

doi: 10.25005/2074-0581-2023-25-4-553-561

HALLUX VALGUS: ЛИЖЕТ ГОЛЕНОСТОПНЫЕ СУСТАВЫ И КУСАЕТ ТАЗОБЕДРЕННЫЕ?

Л.А. УДОЧКИНА¹, Ю.В. ХЛЕБНИКОВ¹, О.И. ВОРОНЦОВА², М.Ю. КАПИТОНОВА³

¹ Астраханский государственный медицинский университет, Астрахань, Российская Федерация

² Астраханский государственный университет им. В.Н. Татищева, Астрахань, Российская Федерация

³ Факультет медицины и здравоохранения, Университет Малайзии Саравак, Кота Самаран, Малайзия

Цель: представить освещение в литературе последних лет проблемы влияния патологии стопы (Hallux Valgus, HV) на состояние проксимальных и дистальных суставов нижней конечности (НК) в сравнительном аспекте.

Материал и методы: поиски литературы осуществлялись в базах данных Web of Science, PubMed и Scopus с ноября 1973 по сентябрь 2023 года по ключевым словам «hallux valgus», «bunion», «hip joint», «knee joint», «ankle joint». Критерием включения являлось наличие полнотекстовых статей на английском языке. Критерием исключения являлись обзоры, клинические случаи и абстракты.

Результаты: наряду с описанными ранее изменениями пространственно-временных параметров походки, кинематики стопы и голеностопного сустава (ГСС) при HV, в последнее время появляются работы относительно его влияния на кинематику проксимального сегмента НК, в том числе способствующих развитию остеоартроза (ОА) коленного сустава (КС). При этом нарушения кинематики тазобедренного сустава (ТБС) при HV, приводящие к развитию в нем патоморфологических изменений, остаются неисследованными.

Заключение: HV является распространённым заболеванием скелетно-мышечной системы, значительно ухудшающим качество жизни пациентов и нередко приводящим к инвалидизации. В то время как влияние HV на кинематику стопы и ГСС описано достаточно подробно, его влияние на ТБС остаётся малоизученным. Хирургическое лечение не приводит к существенному улучшению показателей кинематики нижней конечности и таза, а напротив, может приводить к её отрицательной динамике не только в оперированной, но и контрлатеральной НК, что диктует необходимость в проведении исследований по выявлению клинически значимых кинематических параметров походки и проксимальных суставов НК при HV и оптимизации существующих подходов к лечению.

Ключевые слова: hallux valgus, тазобедренный сустав, голеностопный сустав, биомеханика суставов, система захвата движения.

Для цитирования: Удочкина ЛА, Хлебников ЮВ, Воронцова ОИ, Капитонова МЮ. Hallux valgus: лижет голеностопные суставы и кусает тазобедренные? *Вестник Авиценны*. 2023;25(4):553-61. <https://doi.org/10.25005/2074-0581-2023-25-4-553-561>

HALLUX VALGUS: LICKS AT THE ANKLE JOINTS, BUT BITES AT THE HIP JOINTS?

L.A. UDOCHKINA¹, YU.V. KHEBNIKOV¹, O.I. VORONTSOVA², M. KAPITONOVA³

¹ Astrakhan State Medical University, Astrakhan, Russian Federation

² Astrakhan State University named after V.N. Tatishchev, Astrakhan, Russian Federation

³ Faculty of Medicine and Health Sciences, Universiti Malaysia Sarawak, Kota Samarahan, Malaysia

Objective: To present the coverage in the literature of recent years of the problem of the influence of foot pathology (Hallux Valgus, HV) on the condition of the proximal and distal joints of the lower limb (LL) in a comparative aspect.

Methods: Literature searches were carried out in the Web of Science, PubMed and Scopus databases as of September 1, 2023 using the keywords “hallux valgus”, “bunion”, “hip joint”, “knee joint”, “ankle joint”. The inclusion criterion was the availability of full-text articles in English. Exclusion criteria included reviews, case reports, and abstracts.

Results: Along with the previously described changes in the spatiotemporal parameters of gait, kinematics of the ankle joint (AJ) with HV, recently there have been studies regarding its influence on the kinematics of the proximal segment of the knee joint, including those contributing to the development of osteoarthritis (OA) of the knee joint (KJ). At the same time, disturbances in the kinematics of the hip joint (HJ) in HV, leading to the development of pathomorphological changes in it, remain unexplored.

Conclusion: HV is a common disease of the musculoskeletal system, significantly worsening the quality of life of patients and often leading to disability. While the effect of HV on foot kinematics and the joint axis has been described in some detail, its effect on the hip joint remains poorly understood. Surgical treatment does not lead to a significant improvement in the kinematics of the lower limb and pelvis, but, on the contrary, can lead to its negative dynamics not only in the operated, but also in the contralateral LL, which dictates the need to conduct research to identify clinically significant kinematic parameters of gait and proximal joints of the LL for HV and optimization of existing treatment approaches.

Keywords: Hallux valgus, hip joint, ankle joint, joint biomechanics, motion capture system.

For citation: Udochkina LA, Khebnikov YuV, Vorontsova OI, Kapitonova M. Hallux valgus: lizhet golenostopnye sustavy i kusaet tazobedrennye? [Hallux valgus: Licks at the ankle joints, but bites at the hip joints?] *Vestnik Avitsenny [Avicenna Bulletin]*. 2023;25(4):553-61. <https://doi.org/10.25005/2074-0581-2023-25-4-553-561>

ВВЕДЕНИЕ

HV – самая распространённая патология переднего отдела стопы [1], широко распространённая в современном обществе, поражающая 23% населения, имеющая тенденцию прогрессировать, значительно влияя на походку, вызывая её замедление и нестабильность, нередко создавая болезненные ощущения и сложности с подбором обуви, ограничивая способность выполнять повседневные действия и существенно снижая качество жизни [2, 3]. Частота встречаемости HV у женщин и мужчин в США составляет 58% и 25% соответственно [4]. При этом есть данные о том, что в пожилом возрасте различия в частоте встречаемости HV женщин и мужчин становятся не достоверными [5]. В продвинутой стадии HV вызывает патологическое изменение модели походки из-за болей и чувства дискомфорта [3], способствует дефициту статического равновесия и повышенному риску падения у пожилых людей [6], что делает HV серьёзной медицинской проблемой [3, 6, 7].

HV характеризуется вальгусной деформацией первого плюсне-фалангового сустава (ПФС), отведением проксимальной фаланги большого пальца, при котором дистальный её конец отклоняется от средней линии тела на 15 и более градусов, а также внутренней ротацией плюсневой кости и широкой ступней [8-11].

