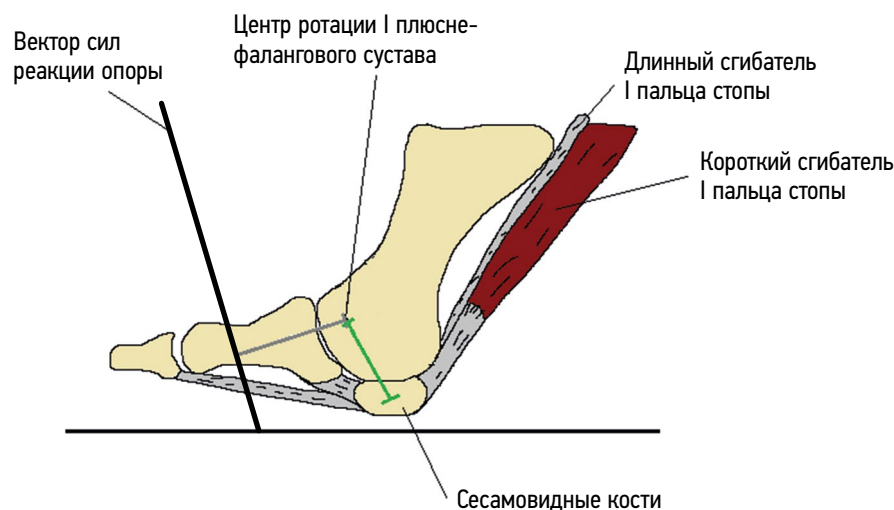


Рис. 7. Функция короткого и длинного сгибателей, короткого и длинного разгибателей I пальца в среднеопорную фазу шага (а). В данную фазу проекция вектора сил реакции опоры располагается позади первого плюснефалангового сустава и не оказывает на него никакого влияния. Локализация I пальца стопы на поверхности нейтрализует сгибательный крутящий момент центра тяжести I пальца и обуславливает стабилизирующее действие сгибателей и разгибателей I пальца проксимальной фаланги I пальца против головки I плюсневой кости. Функция длинного сгибателя I пальца, короткого сгибателя I пальца и сесамовидного аппарата в фазы «третьего переката» (б). Вектор сил реакции опоры располагается впереди первого плюснефалангового сустава, создавая эффективное плечо рычага разгибательного крутящего момента. Сесамовидные кости, а также смещение центра ротации первого плюснефалангового сустава в передневерхние отделы головки увеличивает сгибательный крутящий момент короткого сгибателя I пальца, что обеспечивает активное противодействие пассивному разгибательному действию сил реакции опоры. Синяя линия — плечо рычага крутящего момента центра тяжести I пальца стопы, зеленая линия — плечо рычага крутящего момента короткого разгибателя I пальца, коричневая линия — плечо рычага крутящего момента разгибателей I пальца, серая линия — плечо рычага крутящего момента сил реакции опоры

I пальца будет располагаться под углом по отношению к месту прикрепления их сухожилий к проксимальной и дистальной фалангам I пальца соответственно. Кроме того, в этом положении обе мышцы имеют эффективное плечо рычага для сгибания I пальца или, другими словами, ограничивают разгибание I пальца в плюснефаланговом суставе (рис. 7, б). При положении пятки на поверхности и по причине отсутствия разгибания I пальца активации мышц сгибателей пальцев не происходит. При этом тяга длинного сгибателя I пальца, а также короткого сгибателя

I пальца стопы без эффекта блока при нахождении сесамовидных костей под головкой плюсневой кости будет стабилизировать I палец стопы против головки плюсневой кости, но не против поверхности (рис. 7, а) [22].

Абдуктор и аддуктор I пальца стопы обеспечивают стабильность первого плюснефалангового сустава в горизонтальной плоскости. Н. Kelikian и соавт. [36] предположили, что стабилизация данного сустава осуществляется за счет влияния аддуктора и абдуктора I пальца на структуры «гамака». Аналогичную точку зрения выра-

зил М.А. MacConaill [56]. Автор предположил, что за счет тяги дорсально-плантарных и медиально-латеральных волокон «гамака» поддерживается стабильность головки плюсневой кости при ее сгибании во время ходьбы. По мнению исследователей, развитие вальгусной деформации I пальца стопы может быть ассоциировано с дисфункцией компонентов сесамовидного аппарата. Подобное патологическое состояние приводит к избыточной тяге латеральных волокон «гамака» и латеральному смещению аддуктора I пальца с последующим прогрессирующим боковым смещением I пальца в горизонтальной плоскости и развитием деформации.

Важный аспект — определение функции первого луча стопы при ходьбе. Так, разгибание I пальца в плюснефаланговом суставе в фазе терминальной опоры и предпереноса сопровождается сгибанием первого луча стопы. Это движение первого луча после отрыва пятки необходимо для разгибания I пальца в плюснефаланговом суставе в данные фазы цикла походки [16, 22].

По данным M.L. Root [31], сгибание первого луча — одна из основных детерминант, определяющих нормальную функцию стопы в фазах «третьего переката» наряду с мышцами, обеспечивающими стабильность I пальца

и первого луча стопы, работой сесамовидного аппарата, инверзией пяточной кости в подтаранном суставе.

Во время первичного контакта (initial contact) первый луч стопы находится в положении максимального разгибания за счет тяги передней большеберцовой мышцы. Затем под контролем данной мышцы первый луч сгибается, пока стопа полностью не коснется поверхности.

В фазе принятия нагрузки (loading response) амортизирующая функция стопы осуществляется за счет вальгуса заднего отдела, пронации и разгибания среднего отдела и супинации переднего отдела стопы. Вальгус заднего отдела стопы в данную фазу периода опоры обусловлен эверзией пяточной кости, внутренней ротацией костей голени с фиксированной в «вилке» голеностопного сустава таранной костью, которая находится в положении приведения, сгибания и супинации. Подобное соотношение в подтаранном суставе определяет параллельное расположение осей таранно-ладьевидного и пяточно-кубовидного суставов, что увеличивает мобильность шопарова сустава, приводя к пронации и разгибанию среднего отдела стопы. Передний отдел стопы в данной фазе супинирован относительно пяточной кости преимущественно за счет разгибания, аддукции и инверзии первого луча (см. рис. 8, а, б).

