

ПЕРЕГРУЗКА СОХРАННОЙ СТОПЫ КАК ПОКАЗАТЕЛЬ НЕОБХОДИМОСТИ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ ПОСЛЕ АМПУТАЦИИ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

Смирнова Л.М.^{1,2}

¹ Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта, ул. Бестужевская, д. 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация

² Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5, Санкт-Петербург, 197376, Российская Федерация

Резюме

Введение. При ходьбе на протезе сохранная конечность, компенсируя нарушения статодинамической функции протезированной конечности, может испытывать значительные перегрузки, повышающие риск заболеваний суставов конечности и деформаций стопы. Однако при протезировании должного внимания к необходимости снижения таких перегрузок не уделяется.

Цель. Целью работы является привлечение внимания специалистов к необходимости ортопедического обеспечения пациентов после односторонней ампутации нижней конечности для снижения риска перегрузки и профилактики анатомо-функциональных нарушений сохранной конечности.

Материалы и методы. Для выявления показателей перегрузки сохранной конечности у пациентов на протезе после односторонней ампутации нижней конечности исследована выборка из базы данных с результатами биомеханических инструментальных обследований и клинического осмотра протезированных с разным уровнем ампутации и контрольной группы. Биомеханические исследования проведены с применением программно-аппаратного комплекса с матричными измерителями давления в форме стелек. Исследована связь между уровнем ампутации конечности протезированного, с одной стороны, и показателями биомеханики ходьбы (билатеральная асимметрия продолжительности переката через стопы, максимальной нагрузки на стопы в цикле шага, условной работы переката через стопы, условной мощности переката через стопы, а также фронтальное и сагиттальное смещение центра траектории миграции общего центра давления) в опорном контуре стоп, с другой стороны.

Результаты. Подтверждена прямая связь между уровнем ампутации нижней конечности и степенью перегрузки сохранной стопы при ходьбе на протезе. Наиболее чувствительными биомеханическими показателями перегрузки сохранной стопы при ходьбе на протезе оказались билатеральная асимметрия продолжительности переката через стопы и билатеральная асимметрия условной работы переката через стопы. Признаком перегрузки сохранной стопы является также гиперпрессия в области носка или латерального края плантарной поверхности вследствие патологического стереотипа ходьбы при ошибках протезирования.

Обсуждение. Выполненное исследование подтвердило гипотезу о перегрузке сохранной конечности при ходьбе пациентов на протезе. Достоверность этого заключения основана на использовании сертифицированного инструментального средства для получения исходных биомеханических данных, обработке данных с применением адекватных задаче исследования статистических методов, высокой статистической значимости полученных результатов. Учитывая, что повышение уровня ампутации конечности, с одной стороны, отрицательно влияет на уровень двигательной активности ампутантов, что снижает нагрузку на опорно-двигательный аппарат в целом, но, с другой стороны, имеет прямую зависимость с компенсаторной перегрузкой сохранной конечности, ортопедическое обеспечение для снижения этих перегрузок имеет одинаково важное значение при любом уровне ампутации.

Смирнова Л.М. Перегрузка сохранной стопы как показатель необходимости ортопедического обеспечения пациентов после ампутации нижней конечности // Физическая и реабилитационная медицина. — 2022. — Т. 4. — № 4. — С. 34-43. DOI: 10.26211/2658-4522-2022-4-4-34-43.

Smirnova L.M. Peregruzka sohrannoi stopi kak pokazatel neobhodimosti ortopedicheskogo obespecheniya pacientov posle amputacii nizhnei konechnosti [Overloading of the intact foot as an indicator of the need for orthopedic support for patients after amputation of the lower limb]. Fizicheskaya i reabilitacionnaya medicina [Physical and Rehabilitation Medicine]. 2022;4(4):34-43. DOI: 10.26211/2658-4522-2022-4-4-34-43. (In Russian).