HV не является изолированной проблемой большого пальца стопы, которую можно решить оперативно. Это продолжительное нарушение функции, влияющее на всю кинематическую цепь НК [12], функциональная несостоятельность которой при данной патологии требует более глубокого изучения [12, 13]. Влияние HV на функцию стопы достаточно подробно описано и качественно, и количественно. Именно снижение функции стопы при HV вызывает изменение функции других суставов НК, а также уменьшает скорость ходьбы и соответственно двигательную активность, что обуславливает необходимость детально изучать эти нарушения для проведения эффективной реабилитации [11].

В последнее время появляются исследования, указывающие, что не только ГСС и другие суставы стопы, но и КС, и ТБС, в не меньшей степени оказываются под негативным влиянием HV, нарушающего их кинематику и способствующего в конечном счете развитию остеоартроза (ОА). В данном обзоре мы решили обобщить новую информацию о влиянии HV на походку и кинематику суставов НК, сделав упор на наименее изученные изменения в ТБС при данной патологии стопы, исследования которых до настоящего времени единичны [10, 12].

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Поиск литературы осуществлялся в базах данных Web of Science, PubMed и Scopus с ноября 1973 до сентября 2023 года по ключевым словам «hallux valgus», «bunion», «hip joint», «knee joint», «ankle joint». Критерием включения являлось наличие полнотекстовых статей на английском языке. Критерием исключения являлись обзоры, клинические случаи и абстракты. Поиск позволил выделить 104 статьи. После исключения повторов, не относящихся к обозначенной тематике статей, а также применения критериев исключения осталось 43 работы, которые были детально проанализированы.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Влияние HV на походку

Исследования изменения походки при HV относительно многочисленны и достаточно противоречивы [6]. В ряде исследо-

INTRODUCTION

HV is the most common pathology of the forefoot [1]; widespread in modern society, affecting 23% of the population, tending to progress, significantly affect gait, causing it to slow down and become unstable, often creating pain and difficulties with the selection of shoes, limiting the ability to perform daily activities and significantly reducing the quality of life [2, 3]. The incidence of HV in women and men in the United States is 58% and 25%, respectively [4]. At the same time, there is evidence that in old age the differences in the incidence of HV in women and men become unreliable [5]. At an advanced stage, HV causes pathological changes in gait pattern due to pain and discomfort [3], contributes to static balance deficits and an increased risk of falling in the elderly [6], making HV a serious medical problem [3, 6, 7].

HV is characterized by valgus deformity of the first metatarsophalangeal joint (MTPJ), abduction of the proximal phalanx of the big toe, in which its distal end deviates from the midline of the body by 15 degrees or more, as well as internal rotation of the metatarsal bone and wide foot [8-11].

HV is not an isolated problem of the big toe that can be treated surgically. This is a long-term dysfunction that affects the entire kinematic chain of the LL [12], the functional failure of which in this pathology requires a more in-depth study [12, 13]. The effect of HV on foot function has been described in sufficient detail both qualitatively and quantitatively. It is the decrease in foot function in HV that causes changes in the function of other joints of the knee joint, and also reduces walking speed and, accordingly, motor activity, which necessitates the need to study these disorders in detail in order to carry out effective rehabilitation [11].

Recently, studies have appeared indicating that not only the ankle joint and other joints of the foot, but also the knee joint and hip joint, are no less under the negative influence of HV, which disrupts their kinematics and ultimately contributes to the development of osteoarthritis (OA). In this review, we decided to summarize new information about the effect of HV on gait and the kinematics of the joints of the foot, focusing on the least studied changes in the hip joint in this pathology of the foot, the studies of which are still rare [10, 12].

METHODS

The literature search was carried out in the Web of Science, PubMed and Scopus databases as of September 1, 2023 using the keywords “hallux valgus”, “bunion”, “hip joint”, “knee joint”, “ankle joint”. The inclusion criterion was the availability of full-text articles in English. Exclusion criteria included reviews, case reports, and abstracts. The search identified 104 articles. After excluding duplicates that were not related to the designated topics of the articles, as well as applying exclusion criteria, 43 works remained, which were analyzed in detail.

RESULTS

Effect of HV on gait

Studies of gait changes in HV are relatively few and quite controversial [6]. A number of studies have shown that in patients with HV, walking speed and step length decrease compared to healthy people, and gait stability when walking on uneven surfaces also decreases [7, 11, 12, 14]. It is indicated that walking speed is a critical variable that should be controlled when assess-

ваний показано, что у больных с HV скорость ходьбы и длина шага уменьшаются по сравнению со здоровыми людьми, снижается также устойчивость походки при ходьбе по неровной поверхности [7, 11, 12, 14]. При этом указывается, что скорость ходьбы является критической переменной, которую следует контролировать при оценке адаптации, связанной со старением и развитием HV [10].

Одним из механизмов снижения скорости походки при HV считается укорочение расстояния от точки приземления пятки до точки проекции центра массы. Максимальный и минимальный центры массы оказываются выше при HV, и разница между максимальным и минимальным центрами масс становится достоверно меньше при HV, чем в контроле, и практически она сохраняется такой на протяжении всего цикла походки. Сохраняющееся высокое положение центра масс при HV означает, что потенциальная энергия не может быть эффективно преобразована в кинетическую [11]. Для оптимизации параметров походки необходимо стремиться к уменьшению показателя «touchdown» (расстояния от точки начального контакта до точки проекции центра массы). Описано сокращение продолжительности фазы опоры и времени шага у пациентов с HV [15].

Известно, что во время ходьбы величина усилия отталкивания (push-off), момент сил в суставах НК и мышечная работа, выполняемая ГСС, КС и ТБС, системно увеличиваются с увеличением скорости ходьбы [16, 17], в то время, как при HV, в противоположность этому, наряду с уменьшением скорости ходьбы, увеличения момента силы подошвенных сгибателей при её ускорении не происходит. Кроме того, у больных с HV регистрируется вдвое меньшее увеличение работы ГСС при повышении скорости походки, чем у здоровых, а в терминальной фазе опоры, когда здоровые взрослые люди энергично отталкиваются от земли, лица с HV демонстрируют менее эффективное отталкивание [18], компенсируя этот недостаток большим усилием разгибателей бедра в начале фазы опоры по сравнению со здоровым контролем [10]. Установлено, что снижение силы отталкивания при HV связано с нарушением распределения подошвенного давления в передней части стопы и снижением подвижности в плюснефаланговых и голеностопных суставах [15, 19, 20].