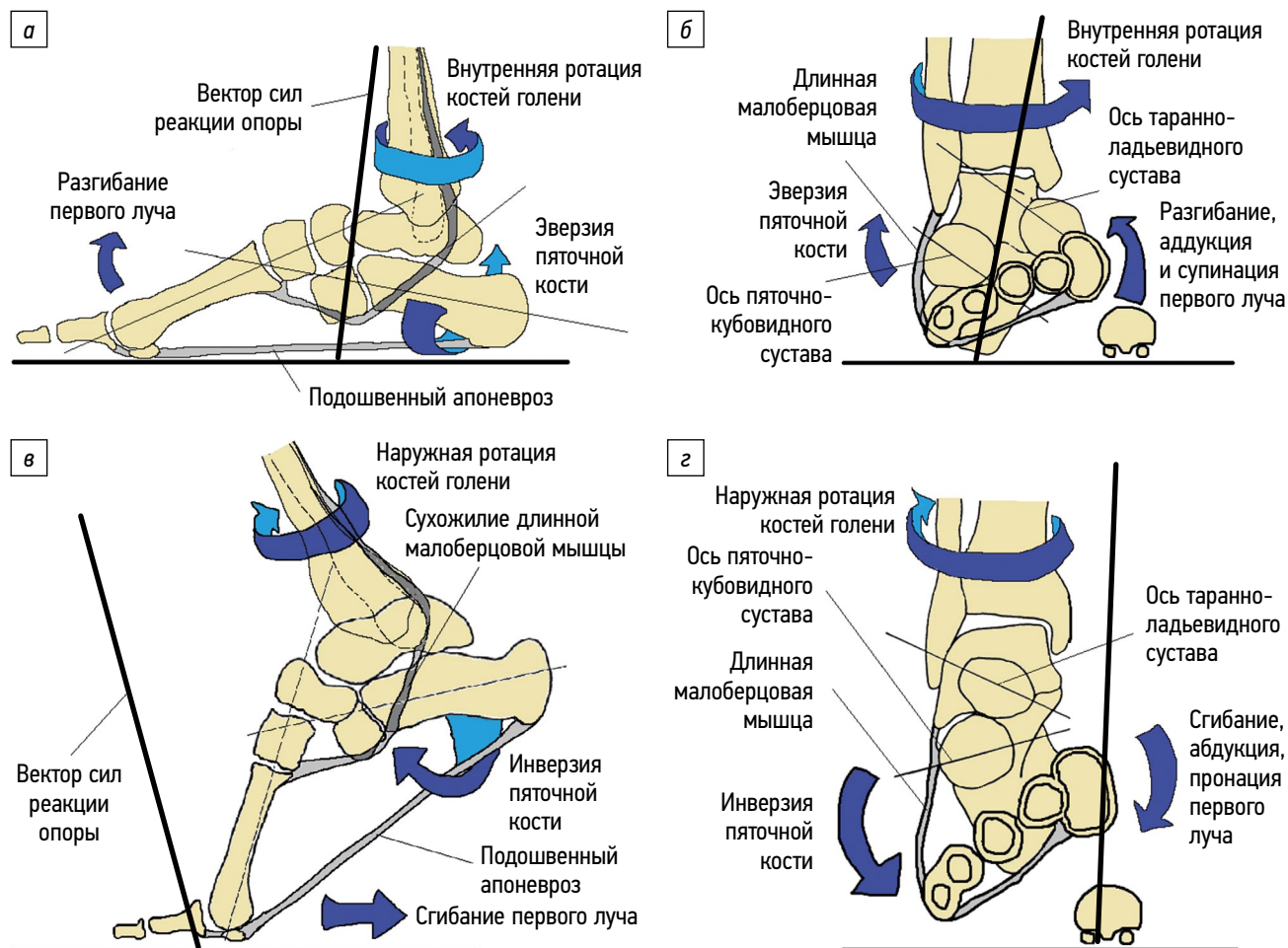


Рис. 8. Положение первого луча и стопы в фазе принятия нагрузки и начальной среднеопорной фазе в сагитальной и фронтальной плоскостях (а, б). Положение первого луча и стопы в фазах терминальной опоры и предпереноса в сагитальной и фронтальной плоскостях (в, г). Объяснения см. в тексте

В среднеопорную фазу происходит перенос тела над одноопорной конечностью. В данной фазе кости голени с фиксированной в «вилке» голеностопного сустава таранной костью двигаются вперед в голеностопном суставе, осуществляя сгибание в голеностопном суставе, и ротируются кнаружи в подтаранном суставе, приводя к отведению, разгибанию и пронации таранной кости. Пяточная кость при этом движется в направлении инверзии, уменьшая вальгус заднего отдела стопы. Инверзия пяточной кости будет приводить к потере соосности между таранно-ладьевидным и пяточно-кубовидным суставами, уменьшая мобильность шопарова сустава, супинируя и сгибая средний отдел стопы. Супинация переднего отдела относительно заднего отдела стопы уменьшается по причине начала сгибания первого луча.

В фазах терминальной опоры и предпереноса инверзия пяточной кости достигает максимальных значений, что приводит к «блокированию» движений в шопаровом суставе и крайнему супинационному и сгибательному положению среднего отдела стопы. Кроме того, в данных фазах первый луч продолжает пассивно сгибаться для обеспечения разгибания в первом плюснефаланговом суставе, пока не достигнет конца предельного допустимого объема движений (рис. 8, в, з).

По данным S.R. Kravitz и соавт., для достаточного разгибания I пальца при ходьбе необходимо сгибание первого луча 10° . По мнению автора, сгибание первого луча снижает степень компрессии в первом плюснефаланговом суставе при ходьбе [57].

Heatherington определил, что средний угол разгибания I пальца до начала сгибания первого луча составляет 34° [37]. В то же время во время фазы терминальной опоры и предпереноса I палец стопы находится в положении разгибания $50\text{--}60^\circ$ относительно продольной оси I плюсневой кости [16, 22].

M.L. Root [31] утверждает, что способность первого луча к сгибанию во время движения тела вперед над I пальцем стопы обеспечивается инверзионным положением пяточной кости в подтаранном суставе и, как следствие, «блокированным» шопаровым суставом. При этом супинация и сгибание среднего отдела стопы приводят к увеличению высоты поперечной арки и формируют эффективное плечо рычага крутящего момента сухожилия длинной малоберцовой мышцы (рис. 8, з). Предполагают, что в подобных биомеханических условиях длинная малоберцовая мышца в данных фазах цикла походки является активным сгибателем и стабилизатором первого луча относительно среднего отдела стопы, а также I плюсневой кости против плеча рычага разгибательного крутящего момента сил реакции опоры (рис. 8, б). Другими словами, ограничивает тыльную флексию первого луча стопы.