Смирнова Людмила Михайловна / Ludmila M. Smirnova; e-mail: info@diaserv.ru

Заклучение. Для выявления перегрузок сохранной конечности при ходьбе на протезе целесообразно использовать коэффициенты билатеральной асимметрии продолжительности переката через стопу и условной работы переката через стопу. Уменьшение этих коэффициентов по сравнению с единицей вследствие увеличения параметра сохранной стопы (по сравнению с искусственной) соответствует более выраженной перегрузке. Снижение риска перегрузки сохранной конечности достигается использованием ортопедической стельки, для своевременного и грамотного назначения которой необходима преемственность в работе протезиста и ортопеда.

Ключевые слова: реабилитация, протезирование, сохранная нижняя конечность, стопа, перегрузка.

OVERLOADING OF THE INTACT FOOT AS AN INDICATOR OF THE NEED FOR ORTHOPEDIC SUPPORT FOR PATIENTS AFTER AMPUTATION OF THE LOWER LIMB

Smirnova L.M.^{1,2}

¹ *Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, 50 Bestuzhevskaya Street, St. Petersburg, 195067, Russian Federation*

² *St. Petersburg State Electrotechnical University "LETI", 5 Professor Popov Street, St. Petersburg, 197376, Russian Federation*

Abstract

Introduction. Intact limb compensates for violations of the statodynamic function of the prosthetic limb and can experience significant overloads at walking with prosthetics what increases the risk of limb joint diseases and foot deformities. However, in prosthetics, proper attention is not paid to the need to reduce such overloads.

Aim. Attracting the attention of specialists to the need for orthopedic support for patients after unilateral amputation of the lower limb to reduce the risk of overload and prevent anatomical and functional disorders of the intact limb is the purpose of this work.

Materials and methods. A sample from the database with the results of biomechanical instrumental examinations and clinical examination of disabled people with different levels of amputation and the control group was studied to identify indicators of overload of the intact limb in patients after unilateral amputation of the lower limb. Biomechanical studies were performed using a hardware and software complex with matrix pressure sensors in the form of insoles. The relationship between the amputation level of the limb and the biomechanics of walking (bilateral asymmetry of walking parameters – duration of rolling through the feet, maximum load on the feet in the step cycle, conditional work of rolling through the feet, conditional rolling power through the feet; frontal and sagittal displacement of the center of pressure in the feet support contour) has been investigated.

Results. A direct relationship between the level of amputation and the degree of the intact foot overloading when walking on a prosthesis has been confirmed. The bilateral asymmetry of the duration of rolling through the foot and the bilateral asymmetry of the conditional work of rolling through over the foot turned out to be the most sensitive biomechanical indicators for detecting overloading of the intact foot. Hyperpression in the toe or lateral edge of the plantar surface due to pathological walking stereotypes caused by prosthetic errors is also a sign of overloading of the intact foot.

Discussion. The study confirmed the hypothesis of the intact limb overloading when patients walk on a prosthesis. The use of a certified instrument for obtaining initial biomechanical data, data processing using statistical methods adequate to the research task and high statistical significance are the basis for the reliability of the results obtained. Given that the level of limb amputation has an inverse relationship with the potential motor activity of amputees, but a direct relationship with the overload performance of the intact foot, orthopedic support to reduce these overloads is equally important at any level of amputation.

Conclusion. To detect overloading of the intact limb while walking on a prosthesis, it is reasonable to use coefficients of bilateral asymmetry of the duration of rolling through the feet and the conditional work of rolling through the feet. A decrease in these coefficients as compared to one due to an increase in the intact foot parameter (as compared to the artificial foot) corresponds to a more pronounced overload. Reducing the risk of overloading the intact limb is achieved by using an orthopedic insole, the timely and competent prescription of which requires continuity in the work of the prosthetic and orthopedic technicians.

Keywords: rehabilitation, prosthetics, intact lower limb, foot, overload.

Publication ethics: The submitted article was not previously published, all borrowings are correct.

Conflict of interest: There is no information about a conflict of interest.

Source of financing: The study had no sponsorship.