При HV сила реакции опоры показывает значительное увеличение латерального компонента в каждом периоде фазы опоры и вертикального компонента – в поздней фазе опоры [11]. Вместе с тем, ряд авторов считает, что HV не вызывает существенных различий пространственно-временных параметров походки [15, 21, 22] и нарушения динамического равновесия при ходьбе с комфортными скоростями, несмотря на уменьшение продолжительности фазы двойной опоры и ряда других изменений [6]. Вероятно, эти противоречия могут быть объяснены тем обстоятельством, что не всегда в исследованиях учитывалась степень HV, в то время, как разные по тяжести степени данной патологии могут по-разному влиять на основные пространственно-временные параметры походки, которые, по-видимому, могут быть затронуты у пожилых людей с HV тяжёлой степени, особенно при более сложных задачах ходьбы, например, по неровным поверхностям [2, 8]. Недостатком большинства процитированных в данном разделе работ относительно возрастной адаптации суставных усилий [16, 17, 23], является тот факт, что функция мышц НК изучалась с представлением о стопе, как о жестком её сегменте. В будущих исследованиях целесообразно использовать модели стопы, позволяющие точно определить кинематические и кинетические изменения в первом ПФС у пожилых людей с HV и у здорового контроля [24].

Выявленные противоречия могут быть также объяснены различным техническим уровнем проведения исследований. Оче-

ing adaptations associated with aging and the development of HV [10].

One of the mechanisms for reducing gait speed in HV is considered to be a shortening of the distance from the point of heel strike to the point of projection of the center of mass. The maximum and minimum centers of mass are higher at HV; and the difference between the maximum and minimum centers of mass becomes significantly smaller in HV than in the control, and practically it remains this way throughout the entire gait cycle. The continued high position of the center of mass at HV means that potential energy cannot be efficiently converted into kinetic energy [11]. To optimize gait parameters, it is necessary to strive to reduce the touchdown rate (the distance from the point of initial contact to the point of projection of the center of mass). A reduction in the duration of the stance phase and step time in patients with HV has been described [15].

It is known that during walking, the magnitude of the push-off force (push-off), the moment of force in the joints of the LL and the muscular work performed by the AJ, KJ and HJ systemically increase with increasing walking speed [16, 17], while in HV, in contrast, along with a decrease in walking speed, there is no increase in the moment of force of the plantar flexors during its acceleration. In addition, in patients with HV, a half-smaller increase in the work of the central nervous system is recorded with increasing gait speed than in healthy people, and in the terminal phase of support, when healthy adults push off energetically from the ground, people with HV demonstrate a less effective push-off [18], compensating for this lack of greater force in the hip extensors at the beginning of the stance phase compared to healthy controls [10]. It has been established that a decrease in the push-off force in HV is associated with a violation of the distribution of plantar pressure in the forefoot and a decrease in mobility in the metatarsophalangeal and ankle joints [15, 19, 20].

In HV, the ground reaction force shows a significant increase in the lateral component in each period of the stance phase and the vertical component in the late stance phase [11]. At the same time, a number of authors believe that HV does not cause significant differences in spatiotemporal gait parameters [15, 21, 22] and disturbances in dynamic balance when walking at comfortable speeds, despite a decrease in the duration of the double support phase and a number of other changes [6]. Probably, these contradictions can be explained by the fact that the degree of HV was not always taken into account in studies, while degrees of this pathology of different severity may have different effects on the main spatiotemporal parameters of gait, which, apparently, can be affected in older adults with severe HV, especially during more complex walking tasks such as on uneven surfaces [2, 8]. The disadvantage of most of the works cited in this section regarding age-related adaptation of joint forces [16, 17, 23] is the fact that the function of the LL muscles was studied with the idea of the foot as its rigid segment. Future studies would benefit from using foot models that can accurately determine kinematic and kinetic changes in the first MTPJ in older adults with HV and healthy controls [24].

The identified contradictions can also be explained by the different technical level of research. It is obvious that work in recent years has been carried out using more advanced motion capture equipment, which makes it possible to assess subtle changes in gait that until recently could not be recorded. Noteworthy is the very limited number of observations in most works on the topic under consideration, which also cannot but influence

видно, что работы последних лет выполнены на более совершенном оборудовании по захвату движений, позволяющем оценить тонкие изменения походки, до недавнего времени не доступные регистрации. Обращает на себя внимание и весьма ограниченное число наблюдений в большинстве работ по рассматриваемой тематике, что также не может не влиять на значительный разброс получаемых в проводимых исследованиях данных [25, 26].

Влияние HV на функцию стопы и кинематику ГСС

Влияние HV на функцию стопы охарактеризовано качественно и количественно, описаны патомеханические модели, в большей степени основанные на результатах измерений давления подошвы. Однако кинематические паттерны многих сегментов стопы во время ходьбы при HV нуждаются в количественных уточнениях.

Ряд авторов сообщает о неблагоприятном влиянии HV на подвижность и функцию стопы, в частности в плане обеспечения поступательного движения, особенно в позднюю фазу опоры, когда движение в первом ПФС важно для продвижения вперед и переноса веса тела [10, 15]. При этом, одни авторы отмечают, что деформация 1-й плюсневой кости при HV влияет на кинематику большого пальца в сагиттальной плоскости, в то время, как влияние HV на другие сегменты стопы оказалось ограниченным, и патомеханические последствия HV остаются ограниченными несущей функцией 1-й плюсневой кости [15]. Другие исследователи отмечают влияние HV на другие сегменты стопы [11-13].

Установлено, что для нормальной ходьбы требуется угол тыльного сгибания в ГСС около 10° , а подошвенного сгибания – около 20° [27]. При HV угол тыльного сгибания достоверно уменьшается и становится $\leq 10^\circ$. Следовательно, для увеличения скорости и эффективности походки, а также контроля HV и предотвращения его прогрессирования необходимо стремиться к увеличению диапазона тыльного сгибания в ГСС [11].

HV заметно меняет кинематику ГСС в цикле ходьбы по сравнению с возрастным контролем. Так у больных HV наблюдался меньший объем движений ГСС в сагиттальной плоскости на обеих ногах, достоверно меньший максимум подошвенного сгибания во время отрыва носка (toe-off). Эта разница была более выражена в конечности с деформацией HV. Также при HV имел место больший максимум тыльного сгибания в конце фазы переноса [12]. В другом исследовании отмечается, что при HV, наряду со снижением максимума тыльного сгибания в фазу середины опоры, имеет место увеличение максимума подошвенного сгибания при реакции на нагрузку, которое, напротив, уменьшается в фазу переноса по сравнению с возрастным контролем, что также сопровождается большим максимумом разгибания в коленном суставе в конце фазы переноса. Во фронтальной плоскости при HV значительно меньше максимум отведения бедра в цикле походки. Диапазон наклона и ротации таза также значительно меньше при HV [13]. Таким образом, описывая влияние HV на стопу и ГСС, авторы отмечают, что HV не является исключительно патологией стопы, так как негативно влияет на нижнюю конечность в целом, вызывая перегрузку её сегментов.