Однако, по мнению S.R. Kravitz и соавт. [57], плечо рычага длинной малоберцовой мышцы как сгибателя первого луча недостаточное. Авторы предположили, что основная функция длинной малоберцовой мышцы

заключается в активном контроле переноса проекции сил реакции опоры в фазе терминальной опоры и предпереноса с латерального на медиальный отдел стопы, когда возникает не только разгибательный, но и латеральный крутящий момент в среднем отделе стопы против жестко фиксированной головки I плюсневой кости (рис. 8, б–з) [57].

В то же время часть авторов [23, 57] рассматривают действие абдуктора I пальца как сгибателя первого луча. По данным исследователей, вместе с сесамовидными костями во время «третьего переката» абдуктор I пальца находится в хорошем положении для развития эффективно-го плеча рычага сгибания первого луча [57].

Оценивая разгибание в первом плюснефаланговом суставе с движением в других суставах нижней конечности в сагиттальной плоскости, J. Perry [16] пришла к выводу, что в норме при «третьем перекате» данное движение I пальца стопы сопровождается сгибанием в коленном суставе 35° , плантофлексией в голеностопном суставе 20° .

Механизм блокировки переднего отдела стопы

Функционально стопу рассматривают, с одной стороны, как своего рода адаптер поглощения энергии при первичном контакте с поверхностью, с другой — как ригидный рычаг, необходимый для осуществления эффективного «толчка» в конечные фазы периода опоры [58].

Таранно-ладьевидный и пяточно-кубовидные суставы составляют шопаров, или среднетарзальный, сустав, который способен осуществлять блокировку для обеспечения стабильности. Данный механизм критически важен для перехода стопы от мобильного адаптера, поглощающего энергию начального контакта, до ригидного рычага при «толчке». Положение пятки во фронтальной плоскости играет важную роль в данном блокирующем механизме. Оси пяточно-кубовидного и таранно-ладьевидного суставов пересекаются, когда пяточная кость инвертирована, образуя упор между пяточной костью и таранной костью, что ограничивает движение (см. рис. 8, з) [59–62]. В части работ представлена количественная оценка функции блокирующего механизма среднетарзального сустава при различном положении переднего и заднего отделов стопы [62, 63].

Подобный механизм описан для коленного сустава [64].

C.H. Johnson и соавт. [63] на кадаверном материале установили, что первый луч может ротироваться во фронтальной плоскости. По мнению автора, натяжение длинной малоберцовой мышцы приводит к эверзии первого луча в большей степени, чем к его сгибанию. Данное эверзионное положение первого луча оказывает блокирующий эффект на передний отдел стопы посредством особой формы строения межплюсневого сочленения I и II плюсневых костей. Медиальная поверхность основания II плюсневой кости имеет выпуклую форму, тогда

как латеральная поверхность I плюсневой кости — вогнутую. При ротации I плюсневой кости в направлении эверзии происходит блокирование движений I плюсневой кости в сагиттальной плоскости (рис. 9) [65]. Кроме того, активация длинной малоберцовой мышцы в данные фазы цикла походки блокирует суставы среднего отдела стопы, участвуя в формировании ригидного рычага стопы [31].

ОБСУЖДЕНИЕ

Ведущее биомеханическое событие в фазы терминальной опоры и предпереноса периода опоры — дорсофлексия I пальца стопы в первом плюснефаланговом суставе, которое невозможно без сгибания первого луча стопы. Данное движение, на первый взгляд не представляющее сложностей, возможно благодаря последовательным сложнейшим многоплоскостным взаимодействиям в мультисегментарной системе всей нижней конечности. Роль двигательного контроля со стороны центральной нервной системы при этом заключается в поддержании достаточной высоты и минимизации колебаний центра тяжести тела, а также в обеспечении правильной локализации проекции центра тяжести на область первого плюснефалангового сустава и I пальца стопы.

Локализация проекции центра тяжести тела на площадь опоры определяет работу мышц и характер движения в суставах стопы. В норме к началу «толчка» проекция центра тяжести на площадь опоры смещается вперед от оси подтаранного сустава в сагиттальной плоскости и стремится к его оси в горизонтальной плоскости, то есть от наружного отдела стопы в направлении к первому плюснефаланговому суставу [16, 22]. Данное перемещение центра тяжести сопровождается инверзией пяточной кости, супинацией среднего отдела стопы и контролируется работой *m. peroneus longus*.

Описываемый объем движений первого луча и его компонентов представлен без указания сустава или суставов, в которых это движение происходит. Это может быть связано с трудностями в регистрации угловых смещений между короткими костями стопы.

Важный вопрос — определение механизма, обеспечивающего сгибание первого луча стопы при ходьбе, а также характер данного движения: происходит ли оно в суставах медиальной колонны или связано с изменением его пространственного положения относительно структур стопы и нижней конечности?

J.H. Hicks [66] движение сгибания первого луча рассматривает относительно пяточной кости, активируемое с помощью механизма «лебедки» (*wind lass mechanism*). Натяжение плантарного апоневроза, вызванное разгибанием в плюснефаланговых суставах, будет приводить к инверзии пяточной кости и позиционному сгибанию первого луча (см. рис. 8). Напротив, в пилотном исследо-

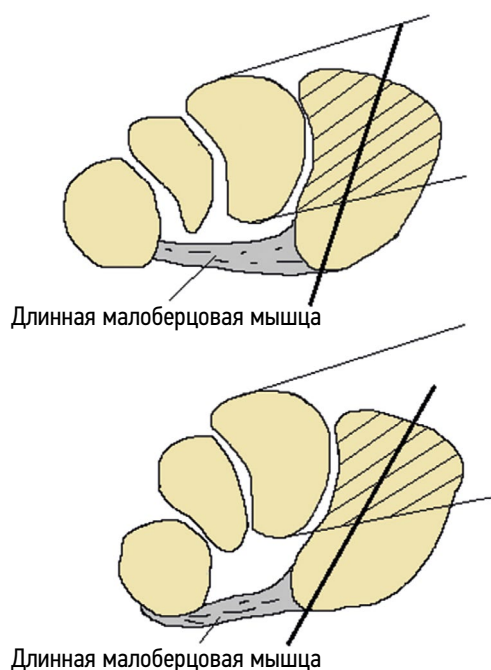


Рис. 9. Механизм блокировки первого луча стопы. Объяснения см. в тексте

вании R.D. Phillips и соавт. [67] обнаружена корреляция между разгибанием I пальца и сгибанием в первом ладьевидно-клиновидном суставе. Авторы обратили внимание, что первые 20° разгибания в первом плюснефаланговом суставе не сопровождаются каким-либо сгибанием первого луча, но при дальнейшем движении подошвенное сгибание I плюсневой кости относительно заднего отдела стопы будет происходить в объеме 1° на каждые 3° разгибания в первом плюснефаланговом суставе. Авторы сделали вывод, что сгибание первого луча обеспечивает уменьшение объема плантофлексии в голеностопном суставе, уменьшает сгибание в коленном и тазобедренном суставах, удерживая центр масс тела на необходимой высоте.