Received: 06.12.2022

Accepted for publication: 15.12.2022

Введение / Introduction

При экзопротезировании нижней конечности нарушение статодинамической функции ампутированной конечности восстанавливается лишь частично — без устранения мышечного дефицита и восстановления сенсорных связей в опорно-двигательном аппарате, ответственных за регуляцию позы и управление движением. В результате такая привычная в повседневной деятельности, филогенетически сформированная и автоматизированная локомоция, как ходьба, для многих пациентов на протезах сопровождается значительными трудностями и отличается определенным стереотипом. По сравнению с незначительной асимметрией походки, которая может наблюдаться у некоторых здоровых людей, асимметрия кинематических и динамических показателей ходьбы на протезе является более выраженной и стойкой [1–5].

Имеется мнение, что причиной этой асимметрии является сокращение пациентом продолжительности опорной фазы шага протезированной конечностью из-за неуверенности в устойчивости на протезе и, соответственно, предпочтения опоры на контралатеральную — сохранную конечность [3, 6–8], необходимость большего вовлечения в опору сохранной конечности из-за недостаточности силы мышц усеченной конечности для управления перемещением протеза при ходьбе [2, 3, 7].

Также известны данные, свидетельствующие о повышенных нагрузках, испытываемых коленным суставом сохранной конечности в опорной фазе шага при ходьбе на протезе [9], более высокой частоте развития артрозов суставов сохранной конечности по сравнению с культей [10, 11]. Причём риск развития артроза сохранной конечности у пациентов на протезе коррелирует со степенью ее компенсаторной перегрузки: после ампутации на уровне бедра — выше, чем на уровне голени [12].

Постоянная перегрузка нижней конечности приводит к структурно-функциональным изменениям стопы и метатарзалгии [4]. Особенно опасной перегрузка стопы становится при сахарном диабете или облитерирующих заболеваниях сосудов, последствия которых являются наиболее частой причиной ампутации нижней конечности. Широко известно, что исходно высокий риск развития некрозов, язв и последующей ампутации стопы у пациентов, страдающих диабетом, дополнительно возрастает от механических перегрузок плантарной поверхности.

Принимая на себя роль компенсатора нарушенной статодинамической функции протезированной конечности, контралатеральная — сохранная конечность, может испытывать значительные перегрузки, повышающие риск заболеваний суставов и деформации стопы.

Однако при протезировании нижней конечности не уделяется должного внимания к необходимости снижения перегрузок, испытываемых сохранной конечностью.

Цель / Aim

Целью работы является привлечение внимания специалистов к необходимости ортопедического обеспечения пациентов после односторонней ампутации нижней конечности для снижения риска перегрузки и профилактики анатомо-функциональных нарушений сохранной конечности.

Материалы и методы / Materials and methods

Проведено обсервационное одномоментное аналитическое исследование для выявления биомеханических показателей перегрузки сохранной конечности у пациентов на протезе после односторонней ампутации нижней конечности на уровне выше стопы — вплоть до вычленения в тазобедренном суставе (ТБС) и межподвздошно-брюшной ампутации (МБА).

Материал исследования — выборка из базы данных (БД) биомеханических инструментальных обследований, проведенных в отделе биомеханических исследований опорно-двигательной системы ФГБУ ФНЦРИ им. Г.А. Альбрехта Минтруда России. В выборку вошли БД с результатами клинического осмотра и биомеханического обследования 40 человек, распределенных на 4 группы по 10 человек в каждой: группа «1» — контрольная (без нарушений статодинамической функции); «2» — на протезе голени; «3» — протезе бедра; «4» — протезе для чрезмерно короткой культы бедра, после вычленения конечности в ТБС или после МБА.

Критерии включения в контрольную группу — мужчины и женщины 16–70 лет без анатомо-функциональных признаков нарушения опорно-двигательного и вестибулярного аппаратов. Критерии исключения: наличие на момент обследования жалоб на боли в позвоночнике или нижней конечности.