Изменения походки и функции стопы при HV, опосредованные возрастными изменениями

Возрастные изменения походки связаны, в частности, со снижением силы подошвенных сгибателей стопы, которое вынуждает пожилых людей при ходьбе укорачивать шаги, больше задействовать проксимальные мышцы (разгибали бедра) и компенсировать дефицит силы отталкивания так называемым дис-

the significant scatter of data obtained in the studies conducted [25, 26].

The influence of HV on foot function and kinematics of the joint system

The effect of HV on foot function has been characterized qualitatively and quantitatively, and pathomechanical models have been described, mainly based on plantar pressure measurements. However, the kinematic patterns of many foot segments during walking in HV require quantitative clarification.

A number of authors have reported the adverse effects of HV on foot mobility and function, particularly in terms of promoting forward movement, especially in the late stance phase when movement in the first MTPJ is important for forward propulsion and body weight transfer [10, 15].

At the same time, some authors note that the deformation of the 1st metatarsal bone in HV affects the kinematics of the big toe in the sagittal plane, while the influence of HV on other segments of the foot turned out to be limited, and the pathomechanical consequences of HV remain limited to the weight-bearing function of the 1st metatarsal bone [15]. Other researchers have noted the effect of HV on other segments of the foot [11-13].

It has been established that normal walking requires an angle of dorsiflexion in the AJ of about 10° , and a plantar flexion angle of about 20° [27]. With HV, the dorsiflexion angle significantly decreases and becomes $\leq 10^\circ$. Therefore, to increase gait speed and efficiency, as well as control HV and prevent its progression, it is necessary to strive to increase the range of dorsiflexion in the AJ [11].

HV noticeably changes the kinematics of the AJ during the gait cycle compared to age-related controls. Thus, in patients with HV, there was a smaller range of movements of the AJ in the sagittal plane on both legs, and a significantly lower maximum plantar flexion during toe-off. This difference was more pronounced in the limb with HV deformity. Also in HV there was a greater maximum of dorsiflexion at the end of the swing phase [12]. Another study notes that in HV, along with a decrease in the maximum of dorsiflexion in the mid-stance phase, there is an increase in the maximum of plantar flexion in response to load, which, on the contrary, decreases in the pre-swing phase compared to age-related controls, which is also accompanied by a greater maximum of extension in the KJ at the end of the transfer phase. In the frontal plane, with HV, the maximum hip abduction in the gait cycle is significantly less. The range of pelvic tilt and rotation is also significantly less in HV [13]. Thus, describing the effect of HV on the foot and the joint system, the authors note that HV is not exclusively a pathology of the foot, as it negatively affects the lower limb as a whole, causing overload of its segments.

Age-mediated changes in gait and foot function in HV

Age-related changes in gait are associated, in particular, with a decrease in the strength of the plantar flexors of the foot, which forces older people to shorten their steps when walking, use more proximal muscles (hip extensions) and compensate for the lack of push-off force with the so-called distal-proximal redistribution of joint forces, which compensatorily increase in the proximal direction [16, 17, 28]. Studies of gait mechanics in aging and people with HV have identified a common deficit associated with decreased push-off force during walking [10]. However, it remains to be determined whether the effects of aging and HV are additive.

тально-проксимальным перераспределением суставных усилий, которые компенсаторно увеличиваются в проксимальном направлении [16, 17, 28]. Исследования механики ходьбы при старении и у людей с НВ выявили общий дефицит, связанный со снижением силы отталкивания во время ходьбы [10]. Тем не менее, ещё предстоит определить, являются ли эффекты старения и НВ суммирующимися.

Во многих работах идёт противопоставление молодого возраста пожилому, средний возраст пропускается, и это не позволяет установить глубину взаимовлияния таких факторов, как старение и появление НВ, а также понять, имеет ли место их суммирующий эффект на развитие патологии НК [29, 30]; работы, охватывающие средний и пожилой возраст единичны и отличаются малым количеством объектов исследования [25].

Влияние НВ на кинематику проксимальных суставов НК

Рядом исследований [12, 31-34] было показано, что конфигурация стопы влияет не только на пространственно-временные параметры и кинематику стопы и ГСС при ходьбе, но и на кинематику КС, ТБС и таза по сравнению со здоровым контролем [12]. Уменьшенный индекс высоты свода стопы связан с усилением ретракции таза и усилением вальгусной деформации КС в середине фазы опоры [33]. Существует значимая отрицательная корреляция между ротацией стопы и бедра/таза в поперечной плоскости [31].

Измерение объёма движений в ТБС, КС, ГСС также обнаружило изменение их диапазона у пациентов с НВ по сравнению со здоровыми людьми из контрольной группы [35], что позволило авторам сделать вывод о необходимости полной кинематической оценки всей нижней конечности для понимания происходящих при НВ изменений. По мнению авторов [34], среди крупных суставов НК, НВ больше всего нарушает биомеханику КС. Так максимальное разгибание колена было билатерально меньше в фазе переноса у пациентов с НВ [12].

Изменения, вызванные НВ в различных отделах НК, в том числе, способствуют развитию в них ОА, в частности в КС [36-38]. Ассоциацию НВ с ОА КС и ТБС отмечали и другие авторы [39].

В частности, избыточная пронация 1-го ПФС при НВ изменяет наклон таза, что приводит к появлению болей в пояснице. При тяжёлом НВ изменение отводящего момента колена, требуемого для снижения нагрузки на большой палец стопы, способствует развитию ОА КС [37]. Подобных работ, подтверждающих влияние НВ на развитие ОА ТБС нет, при том, что немало работ, которые показывают значительное изменение кинематики именно ТБС при НВ, которое несомненно может являться фактором, провоцирующим развитие ОА.

Вместе с тем, при изучении угла ТБС не было обнаружено его изменений при НВ ни в одну фазу цикла походки; лишь увеличение наклона туловища имело место во все периоды фазы опоры, а также уменьшение тыльного сгибания в ГСС [11].

Влияние НВ на ТБС изучено в исследовании ходьбы больных с данной патологией с разной скоростью. У больных с НВ при ускорении ходьбы увеличение длины шага было достигнуто за счёт увеличения амплитуды движения ТБС, моментов сил его разгибателей и связанной с ним работой без увеличения объёма движений ГСС или момента сил подошвенных сгибателей. Это означает, что пожилые женщины с НВ по сравнению с пожилыми женщинами без НВ демонстрируют большее дистально-проксимальное перераспределение за счёт увеличения диапазона движения ТБС [10]. Эти наблюдения позволяют предположить, что пожилые женщины с НВ демонстрируют большую зависимость от проксимальных усилий по сравнению со здоровыми.

In many works, young age is contrasted with old age, middle age is omitted, and this does not allow us to establish the depth of mutual influence of factors such as aging and the appearance of HV, as well as to understand whether they have a cumulative effect on the development of LL pathology [29, 30]; works covering middle and old age are rare and are characterized by a small number of research objects [25].