В свою очередь S.R. Kravitz поддерживает мнение Nice (неопубликованные данные) о том, что основная фаланга I пальца в конечные фазы периода опоры оказывает ретроградное действие на головку I плюснефаланговой кости, толкая ее кзади и обеспечивая сгибание первого луча [57].

Функция абдуктора I пальца стопы как активного сгибателя первого луча достаточно дискуссионна. Данная мышца располагается под углом 45° к оси первого луча, создавая эффективный рычаг для его сгибания. Однако ось сухожилия длинной малоберцовой мышцы находится под углом 90° к оси движения первого луча, что делает ее сгибательный крутящий момент более эффективным (рис. 10). В то же время короткий сгибатель I пальца, прикрепляющийся на плантарно-медиальной поверхности кубовидной кости и латеральной клиновидной кости, некоторые авторы рассматривают как сгибатель первого луча [22, 57].

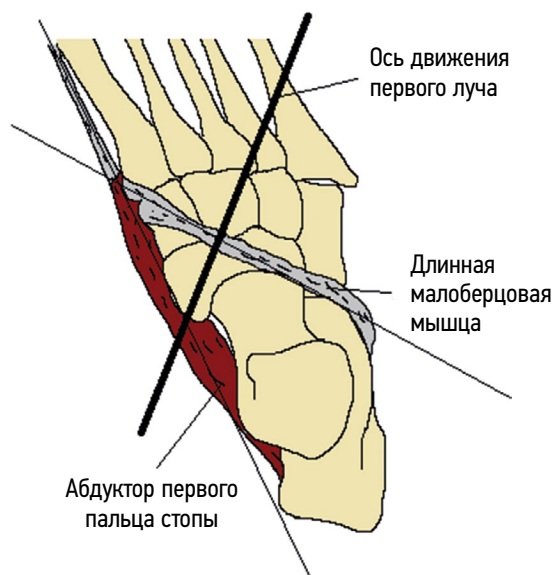


Рис. 10. Расположение осей абдуктора I пальца и длинной малоберцовой мышцы относительно результирующей оси движения первого луча стопы. Объяснения см. в тексте

Положение в голеностопном, коленном и тазобедренном суставах в фазе терминальной опоры и фазе переноса периода опоры может влиять на плантофлексию первого луча стопы при ходьбе. Однако данные исследования проведены с оценкой объема движений в сагиттальной плоскости [16]. Следует отметить, что ротационные движения в тазобедренном и коленном суставах, совершаемые в горизонтальной плоскости и влияющие на положение пяточной кости в подтаранном суставе при опоре на поверхность и, следовательно, на плантофлексию

первого луча, не исследованы. Подобные работы нами в литературных источниках не обнаружены.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Нормальное функционирование переднего отдела, первого плюснефалангового сустава и первого луча стопы — один из важнейших элементов походки человека. Дальнейшее исследование функции данных компонентов стопы, изучение межсегментарных и внутрисегментарных взаимодействий в суставах стопы, а также всей нижней конечности поможет в определении этиопатогенеза заболевания.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Источник финансирования. Государственное бюджетное финансирование.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Вклад авторов. В.В. Умнов — разработка основной идеи исследования, этапное редактирование текста статьи; В.А. Новиков — разработка дизайна исследования, поиск и анализ литературных источников, этапное редактирование; Д.С. Жарков — дизайн исследования, окончательное редактирование, написание текста статьи; Д.В. Умнов — поиск и анализ литературных источников.

Все авторы внесли существенный вклад в проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Elton P.J., Sanderson S.P. A chiropodial survey of elderly persons over 65 years in the community // *Chiropodist*. 1987. Vol. 5. P. 175–178.
2. Craigmle D.M. Incidence, origin and prevention of certain foot defects // *Br Med J*. 1953. Vol. 2, N. 4839. P. 749–752. doi: 10.1136/bmj.2.4839.749
3. Hung L.K., Ho Y.F., Leung P.C. Survey of foot deformity among 166 geriatric in-patients // *Foot Ankle*. 1985. Vol. 5, N. 4. P. 156–164. doi: 10.1177/107110078500500402
4. Kilmartin T.E., Barrington R.L., Wallace W.A. A controlled prospective trial of a foot orthosis for juvenile hallux valgus // *J Bone Joint Surg Br*. 1994. Vol. 76, N. 2. P. 210–214.
5. Nix S., Smith M., Vicenzino B. Prevalence of hallux valgus in the general population: a systematic review and meta-analysis // *J Foot Ankle Res*. 2010. Vol. 3. P. 21. doi: 10.1186/1757-1146-3-21
6. Janura M., Cabell L., Svoboda Z., et al. Kinematic analysis of gait inpatients with juvenile Hallux Valgus deformity // *J Biomech Sci Eng*. 2008. Vol. 3, N. 3. P. 390–398. doi: 10.1299/jbse.3.390
7. Harkless L.B., Krych S.M. Handbook of common foot problems. New York: Churchill Livingstone, 1990.
8. Coughlin M.J. Roger A. Mann Award. Juvenile hallux valgus: etiology and treatment // *Foot Ankle Int*. 1995. Vol. 16, N. 11. P. 682–697. doi: 10.1177/107110079501601104
9. Louwerens J.W., Schrier J.C. Rheumatoid forefoot deformity: pathophysiology, evaluation and operative treatment options // *Int Orthop*. 2013. Vol. 37, N. 9. P. 1719–1729. doi: 10.1007/s00264-013-2014-2
10. Matricali G.A., Boonen A., Verduyck J., et al. The presence of forefoot problems and the role of surgery in patients with rheumatoid arthritis // *Ann Rheum Dis*. 2006. Vol. 65, N. 9. P. 1254–1255. doi: 10.1136/ard.2005.050823
11. Johal S., Sawalha S., Pasapula C. Post-traumatic acute hallux valgus: a case report // *Foot (Edinb)*. 2010. Vol. 20, N. 2–3. P. 87–89. doi: 10.1016/j.foot.2010.05.001
12. Bohay D.R., Johnson K.D., Manoli A. The traumatic bunion // *Foot Ankle Int*. 1996. Vol. 17, N. 7. P. 383–387. doi: 10.1177/107110079601700705
13. Fabeck L.G., Zekhnini C., Farrokhi D., et al. Traumatic hallux valgus following rupture of the medial collateral ligament of the first metatarsophalangeal joint: a case report // *J Foot Ankle Surg*. 2002. Vol. 41, N. 2. P. 125–128. doi: 10.1016/s1067-2516(02)80037-0
14. Ferreyra M., Núñez-Samper M., Viladot R., et al. What do we know about hallux valgus pathogenesis? Review of the different theories // *J Foot Ankle*. 2020. Vol. 14, N. 3. P. 223–230. doi: 10.30795/jfootankle.2020.v14.1202