Критерии включения в группы пациентов на протезах: мужчины и женщины 16–70 лет после односторонней ампутации конечности на уровне голени или выше. Критерии исключения: пороки, болезни и нарушения целостности кожных покровов культы, требующие медицинских реабилитационных мероприятий и/или реконструктивных хирургических вмешательств; сопутствующие (не связанные с ампутацией конечности) заболевания, травмы и состояния на момент обследования, вызывающие анатомо-функциональные нарушения опорно-двигательного аппарата (например, эндопротез сустава нижней конечности, радикулопатия пояснично-крестцового отдела позвоночника, состояние после перенесенного инсульта и т.п.).

Однородность групп по показателю среднего значения возраста не превышала 13 %.

БД каждого обследованного включала результаты клинического осмотра и массивы данных с датчиков давления под плантарной поверхностью стоп, зарегистрированных при ходьбе с применением программно-аппаратного комплекса «ДиаСлед-М-Скан» (рег. удостоверения № ФСР 2009/06416 и № ФСР 2010/07441) с комплектом матричных сенсоров в форме стелек с датчиками давления резистивного типа, вкладываемых в обувь, с обеспечением соответствия размера сенсора размеру стопы тестируемого.

Для регистрации и первичной обработки массива данных с сенсоров и расчета параметров распределения давления под стопами использовано программное обеспечение «ДиаСлед-Скан», версия 5.0.160. Поиск статистически значимых групповых различий проведен по непараметрическому критерию Краскела–Уоллиса (Kruskal-Wallis H-test), апостериорных различий групп — по критерию Манна–Уитни (U) с использованием компьютерной программы для статистического анализа данных «SPSS 13.0 for Widows».

Результаты / Results

Принятое в работе распределение обследованных на группы (1 — контрольная — без нарушений статодинамической функции; 2 — на протезе голени; 3 — на протезе бедра; 4 — на протезе для чрезмерно короткой культы бедра или вычленения его в ТБС, либо после МБА) отражает четыре степени изменения структуры нижней конечности вследствие ампутации и, соответственно, ее функциональных нарушений: 1 — ненарушенные структура и функции конечности; 2 — отсутствие стопы и связанных с ней опорной, толчковой, амортизационной, балансирующей и сенсорной функций, которые не могут быть в полной мере компенсированы в протезе наличием искусственной стопы; 3 — отсутствие как стопы с соответствующими ей функциями, так и коленного сустава, функции которого (например, амортизационное подгибание при переднем толчке, перенососпособность конечности над опорой) не в полной мере могут быть реализованы в коленном узле протеза; 4 — отсутствие стопы и коленного сустава с соответствующим нарушением функций конечности, а также нарушение функции сгибания-разгибания и приведения-отведения конечности в ТБС, которые не могут быть реализованы в полной мере при короткой культе бедра и, тем более, при его отсутствии, даже несмотря на наличие в протезе тазобедренного узла.

Такое ранжирование обследуемых по группам позволило принять их номер в качестве группирующей ранговой переменной при статистическом анализе данных.

В качестве зависимых переменных приняты 6 количественных биомеханических показателей, характеризующих динамику распределения давления под стопами и ассоциирующихся с перегрузкой сохранной конечности при ходьбе на протезе (индекс w в обозначениях отражает, что они относятся к ходьбе):

- коэффициент билатеральной асимметрии (КБА) продолжительности переката через стопы — K_{T_w} ;
- КБА максимальной нагрузки (суммарного давления) на стопы в цикле шага — K_{P_w} ;
- КБА условной работы переката через стопы — K_{A_w} ;
- КБА условной мощности переката через стопы — K_{W_w} ;
- фронтальное смещение центра траектории миграции ОЦД в опорном контуре стоп — $dx_{\text{оцд}_w}$;
- сагиттальное смещение центра траектории миграции ОЦД в опорном контуре стоп — $dy_{\text{оцд}_w}$.