Effect of HV on the kinematics of proximal LL joints

A number of studies [12, 31-34] have shown that the configuration of the foot affects not only the spatiotemporal parameters and kinematics of the foot and AJ during walking, but also the kinematics of the KJ, HJ and pelvis compared to healthy controls [12]. A reduced arch height index is associated with increased pelvic retraction and increased valgus deformity of the KJ joint in the mid-stance phase [33]. There is a significant negative correlation between foot and hip/pelvic rotation in the transverse plane [31].

Measuring the range of motion in the hip joint, knee joint, and joint joint also revealed a change in their range in patients with HV compared with healthy people from the control group [35], which allowed the authors to conclude that a complete kinematic assessment of the entire lower limb is necessary to understand what is happening with HV changes. According to the authors [34], among the large joints of the knee joint, the HV most disrupts the biomechanics of the joint. Thus, the maximum knee extension was bilaterally lower in the swing phase in patients with HV [12].

At the same time, changes that occur with HV not only in the foot, but also in other parts of the LL, are not corrected even after successful surgical treatment of HV. In particular, asymmetry of movements of the hip and pelvis in the frontal plane was discovered, which occurred before the HV operation and persisted after it [12].

Changes caused by HV in various parts of the LL also contribute to the development of OA in them, in particular in the KJ [36-38]. The association of HV with OA of the KJ and HJ was also noted by other authors [39].

In particular, excessive pronation of the 1st MTPJ in HV changes the pelvic tilt, which leads to low back pain. In severe HV, changes in the knee abduction torque required to reduce the load on the big toe contribute to the development of knee OA [37]. There are no similar studies confirming the influence of HV on the development of OA of the HJ, although there are many studies that show a significant change in the kinematics of the HJ during HV, which can undoubtedly be a factor provoking the development of OA.

At the same time, when studying the HJ angle, no changes were found during HV in any phase of the gait cycle; only an increase in trunk inclination occurred during all periods of the support phase, as well as a decrease in dorsiflexion in the AJ [11].

The effect of HV on the HJ was shown in a study of walking of patients with this pathology at different speeds. In patients with HV, when walking faster, an increase in step length was achieved by increasing the amplitude of movement of the HJ, the moments of force of its extensors and the work associated with it without increasing the range of movements of the HJ or the moment of force of the plantar flexors. This means that older women with HV, compared to older women without HV, demonstrate greater distal-proximal redistribution due to an increase in the range of motion of the HJ [10]. These observations suggest that older

У больных с HV на той стороне поражения максимальный подъём таза был меньше в начале фазы опоры, а максимум опускания таза был больше во время фазы переноса по сравнению с контрлатеральной конечностью без HV. У больных с HV на здоровой стороне имело место достоверно большее приведение бедра и подъём таза в начале фазы опоры и меньшее отведение бедра, и опускание таза в конце фазы опоры по сравнению со здоровым контролем. Таким образом, у больных HV на непораженной стороне происходят компенсационные изменения, которые заслуживают дальнейшего изучения [12].

Таким образом, приведённые исследования показали, что ТБС оказывается под не меньшим негативным влиянием HV, чем ГСС, при этом ТБС оказывается наименее изученной мишенью HV среди проксимальных суставов НК.

При анализе кинематики нижней конечности при HV, важно понять, какие из рассматриваемых параметров походки имеют клиническое значение.

Клинические аспекты влияния HV на различные сегменты НК и тазового пояса

Хотя существует более 200 методов хирургического лечения HV, до сих, несмотря на собранную солидную доказательную базу, среди хирургов нет консенсуса в отношении выбора наиболее адекватного его метода [1]. И хотя хирургическое вмешательство является важнейшей частью лечения больных HV, однако работы по изучению пространственно-временных параметров и кинематики НК и таза при ходьбе после хирургического лечения HV малочисленны [12, 25, 40], и в них оценка изменения походки после операции ограничивается измерением единичных параметров, в то время как комплексная оценка отсутствует [41, 42].

Даже после успешного хирургического лечения HV, другие части нижней конечности и тазового пояса, оказавшиеся под негативным влиянием данной патологии, остаются смещёнными, слабыми, с ограничением движений [11, 12]. Как показали некоторые авторы, хирургическое лечение HV не оказывает заметного влияния на изменённую патологией стопы кинематику нижних конечностей и таза [12, 25]. Более того, оно приводит к ещё более достоверному снижению скорости ходьбы и увеличению времени шага, а также ещё большему снижению максимального подошвенного сгибания в фазу отрыва носка. Операция не изменяет кинематику бедра и таза, сохраняется и имевшаяся до хирургического лечения асимметрия движений бедра и таза во фронтальной плоскости. Определяется меньший максимум отведения бедра с подъёмом таза в начале фазы опоры и больший максимум приведения бедра с опусканием таза в конце фазы опоры на оперированной ноге по сравнению с неоперированной конечностью. На неоперированной ноге наблюдаются сходные с оперированной конечностью изменения пространственно-временных показателей. Операция достоверно снижает каденцию и скорость ходьбы. Длина шага неоперированной ноги становится короче, а время шага удлиняется, что приводит к увеличению продолжительности фаз одиночной и двойной опоры. При этом достоверных изменений кинематики бедра и таза на неоперированной стороне после операции HV не наблюдается [12].

Как подтверждает другое исследование, несмотря на значимое улучшение конфигурации стопы и уменьшение болевого синдрома после хирургического лечения HV, достоверных изменений кинематики ходьбы оно не вызывает [25].

Таким образом, по данным ряда исследований, операция по поводу HV незначительно влияет на кинематику НК, а отмеченные небольшие изменения не свидетельствуют о положительной

women with HV exhibit greater dependence on proximal forces compared with healthy controls.

In patients with HV on that side of the lesion, the maximum pelvic elevation was less at the beginning of the stance phase, and the maximum pelvic descent was greater during the pre-swing phase compared with the contralateral limb without HV. Moreover, on the control side not affected by HV, there were also changes compared to healthy age controls. In patients with HV on the healthy side, there was significantly greater hip adduction and pelvic elevation at the beginning of the support phase and less hip abduction and pelvic descent at the end of the support phase compared to healthy controls. Thus, in patients with HV, compensatory changes occur on the unaffected side, which deserve further study [12].

Thus, the above studies have shown that the HJ is no less negatively affected by HV than the AJ, while the HJ turns out to be the least studied target of HV among the proximal joints of the LL.

When analyzing LL kinematics in HV, it is important to understand which of the gait parameters considered are clinically relevant.