15. Perera A.M., Mason L., Stephens M.M. The pathogenesis of hallux valgus // *J Bone Joint Surg Am*. 2011. Vol. 93, N. 17. P. 1650–1661. doi: 10.2106/JBJS.H.01630
16. Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. New York: SLACK, 1992.
17. Winter D.A. The Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991.
18. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. Москва: ЦНИИПП, 1998.
19. Бернштейн Н.А. Исследования по биодинамике локомоций. Книга первая. Москва: Изд-во Всесоюзного института экспериментальной медицины, 1935.
20. Stokes I.A., Hutton W.C., Stott J.R. Forces acting on the metatarsals during normal walking // *J Anat*. 1979. Vol. 129, Pt. 3. P. 579–590.
21. Hutton W.C., Dhanendran M. The mechanics of normal and hallux valgus feet – a quantitative study // *Clin Orthop Relat Res*. 1981. Vol. 157. P. 7–13.
22. Valmassy R.L. Clinical biomechanics of the lower extremities. Mosby, 1994.
23. Hicks J.H. The mechanics of the foot. I. The joints // *J Anat*. 1953. Vol. 87, N. 4. P. 345–357.
24. D'Amico J.C., Schuster R.O. Motion of the first ray: clarification through investigation // *J Am Podiatry Assoc*. 1979. Vol. 69, N. 1. P. 17–23. doi: 10.7547/87507315-69-1-17
25. Broca P. Des difformités de la partie antérieure du pied produites par l'action de la chaussure // *Bull Soc Anat*. 1852. Vol. 27. P. 60–67.
26. Saltzman C.L., Brandser E.A., Anderson C.M., et al. Coronal plane rotation of the first metatarsal // *Foot Ankle Int*. 1996. Vol. 17, N. 3. P. 157–161. doi: 10.1177/107110079601700307
27. Ebisui J.M. The first ray axis and the first metatarsophalangeal joint: an anatomical and pathomechanical study // *J Am Podiatry Assoc*. 1968. Vol. 58, N. 4. P. 160–168. doi: 10.7547/87507315-58-4-160
28. Sgarlato T.E. A compendium of podiatric biomechanics. San Francisco: California College of Podiatric Medicine, 1971.
29. Kelso S.F., Richie D.H. Jr, Cohen I.R., et al. Direction and range of motion of the first ray // *J Am Podiatry Assoc*. 1982. Vol. 72, N. 12. P. 600–605. doi: 10.7547/87507315-72-12-600
30. Grode S.E., McCarthy D.J. The anatomical implications of hallux abducto valgus: a cryomicrotomy study // *J Am Podiatry Assoc*. 1980. Vol. 70, N. 11. P. 539–551. doi: 10.7547/87507315-70-11-539
31. Root M.L. Direction and range of motion of the first ray // *J Am Podiatric Med Assoc*. 1982. Vol. 72. P. 600.
32. Root M.L., Orient W.P., Weed J.H. Normal and abnormal function of the foot. Los Angeles: Clinical biomechanics Corp., 1977.
33. Wanivenhaus A., Pretterklieber M. First tarsometatarsal joint: anatomical biomechanical study // *Foot Ankle*. 1989. Vol. 9, N. 4. P. 153–157. doi: 10.1177/107110078900900401
34. Ouzounian T., Shereff M. *In vitro* determination of mid-foot motion // *Foot Ankle*. 1989. Vol. 10, N. 3. P. 140–146. doi: 10.1177/107110078901000305
35. Oldenbrook L.L., Smith C.E. Metatarsal head motion secondary to rearfoot pronation and supination // *J Am Podiatric Med Assoc*. 1979. Vol. 69, N. 1. P. 24–28. doi: 10.7547/87507315-69-1-24
36. Kelikian H. Hallux valgus, allied deformities of the forefoot and metatarsalgia. Philadelphia, London: W.B. Saunders Company, 1965.
37. Heatherington V.J., Carnelt J., Patterson B. Motion of the first metatarsophalangeal // *J Foot Surg*. 1989. Vol. 28, N. 1. P. 13–19.
38. Dykij D. Pathologic anatomy of hallux abducto valgus // *Clin Podiatr Med Surg*. 1989. Vol. 6. P. 1–14.
39. Shereff M.J., Bejani F.J., Kummer F.J. Kinematics of the first metatarsophalangeal joint // *J Bone Joint Surg*. 1986. Vol. 68, N. 3. P. 392–398.
40. Nawoczenski D.A., Baumhauer J.F., Umberger B.R. Relationship between clinical measurements and motion of the first metatarsophalangeal joint during gait // *J Bone Joint Surg Am*. 1999. Vol. 81, N. 3. P. 370–376. doi: 10.2106/00004623-199903000-00009
41. Mann R., Nagy J. The function of the toes in walking, jogging and running // *Clin Orthop*. 1979. N. 142. P. 24–29.
42. Giannestras N. Foot disorders, medical and surgical management. Philadelphia: Lea and Febiger, 1973.
43. Joseph J. Range of movement of the great toe in men // *J Bone Joint Surg [Br.]*. 1954. Vol. 36, N. 3. P. 450–457. doi: 10.1302/0301-620X.36B3.450
44. Gerbert J. Textbook of Bunion Surgery. New York: Futura, 1981.
45. Buell T., Green D.R., Risser J. Measurement of the first metatarsophalangeal joint range of motion // *J Am Podiatr Med Assoc*. 1988. Vol. 78, N. 9. P. 439–448. doi: 10.7547/87507315-78-9-439
46. Heatherington V.J., Johnson R., Arbitton J. Necessary dorsoflexion of the first metatarsophalangeal joint during gait // *J Foot Surg*. 1990. Vol. 29, N. 3. P. 218–222.
47. Bojsen-Moller F., Lamoreux L. Significance of free dorsoflexion of the toes in walking // *Acta Orthop Scand*. 1979. Vol. 50, N. 4. P. 411–479. doi: 10.3109/17453677908989792
48. Mishra A.K., Kumar R., Kataria C., et al. A comparison of foot insole materials in plantar pressure relief and center of pressure pattern // *J Clin Med Res*. 2020. Vol. 2, N. 6. P. 1–17. doi: 10.37191/Mapsci-2582-4333-2(6)-050
49. Stokes I.A., Stott J.R., Hutton W.C. Force distributions under the foot a dynamic measuring system // *Biomed Eng*. 1974. Vol. 9, N. 4. P. 140–143.
50. Hessert M.J., Vyas M., Leach J., et al. Foot pressure distribution during walking in young and old adults // *BMC Geriatr*. 2005. Vol. 5. P. 8. doi: 10.1186/1471-2318-5-8
51. Grieve D.W., Rashdi T. Pressures under normal feet in standing and walking as measured by foil pedobarography // *Ann Rheum Dis*. 1984. Vol. 43, N. 6. P. 816–818. doi: 10.1136/ard.43.6.816
52. Hughes J., Jagoe J.R., Clark P., et al. Pattern recognition of images of the pressure distribution under the foot from the pedobarograph // *J Photog Science*. 1989. Vol. 37, N. 3–4. P. 139–142. doi: 10.1080/00223638.1989.11737030
53. Hughes J., Kriss S., Klenerman L. A clinician's view of foot pressure: a comparison of three different methods of measurement // *Foot Ankle*. 1987. Vol. 7, N. 5. P. 277–284. doi: 10.1177/107110078700700503
54. David R.D., Delagoutte J.P., Renard M.M. Anatomical study of the sesamoid bones of the first metatarsal // *J Am Podiatr Med Assoc*. 1989. Vol. 79, N. 11. P. 536–544. doi: 10.7547/87507315-79-11-536
55. Michaud T. Foot orthoses and other forms of conservative foot care. Philadelphia: William and Wilkins, 1993.
56. MacConaill M.A. Some anatomical factors affecting the stabilising functions of muscles // *Ir J Med Sci*. 1946. P. 160–164. doi: 10.1007/BF02950588
57. Kravitz S.R., LaPorta G.A., Lawton J.H. KLL progressive staging classification of hallux limitus and hallux rigidus // *Lower extremity*. 1994. Vol. 1, N. 1. P. 55–66.