Значения переменных K_{T_w} , K_{P_w} , K_{A_w} , K_{W_w} отражают билатеральную асимметрию временных и силовых характеристик шага и рассчитаны по циклодинамограмме ходьбы как отношение параметра искусственной стопы к аналогичному параметру сохранной стопы:

$$\begin{aligned} K_{T_w} &= T_{w_i} / T_{w_c}, \\ K_{P_w} &= P_{\text{max}_w} / P_{\text{max}_{w_c}}, \\ K_{A_w} &= A_{w_i} / A_{w_c}, \\ K_{W_w} &= W_{w_i} / W_{w_c}, \end{aligned}$$

где $T_{w_}$ — продолжительность переката через стопу, P_{max_w} — максимальная нагрузка (суммарное давление) на стопу в цикле шага, A_w — условная работа переката через стопу, $W_{w_}$ — условная мощность переката через стопу. Индекс «и» — искусственная стопа, «с» — сохранная (рис. 1).

Условная работа переката через стопу A_w была рассчитана как интеграл суммарного давления по времени за период опоры на стопу (площадь под графиком суммарной нагрузки), а условная мощность переката $W_{w_}$ как отношение A_w к продолжительности опоры на стопу $T_{w_}$:

$$\begin{aligned} W_{w_i} &= A_{w_i} / T_{w_i}, \\ W_{w_c} &= A_{w_c} / T_{w_c}. \end{aligned}$$

Количественная оценка значений переменных $dx_{\text{оцд}_w}$ и $dy_{\text{оцд}_w}$, отражающих баланс нагрузок под стопами, проведена анализом балансограммы в опорном контуре стоп:

$$\begin{aligned} dx_{\text{оцд}_w} &= x_w / X_{\text{ст}}, \\ dy_{\text{оцд}_w} &= y_w / Y_{\text{ст}}, \end{aligned}$$

где $X_{\text{ст}}$ и $Y_{\text{ст}}$ — ширина и длина стопы, x_w и y_w — фронтальное и сагиттальное смещение центра траектории миграции ОЦД при ходьбе относительно центра опорного контура, совпадающего с пересечением его поперечной оси (X) и продольной (Y)

(рис. 2). Смещению центра траектории миграции ОЦД в сторону искусственной стопы соответствует знак «-», в сторону сохранной стопы — «+».

Расчет всех зависимых переменных как безразмерных величин обеспечивает сопоставимость результатов, полученных при разных условиях обследования: $K_{T,w}$, $K_{P,w}$, $K_{A,w}$ и $K_{W,w}$ — вне зависимости от скорости ходьбы; $dx_{\text{оцд},w}$ и $dy_{\text{оцд},w}$ — вне зависимости от размера стопы (табл. 1).

Несмотря на то, что распределение переменных по статистическому критерию Шапиро-Уилка (Shapiro-Wilk) оказалось близким к нормальному для большинства переменных, учитывая малый объём выборок, статистический анализ данных был проведен с применением непараметрических методов.

Для выявления групповых различий обследованных был использован непараметрический критерий Краскела – Уоллиса (Kruskal-Wallis H-test) (количество степеней свободы $df = 3$), по группиру-

ющей переменной «номер группы обследуемых», отражающей степень функциональных нарушений протезированной нижней конечности.

Чтобы избежать ошибки 1-го рода при множественных сравнениях, вместо часто необоснованно принимаемого в медицинских исследованиях критического уровня значимости $p = 0,05$ был принят, как это и рекомендуется при таком анализе, меньший уровень значимости, рассчитанный по формуле:

$$p^* = 1 - 0,95^{1/n} = 0,0085,$$

где n — количество производимых попарных сравнений (при четырёх сравниваемых группах равно шести).

С учётом этого уровня (0,0085) групповые различия по критерию Манна-Уитни выявлены для пяти из шести переменных ($p < 0,001$), а именно: $K_{T,w}$, $K_{P,w}$, $K_{A,w}$, $K_{W,w}$, $dx_{\text{оцд},w}$. В отличие от них, по переменной $dy_{\text{оцд},w}$ статистически значимых групповых различий не выявлено ($p = 0,016$).