Clinical aspects of the influence of HV on various segments of the LL and pelvic girdle

Although there are more than 200 methods of surgical treatment of HV, so far, despite the collected solid evidence base, there is no consensus among surgeons regarding the choice of the most adequate method [1]. And although surgical intervention is the most important part of the treatment of patients with HV, there are few works on the study of spatio-temporal parameters and kinematics of the LL and pelvis during walking after surgical treatment of HV [12, 25, 40], and in them the assessment of changes in gait after surgery is limited to single measurements parameters, while a comprehensive assessment is missing [41, 42].

Even after successful surgical treatment of HV, other parts of the LL and pelvic girdle, which were negatively affected by this pathology, remain displaced, weak, and with limited movements [11, 12]. As some authors have shown, surgical treatment of HV does not have a noticeable effect on the kinematics of the lower extremities and pelvis altered by foot pathology [12, 25]. Moreover, it leads to a significantly greater decrease in walking speed and an increase in step time, as well as an even greater decrease in maximum plantar flexion during the toe-off phase. The operation does not change the kinematics of the hip and pelvis, and the asymmetry of movements of the hip and pelvis in the frontal plane that existed before surgical treatment is preserved. A smaller maximum of hip abduction with pelvic elevation at the beginning of the support phase and a greater maximum of hip adduction with pelvic descent at the end of the support phase are determined on the operated leg compared to the non-operated limb. On the non-operated leg, changes in spatio-temporal parameters similar to those on the operated leg are observed. The operation significantly reduces cadence and walking speed. The stride length of the non-operated leg becomes shorter and takes longer, resulting in longer single and double lift phases. At the same time, no significant changes in the kinematics of the hip and pelvis on the non-operated side were observed after HV surgery [12].

The lack of significant changes in gait kinematics after surgical treatment is confirmed by another study, despite a significant

динамике пространственно-временных параметров ходьбы и кинематики ГСС при ходьбе.

Парадоксально, что отрицательная послеоперационная динамика пространственно-временных показателей на неоперированной ноге после операции HV была более выраженной, чем на оперированной. Это наблюдение было объяснено ещё большей компенсацией снижения функции оперированной ноги при ходьбе со стороны здоровой конечности, что может быть связано, в том числе, с послеоперационной болью в ноге, подверженной хирургическому вмешательству [12]. В связи с этим, необходимо проводить мероприятия по предотвращению прогрессирования HV, а следовательно и развития патологии других сегментов НК, особенно в группах риска (у пожилых женщин): ортопедическое лечение, силовые тренировки, направленные на укрепление сгибателей подошвы, а также разгибателей КС и ТБС. Эти мероприятия могут защитить ТБС от негативного воздействия HV, модулирующего его функцию [23].

Наряду с хирургическими методами лечения HV, всё большее значение приобретают консервативные вмешательства, направленные на нормализацию биомеханики стопы во время ходьбы, такие как ортезы, изменяющие движения в заднем отделе стопы и способствующие действенной нагрузке на её передний отдел и эффективному отрыву пальцев в цикле ходьбы [8, 26]. Ортезы твёрдого типа уменьшают подвижность таза и предотвращают избыточность тазовых движений по время ходьбы [43]. Перепрограммирование паттернов активации мышц, динамически поддерживающих медиальный продольный свод стопы, может оказывать хорошее корректирующее воздействие. Растяжение икроножно-камбаловидного комплекса и мануальная терапия, направленная на улучшение подвижности ГСС, могут способствовать усилению его тыльного сгибания в конечной фазе опоры. Однако необходимы серьёзные клинические испытания для изучения влияния таких консервативных вмешательств на параметры походки у пациентов с HV [8, 26].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

HV является распространённым заболеванием скелетно-мышечной системы, значительно ухудшающим качество жизни пациентов и, нередко, приводящим к инвалидизации. В то время, как влияние HV на кинематику стопы и ГСС описано достаточно подробно, его влияние на ТБС остаётся малоизученным. Хирургическое лечение не приводит к улучшению показателей кинематики нижней конечной и таза, а напротив, показывает отрицательную её динамику не только в оперированной, но и контрлатеральной нижней конечности, что диктует необходимость в проведении при HV исследований по выявлению клинически значимых кинематических параметров и оптимизации существующих подходов к лечению.

improvement in the configuration of the foot and a decrease in pain [25].

Thus, surgery for HV does not significantly affect the kinematics of the LL, and the small changes noted do not indicate a positive dynamics of spatiotemporal gait parameters and kinematics of the AJ when walking.

It is paradoxical that the negative postoperative dynamics of spatiotemporal indicators on the non-operated leg after HV surgery was more pronounced than on the non-operated leg. The non-operated leg probably further compensated for the decreased function of the operated leg when walking, which may be due to post-operative pain in the surgical limb or the formation of a new movement pattern that is used by the patient after surgery [12]. In this regard, it is necessary to take measures to prevent the progression of HV, and therefore the development of pathology of other segments of the LL, especially in risk groups (elderly women): orthopedic treatment, strength training aimed at strengthening the plantar flexors, as well as the knee and hip extensors. These measures can protect the HJ from the negative effects of HV, which modulate its function [23].

Along with surgical methods for the treatment of HV, conservative interventions aimed at normalizing the biomechanics of the foot during walking, such as orthoses that change movements in the hindfoot and promote effective load on the forefoot and effective toe-off during the gait cycle, are becoming increasingly important [8, 26]. Solid orthoses reduce pelvic mobility and prevent excessive pelvic movements during walking [43]. Reprogramming the activation patterns of the muscles that dynamically support the medial longitudinal arch of the foot can have a beneficial corrective effect. Stretching the gastrocnemius-soleus complex and manual therapy aimed at improving ankle mobility may help increase ankle dorsiflexion in the final stance phase. However, robust clinical trials are needed to examine the effects of such conservative interventions on gait parameters in patients with HV [8, 26].

CONCLUSION

HV is a common disease of the musculoskeletal system, significantly worsening the quality of life of patients and often leading to disability. While the effect of HV on foot kinematics and the joint axis has been described in some detail, its effect on the HJ remains poorly understood. Surgical treatment does not lead to an improvement in the kinematics of the lower extremity and pelvis, but, on the contrary, shows its negative dynamics not only in the operated but also in the contralateral lower extremity, which dictates the need for studies in HV to identify clinically significant kinematic parameters and optimize existing approaches to treatment.