58. MacConaill M.A., Basmajian J.V. Muscles and movements: a basis for human kinesiology. Philadelphia: Williams and Wilkins, 1969.
59. Elftman H. The transverse tarsal joint and its control // *Clin Orthop*. 1960. Vol. 16. P. 41–45.
60. Sammarco V.J. The talonavicular and calcaneocuboid joints: anatomy, biomechanics, and clinical management of the transverse tarsal joint // *Foot Ankle Clin*. 2004. Vol. 9, N. 1. P. 127–145. doi: 10.1016/S1083-7515(03)00152-9
61. Sarrafian S.K. Anatomy of the foot and ankle: descriptive, topographic, functional. Philadelphia: Williams and Wilkins, 1993.
62. Blackwood C.B., Yuen T.J., Sangeorzan B.J., et al. The midtarsal joint locking mechanism // *Foot Ankle Int*. 2005. Vol. 26, N. 12. P. 1074–1080. doi: 10.1177/107110070502601213

63. Johnson C.H., Christensen J.C. Biomechanics of the first ray. Part I. The effects of peroneus longus function: a three-dimensional kinematic study on a cadaver model // *J Foot Ankle Surg*. 1999. Vol. 38, N. 5. P. 313–321. doi: 10.1016/s1067-2516(99)80002-7
64. Rajendran K. Mechanism of locking at the knee joint // *J Anat*. 1985. Vol. 143. P. 189–194.
65. Perez H.R., Reber L.K., Christensen J.C. The effect of frontal plane position on first ray motion: forefoot locking mechanism // *Foot Ankle Int*. 2008. Vol. 29, N. 1. P. 72–76. doi: 10.3113/FAI.2008.0072
66. Hicks J.H. The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch // *J Anat*. 1954. Vol. 88, N. 1. P. 25–30.
67. Phillips R.D., Law E.A., Ward E.D. Functional motion of the medial column joints of the foot during propulsion // *J Am Podiatr Med Assoc*. 1996. Vol. 86, N. 10. P. 474–486. doi: 10.7547/87507315-86-10-474