ЛИТЕРАТУРА

REFERENCES

1. Noback PC, Trofa DP, Vosseller JT. Republication of "Evidence versus practice: Operative treatment preferences in valgus". *Foot Ankle Orthop.* 2023;8(3):24730114231195359. <https://doi.org/10.1177/24730114231195359>
2. Nix S, Russell T, Vicenzino B, Smith M. Validity and reliability of valgus angle measured on digital photographs. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42:642-8. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3841>
3. Chopra S, Moerenhout K, Crevoisier X. Characterization of gait in female patients with moderate to severe valgus deformity. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2015;30(6):629-35. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.03.021>
4. Nguyen US, Hillstrom HJ, Li W, Dufour AB, Kiel DP, Procter-Gray E, et al. Factors associated with valgus in a population-based study of older women and men: The MOBILIZE Boston Study. *Osteoarthritis Cartilage.* 2010;18(1):41-6. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2009.07.008>
5. Nakao H, Imaoka M, Hida M, Imai R, Nakamura M, Matsumoto K, et al. Determination of individual factors associated with valgus using SVM-RFE. *BMC Musculoskelet Disord.* 2023;24(1):534. <https://doi.org/10.1186/s12891-023-06303-2>

6. Barbee CE, Buddhadev HH, Chalmers GR, Suprak DN. The effects of valgus and walking speed on dynamic balance in older adults. *Gait Posture*. 2020;80:137-42. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.039>
7. Menz HB, Lord SR. Gait instability in older people with valgus. *Foot Ankle Int*. 2005;26:483-9. <https://doi.org/10.1177/107110070502600610>
8. Nix SE, Vicenzino BT, Smith MD. Foot pain and functional limitation in healthy adults with valgus: A cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2012;13:197. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-197>
9. Dufour AB, Casey VA, Golightly YM, Hannan MT. Characteristics associated with valgus in a population-based foot study of older adults. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2014;66(12):1880-6. <https://doi.org/10.1002/acr.22391>
10. Buddhadev HH, Barbee CE. Redistribution of joint moments and work in older women with and without valgus at two walking speeds. *Gait Posture*. 2020;77:112-7. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.01.023>
11. Yoshida T, Tanino Y, Nakao T, Yamazaki W, Suzuki T. Examination of gait characteristics and related factors in elderly subjects with and without valgus. *Prog Rehabil Med*. 2021;6:20210028. <https://doi.org/10.2490/prm.20210028>
12. Klugarova J, Janura M, Svoboda Z, Sos Z, Stergiou N, Klugar M. valgus surgery affects kinematic parameters during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2016;40:20-6. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.10.004>
13. Kozakova J, Janura M, Svoboda Z, Elfmark M, Klugar M. The influence of valgus on pelvis and lower extremity movement during gait. *Acta Univ Palacki Olomuc Gymn*. 2011;41(4):49-54. <https://doi.org/10.5507/ag.2011.026>
14. Canseco K, Rankine L, Long J, Smedberg T, Marks RM, Harris GF. Motion of the multisegmental foot in valgus. *Foot Ankle Int*. 2010;31(2):146-52. <https://doi.org/10.3113/FAI.2010.0146>
15. Deschamps K, Birch I, Desloovere K, Matricali GA. The impact of valgus on foot kinematics: A cross-sectional, comparative study. *Gait Posture*. 2010;32(1):102-6. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.017>
16. Anderson DE, Madigan ML. Healthy older adults have insufficient hip range of motion and plantar flexor strength to walk like healthy young adults. *J Biomech*. 2014;47:1104-9.
17. Buddhadev HH, Martin PE. Effects of age and physical activity status on redistribution of joint work during walking. *Gait Posture*. 2016;50:131-6. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.034>
18. Khazzam M, Long JT, Marks RM, Harris GF. Kinematic changes of the foot and ankle in patients with systemic rheumatoid arthritis and forefoot deformity. *J Orthop Res*. 2007;25(3):319-29. <https://doi.org/10.1002/jor.20312>
19. Halstead J, Redmond AC. Weight-bearing passive dorsiflexion of the in standing is not related to dorsiflexion during walking. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006;36:550-6. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2136>
20. Galica AM, Hagedorn TJ, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Casey VA, et al. Valgus and plantar pressure loading: The Framingham foot study. *J Foot Ankle Res*. 2013;6:42.
21. Martínez-Nova A, Sánchez-Rodríguez R, Pérez-Soriano P, Llana-Belloch S, Leal-Muro A, Pedrera-Zamorano JD. Plantar pressures determinants in mild valgus. *Gait Posture*. 2010;32:425-7. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.06.015>
22. Mickle KJ, Munro BJ, Lord SR, Menz HB, Steele JR. Gait, balance and plantar pressures in older people with toe deformities. *Gait Posture*. 2011;34:347-51. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.05.023>
23. Buddhadev HH, Smiley AL, Martin PE. Effects of age, speed, and step length on lower extremity net joint moments and powers during walking. *Hum Mov Sci*. 2020;71:102611. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102611>
24. Takahashi KZ, Worster K, Bruening DA. Energy neutral: The human foot and ankle subsections combine to produce near zero net mechanical work during walking. *Sci Rep*. 2017;7:15404. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-15218-7>
25. Fleischer A, Patel J, Yalla S, Klein E, Landry K, Weil L Jr. Effects of valgus surgery on balance and gait in middle aged and older adults. *J Foot Ankle Surg*. 2022;61(4):798-801. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2021.11.019>
26. Lee JY, Ryoo HW, Ahn SY, Bok SK. Can a biomechanical foot orthosis affect gait in patients with valgus? *A Pilot Study. Ann Rehabil Med*. 2022;46(6):312-9. <https://doi.org/10.5535/arm.22118>
27. Winter DA, Patla AE, Patla AE, Frank JS, Walt SE. Biomechanical gaiting pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther*. 1990;70:340-7. <https://doi.org/10.1093/ptj/70.6.340>
28. Browne MG, Franz JR. More push from your push-off: Joint-level modifications to modulate propulsive forces in old age. *PLoS One*. 2018;13:e0201407.
29. Wang XW, Wen Q, Li Y, Liu C, Zhao K, Zhao HM, et al. Scarf osteotomy for correction of valgus deformity in adolescents. *Orthop Surg*. 2019;11(5):873-8. <https://doi.org/10.1111/os.12539>
30. Menz HB, Marshall M, Thomas MJ, Rathod Mistry T, Peat GM, Roddy E. Incidence and progression of valgus: A prospective cohort study. *Arthritis Care Res*. 2023;75(1):166-73. <https://doi.org/10.1002/acr.24754>
31. Gaston MS, Rutz E, Dreher T, Brunner R. Transverse plane rotation of the foot and transverse hip and pelvic kinematics in diplegic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2011;34:218-21. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.05.001>
32. Svoboda Z, Honzikova L, Janura M, Vidal T, Martinaskova E. Kinematic gait analysis in children with valgus deformity of the hindfoot. *Acta Bioeng Biomech*. 2014;16:89-93.
33. Kothari A, Dixon PC, Stebbins J, Zavatsky AB, Theologis T. Are flexible flat feet associated with proximal joint problems in children? *Gait Posture*. 2016;45:204-10. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.008>
34. Park C, Kang N, Jeon K, Park K. Quantifying the dynamic stability of gait patterns in people with valgus. *Appl Bionics Biomech*. 2021;2021:5543704. <https://doi.org/10.1155/2021/5543704>
35. Steinberg N, Finestone A, Noff M, Zeev A, Dar G. Relationship between lower extremity alignment and valgus in women. *Foot Ankle Int*. 2013;34(6):824-31. <https://doi.org/10.1177/1071100713478407>
36. Özgüçlü E, Kiliç E, Kaymak BA. A knee osteoarthritis connected with valgus-related pes planus. *J Biomech*. 2008;41(16):3523-4. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.08.021>
37. Shih KS, Chien HL, Lu TW, Chang CF, Kuo CC. Gait changes in individuals with bilateral valgus reduce first metatarsophalangeal loading but increase knee abductor moments. *Gait Posture*. 2014;40:38-42. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.02.011>
38. Kim Y. Effects of foot-toe orthoses on moment and range of motion of knee joint in individuals with valgus. *Life (Basel)*. 2023;13(5):1162. <https://doi.org/10.3390/life13051162>
39. Golightly YM, Hannan MT, Dufour AB, Renner JB, Jordan JM. Factors associated with valgus in a community-based cross-sectional study of adults with and without osteoarthritis. *Arthritis Care Res*. 2015;67:791-8. <https://doi.org/10.1002/acr.22517>
40. Canseco K, Long J, Smedberg T, Tarima S, Marks RM, Harris GF. Multisegmental foot and ankle motion analysis after valgus surgery. *Foot Ankle Int*. 2012;33(2):141-7. <https://doi.org/10.3113/FAI.2012.0141>
41. Dhukaram V, Hullin MG, Kumar SC. The Mitchell and Scarf osteotomies for valgus correction: A retrospective, comparative analysis using plantar pressures. *J Foot Ankle Surg*. 2006;45:400-9.
42. Saro C, Andren B, Wildemyr Z, Fellander-Tsai L. Outcome after distal metatarsal osteotomy for valgus: A prospective randomized controlled trial of two methods. *Foot Ankle Int*. 2007;28:778-87. <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0778>
43. Kim Y. Comparison of the effects of foot-toe orthoses on three-dimensional pelvic kinematics in individuals with valgus during gait. *Prosthet Orthot Int*. 2022;46(4):362-7. <https://doi.org/10.1097/PXR.0000000000000119>