REFERENCES

1. Elton PJ, Sanderson SP. A chiropodial survey of elderly persons over 65 years in the community. *Chiropodist*. 1987;5:175–178.
2. Craigmiller DM. Incidence, origin and prevention of certain foot defects. *Br Med J*. 1953;2(4839):749–752. doi: 10.1136/bmj.2.4839.749
3. Hung LK, Ho YF, Leung PC. Survey of foot deformity among 166 geriatric in-patients. *Foot Ankle*. 1985;5(4):156–164. doi: 10.1177/107110078500500402
4. Kilmartin TE, Barrington RL, Wallace WA. A controlled prospective trial of a foot orthosis for juvenile hallux valgus. *J Bone Joint Surg Br*. 1994;76(2):210–214.
5. Nix S, Smith M, Vicenzino B. Prevalence of hallux valgus in the general population: a systematic review and meta-analysis. *J Foot Ankle Res*. 2010;3:21. doi: 10.1186/1757-1146-3-21
6. Janura M, Cabell L, Svoboda Z, et al. Kinematic analysis of gait inpatients with juvenile Hallux Valgus deformity. *J Biomech Sci Eng*. 2008;3(3):390–398. doi: 10.1299/jbse.3.390
7. Harkless LB, Krych SM. *Handbook of common foot problems*. New York: Churchill Livingstone, 1990.
8. Coughlin MJ, Roger A. Mann Award. Juvenile hallux valgus: etiology and treatment. *Foot Ankle Int*. 1995;16(11):682–697. doi: 10.1177/107110079501601104.
9. Louwerens JW, Schrier JC. Rheumatoid forefoot deformity: pathophysiology, evaluation and operative treatment options. *Int Orthop*. 2013;37(9):1719–1729. doi: 10.1007/s00264-013-2014-2
10. Matricali GA, Boonen A, Verduyck J, et al. The presence of forefoot problems and the role of surgery in patients with rheumatoid arthritis. *Ann Rheum Dis*. 2006;65(9):1254–1255. doi: 10.1136/ard.2005.050823
11. Johal S, Sawalha S, Pasapula C. Post-traumatic acute hallux valgus: a case report. *Foot (Edinb)*. 2010;20(2–3):87–89. doi: 10.1016/j.foot.2010.05.001
12. Bohay DR, Johnson KD, Manoli A. The traumatic bunion. *Foot Ankle Int*. 1996;17(7):383–387. doi: 10.1177/107110079601700705
13. Fabeck LG, Zekhnini C, Farokh D, et al. Traumatic hallux valgus following rupture of the medial collateral ligament of the first metatarsophalangeal joint: a case report. *J Foot Ankle Surg*. 2002;41(2):125–128. doi: 10.1016/s1067-2516(02)80037-0
14. Ferreyra M, Núñez-Samper M, Viladot R, et al. What do we know about hallux valgus pathogenesis? Review of the different theories. *J Foot Ankle*. 2020;14(3):223–230. doi: 10.30795/jfootankle.2020.v14.1202
15. Perera AM, Mason L, Stephens MM. The pathogenesis of hallux valgus. *J Bone Joint Surg Am*. 2011;93(17):1650–1661. doi: 10.2106/JBJS.H.01630
16. Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function*. New York: SLACK;1992.
17. David A. Winter. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. Waterloo: University of Waterloo Press; 1991.
18. Vitenzon AS. *Patterns of normal and pathological human walking*. Moscow: TsNIIPP; 1998. (In Russ.)
19. Bernstein NA. *Research on the biodynamics of locomotion. Book one*. Moscow, Publishing House of the All-Union Institute of Experimental Medicine; 1935. (In Russ.)
20. Stokes IA, Hutton WC, Stott JR. Forces acting on the metatarsals during normal walking. *J Anat*. 1979;129(Pt. 3):579–590.
21. Hutton WC, Dhanendran M. The mechanics of normal and hallux valgus feet – a quantitative study. *Clin Orthop Relat Res*. 1981;157:7–13.
22. Valmassy RL. *Clinical biomechanics of the lower extremities*. Mosby; 1994.
23. Hicks JH. The mechanics of the foot. I. The joints. *J Anat*. 1953;87(4):345–357.
24. D'Amico JC, Schuster RO. Motion of the first ray: clarification through investigation. *J Am Podiatry Assoc*. 1979;69(1):17–23. doi: 10.7547/87507315-69-1-17
25. Broca P. Des difformités de la partie antérieure du pied produites par l'action de la chaussure. *Bull Soc Anat*. 1852;27:60–67.
26. Saltzman CL, Brandser EA, Anderson CM, et al. Coronal plane rotation of the first metatarsal. *Foot Ankle Int*. 1996;17(3):157–161. doi: 10.1177/107110079601700307
27. Ebisui JM. The first ray axis and the first metatarsophalangeal joint: an anatomical and pathomechanical study. *J Am Podiatry Assoc*. 1968;58(4):160–168. doi: 10.7547/87507315-58-4-160
28. Sgarlato TE. A compendium of podiatric biomechanics. San Francisco: California College of Podiatric Medicine; 1971.
29. Kelso SF, Richie DH Jr, Cohen IR, et al. Direction and range of motion of the first ray // *J Am Podiatry Assoc*. 1982;72(12):600–605. doi: 10.7547/87507315-72-12-600
30. Grode S, McCarthy DJ. The anatomical implications of hallux abducto valgus: a cryomicrotomy study. *J Am Podiatry Assoc*. 1980;70(11):539–551. doi: 10.7547/87507315-70-11-539
31. Root ML. Direction and range of motion of the first ray. *J Am Podiatric Med Assoc*. 1982;72:600.
32. Root ML, Orient WP, Weed JH. *Normal and abnormal function of the foot*. Los Angeles: Clinical biomechanics Corp.; 1977.