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

Удочкина Лариса Альбертовна, доктор медицинских наук, профессор, заведующая кафедрой анатомии, Астраханский государственный медицинский университет
Researcher ID: 57191331798

AUTHORS' INFORMATION

Udochkina Larisa Albertovna, Doctor of Medical Sciences, Full Professor, Head of Anatomy Department, Astrakhan State Medical University
Researcher ID: 57191331798

ORCID ID: 0000-0001-5016-0633

E-mail: udochkin-lk@mail.ru

Хлебников Юрий Витальевич, соискатель кафедры анатомии, Астраханский государственный медицинский университет

ORCID ID: 0009-0002-5856-6587

E-mail: linguine@yandex.ru

Воронцова Ольга Ивановна, кандидат политических наук, доцент, руководитель лаборатории «Биомеханики движений и искусственного интеллекта», Астраханский государственный университет им. В.Н. Татищева

Researcher ID: 57209692499

ORCID ID: 0000-0002-4037-3990

E-mail: aspuvorontsova@gmail.com

Капитонова Марина Юрьевна, доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры фундаментальных медицинских наук, факультет медицины и здравоохранения Университета Малайзии Саравак

Researcher ID: Y-6429-2018

Scopus ID: 8854275100

ORCID ID: 0000-0001-6055-3123

SPIN-код: 5647-3218

Author ID: 121504

E-mail: kmarina@unimas.my

Информация об источнике поддержки в виде грантов, оборудования, лекарственных препаратов

Работа выполнялась в соответствии с планом НИР Астраханского государственного медицинского университета (№ государственной регистрации 122061600021-9). Финансовой поддержки со стороны компаний-производителей лекарственных препаратов и медицинского оборудования авторы не получали

Конфликт интересов: отсутствует **АДРЕС ДЛЯ КОРРЕСПОНДЕНЦИИ:****Капитонова Марина Юрьевна**

доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры фундаментальных медицинских наук, факультет медицины и здравоохранения Университета Малайзии Саравак

Кота Самарахан, Саравак 94300, Малайзия

Тел.: +60 (176) 243699

E-mail: kmarina@unimas.my

ВКЛАД АВТОРОВ

Разработка концепции и дизайна исследования: УЛА, КМЮ

Сбор материала: ХВЮ, ВОИ

Анализ полученных данных: УЛА, ХВЮ, ВОИ, КМЮ

Подготовка текста: ХВЮ, ВОИ

Редактирование: УЛА, КМЮ

Общая ответственность: КМЮ

Поступила 15.06.23

Принята в печать 23.11.23

ORCID ID: 0000-0001-5016-0633

E-mail: udochkin-lk@mail.ru

Khlebnikov Yuri Vitalievich, PhD Student, Anatomy Department, Astrakhan State Medical University

ORCID ID: 0009-0002-5856-6587

E-mail: linguine@yandex.ru

Vorontsova Olga Ivanovna, Candidate of Political Sciences, Associate Professor, Head of the Laboratory of Biomechanics and Artificial Intelligence, Astrakhan State University named after V.N. Tatischev

Researcher ID: 57209692499

ORCID ID: 0000-0002-4037-3990

E-mail: aspuvorontsova@gmail.com

Kapitonova Marina, MD, PhD, Professor, Professor of Anatomy, Faculty of Medicine and Health Sciences, Universiti Malaysia Sarawak

Researcher ID: Y-6429-2018

Scopus ID: 8854275100

ORCID ID: 0000-0001-6055-3123

SPIN: 5647-3218

Author ID: 121504

E-mail: kmarina@unimas.my

Information about support in the form of grants, equipment, medications

The research was carried out in accordance with the research plan of Astrakhan State Medical University (state registration number – 122061600021-9). The authors did not receive financial support from manufacturers of medicines and medical equipment

Conflicts of interest: The authors have no conflicts of interest **ADDRESS FOR CORRESPONDENCE:****Marina Kapitonova**, MD, PhD

Professor, Professor of Anatomy, Department of Basic Medical Sciences, Faculty of Medicine and Health Sciences, Universiti Malaysia Sarawak

Kota Samarahan 94300, Malaysia

Tel.: +60 (176) 243699

E-mail: kmarina@unimas.my

AUTHOR CONTRIBUTIONS

Conception and design: ULA, KM

Data collection: KhVYu, VOI

Analysis and interpretation: ULA, KhVYu, VOI, KM

Writing the article: KhVYu, VOI

Critical revision of the article: ULA, KM

Overall responsibility: KM

Submitted 15.06.23

Accepted 23.11.23