33. Wanivenhaus A, Pretterklieber M. First tarsometatarsal joint: anatomical biomechanical study. *Foot Ankle*. 1989;9(4):153–157. doi: 10.1177/107110078900900401
34. Ouzounian T, Shereff M. *In vitro* determination of midfoot motion. *Foot Ankle*. 1989;10(3):140–146. doi: 10.1177/107110078901000305
35. Oldenbrook LL, Smith CE. Metatarsal head motion secondary to rearfoot pronation and supination. *J Am Podiatric Med Assoc*. 1979;69(1):24–28. doi: 10.7547/87507315-69-1-24
36. Kelikian H. *Hallux valgus, allied deformities of the forefoot and metatarsalgia*. Philadelphia and London: W.B. Saunders Company; 1965.
37. Heatherington VJ, Carnelt J, Patterson B. Motion of the first metatarsophalangeal. *J Foot Surg*. 1989;28(1):13–19.
38. Dykij D. Pathologic anatomy of hallux abducto valgus. *Clin Podiatr Med Surg*. 1989;6:1–14.
39. Shereff MJ, Bejani FJ, Kummer FJ. Kinematics of the first metatarsophalangeal joint. *J Bone Joint Surg*. 1986;68(3):392–398.
40. Nawoczenski DA, Baumhauer JF, Umberger BR. Relationship between clinical measurements and motion of the first metatarsophalangeal joint during gait. *J Bone Joint Surg Am*. 1999;81(3):370–376. doi: 10.2106/00004623-199903000-00009
41. Mann R, Nagy J. The function of the toes in walking, jogging and running. *Clin Orthop*. 1979;(142):24–29.
42. Giannestras N. *Foot disorders, medical and surgical management*. Philadelphia: Lea and Febiger; 1973.
43. Joseph J. Range of movement of the great toe in men. *J Bone Joint Surg [Br.]*. 1954;36(3):450–457. doi: 10.1302/0301-620X.36B3.450
44. Gerbert J. *Textbook of Bunion Surgery*. New York: Futura; 1981.
45. Buell T, Green DR, Risser J. Measurement of the first metatarsophalangeal joint range of motion. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1988;78(9):439–448. doi: 10.7547/87507315-78-9-439
46. Heatherington VJ, Johnson R, Arbitton J. Necessary dorsoflexion of the first metatarsophalangeal joint during gait. *J Foot Surg*. 1990;29(3):218–222.
47. Bojsen-Moller F, Lamoreux L. Significance of free dorsoflexion of the toes in walking. *Acta Orthop Scand*. 1979;50(4):411–479. doi: 10.3109/17453677908989792
48. Mishra AK, Kumar R, Kataria C. et al. A comparison of foot insole materials in plantar pressure relief and center of pressure pattern. *J Clin Med Res*. 2020;2(6):P1–17. doi: 10.37191/Mapsci-2582-4333-2(6)-050
49. Stokes IA, Stott JR, Hutton WC. Force distributions under the foot a dynamic measuring system. *Biomed Eng*. 1974;9(4):140–143.
50. Hessert MJ, Vyas M, Leach J, et al. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatr*. 2005;5:8. doi: 10.1186/1471-2318-5-8
51. Grieve DW, Rashdi T. Pressures under normal feet in standing and walking as measured by foil pedobarography. *Ann Rheum Dis*. 1984;43(6):816–818. doi: 10.1136/ard.43.6.816
52. Hughes J, Jagoe JR, Clark P, et al. Pattern recognition of images of the pressure distribution under the foot from the pedobarograph. *J Photog Science*. 1989;37(3–4):139–142. doi: 10.1080/00223638.1989.11737030
53. Hughes J, Kriss S, Klenerman L. A clinician's view of foot pressure: a comparison of three different methods of measurement. *Foot Ankle*. 1987;7(5):277–284. doi: 10.1177/107110078700700503
54. David RD, Delagoutte JP, Renard MM. Anatomical study of the sesamoid bones of the first metatarsal. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1989;79(11):536–544. doi: 10.7547/87507315-79-11-536
55. Michaud T. *Foot orthoses and other forms of conservative foot care*. Philadelphia: William and Wilkins, 1993.
56. MacConaill MA. Some anatomical factors affecting the stabilising functions of muscles. *Ir J Med Sci*. 1946:160–164. doi: 10.1007/BF02950588
57. Kravitz SR, LaPorta GA, Lawton JH. KLL progressive staging classification of hallux limitus and hallux rigidus. *Lower extremity*. 1994;1(1):55–66.
58. MacConaill MA, Basmajian JV. *Muscles and movements: a basis for human kinesiology*. Philadelphia: Williams and Wilkins; 1969.
59. Elftman H. The transverse tarsal joint and its control. *Clin Orthop*. 1960;16:41–45.
60. Sammarco VJ. The talonavicular and calcaneocuboid joints: anatomy, biomechanics, and clinical management of the transverse tarsal joint. *Foot Ankle Clin*. 2004;9(1):127–145. doi: 10.1016/S1083-7515(03)00152-9
61. Sarrafian SK. *Anatomy of the foot and ankle: descriptive, topographic, functional*. Philadelphia: Williams and Wilkins; 1993.
62. Blackwood CB, Yuen TJ, Sangeorzan BJ, et al. The midtarsal joint locking mechanism. *Foot Ankle Int*. 2005;26(12):1074–1080. doi: 10.1177/107110070502601213
63. Johnson CH, Christensen JC. Biomechanics of the first ray. Part I. The effects of peroneus longus function: a three-dimensional kinematic study on a cadaver model. *J Foot Ankle Surg*. 1999;38(5):313–321. doi: 10.1016/s1067-2516(99)80002-7
64. Rajendran K. Mechanism of locking at the knee joint. *J Anat*. 1985;143:189–194.
65. Perez HR, Reber LK, Christensen JC. The effect of frontal plane position on first ray motion: forefoot locking mechanism. *Foot Ankle Int*. 2008;29(1):72–76. doi: 10.3113/FAI.2008.0072
66. Hicks JH. The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *J Anat*. 1954;88(1):25–30.
67. Phillips RD, Law EA, Ward ED. Functional motion of the medial column joints of the foot during propulsion. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1996;86(10):474–486. doi: 10.7547/87507315-86-10-474

ОБ АВТОРАХ

Валерий Владимирович Умнов, д-р мед. наук;
ORCID: 0000-0002-5721-8575;
eLibrary SPIN: 6824-5853;
e-mail: umnovvv@gmail.com

Дмитрий Сергеевич Жарков, врач — травматолог-ортопед;
ORCID: 0000-0002-8027-1593;
e-mail: striker5621@gmail.com

AUTHOR INFORMATION

Valery V. Umnov, MD, PhD, Dr. Sci. (Med.);
ORCID: 0000-0002-5721-8575;
eLibrary SPIN: 6824-5853;
e-mail: umnovvv@gmail.com

Dmitriy S. Zharkov, MD, orthopedic and trauma surgeon;
ORCID: 0000-0002-8027-1593;
e-mail: striker5621@gmail.com

ОБ АВТОРАХ

*** Владимир Александрович Новиков**, канд. мед. наук;
адрес: Россия, 196603, Санкт-Петербург, Пушкин,
ул. Парковая, д. 64–68;
ORCID: 0000-0002-3754-4090;
eLibrary SPIN: 2773-1027;
e-mail: novikov.turner@gmail.com

Дмитрий Валерьевич Умнов, канд. мед. наук;
ORCID: 0000-0003-4293-1607;
eLibrary SPIN: 1376-7998;
e-mail: dmitry.umnov@gmail.com

AUTHOR INFORMATION

*** Vladimir A. Novikov**, MD, PhD, Cand. Sci. (Med.);
address: 64-68 Parkovaya str.,
Pushkin, Saint Petersburg, 196603, Russia;
ORCID: 0000-0002-3754-4090;
eLibrary SPIN: 2773-1027;
e-mail: novikov.turner@gmail.com

Dmitry V. Umnov, MD, PhD, Cand. Sci. (Med.);
ORCID: 0000-0003-4293-1607;
eLibrary SPIN: 1376-7998;
e-mail: dmitry.umnov@gmail.com

* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author