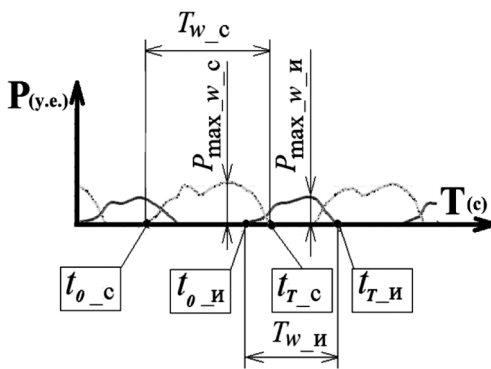


Рисунок 1. Схема анализа циклодинамограммы ходьбы:

T — ось времени (в секундах); P — ось нагрузки (суммарного давления на сенсоры) под стопами (в условных единицах);

«И» — искусственная стопа, «С» — сохранная;

$T_{w,и}$ — продолжительность переката через искусственную стопу,

$T_{w,c}$ — через сохранную; $t_{0,и}$ и $t_{T,и}$ — моменты начала и конца переката

через искусственную стопу, $t_{0,c}$ и $t_{T,c}$ — через сохранную;

$P_{max,w,и}$ — максимальная нагрузка (суммарное давление) на стопу

в цикле шага искусственной стопой, $P_{max,w,c}$ — сохранной

Figure 1. Scheme for analyzing the walking cyclodynamogram:

T — time axis (in seconds); P — load axis (total pressure on sensors)

under the feet (in conditional units); «И» — artificial foot, «С» — intact

foot; $T_{w,и}$ — duration of rolling through artificial foot, $T_{w,c}$ — through

intact foot; $t_{0,и}$ and $t_{T,и}$ — start and end moments of rolling through

artificial foot; $t_{0,c}$ and $t_{T,c}$ — through intact foot; $P_{max,w,и}$ — maximum load

(total pressure) on the artificial foot in the step cycle,

$P_{max,w,c}$ — on the intact foot

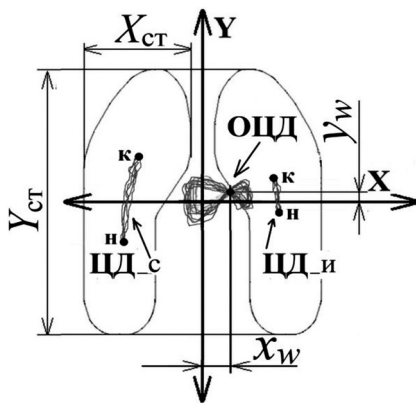


Рисунок 2. Схема анализа балансограммы в опорном контуре стоп

при ходьбе: «И» — искусственная стопа, «С» — сохранная;

X и Y — фронтальная и сагиттальная оси опорного контура;

$X_{ст}$ и $Y_{ст}$ — ширина и длина стопы (определяется по размерам

используемого сенсора и соответствует размеру стопы

обследуемого); x_w и y_w — фронтальное и сагиттальное смещение

центра траектории миграции общего центра давления (ОЦД);

«Н» и «К» — начало и конец траектории центра давления (ЦД)

под стопой

Figure 2. Scheme for analyzing the balance chart in the feet support

contour at walking: «И» — artificial foot, «С» — intact foot;

X and Y — frontal and sagittal axes of the support contour;

$X_{ст}$ and $Y_{ст}$ — width and length of the foot (determined by the size

of the sensor used and corresponds to the size of the subject's foot);

x_w and y_w — frontal and sagittal displacement of the center of pressure

in the feet support contour («ОЦД»); «Н» and «К» — the beginning and

end of the trajectory of the center of pressure («ЦД») under the foot

Таблица 1 / Table 1

Средние значения (M) и стандартные отклонения (δ) зависимых переменных / Means (M) and standard deviation (δ) of dependent variables

| Переменные / Variables | Группы обследованных / Surveyed groups | | | |
|------------------------|--|---|---|---|
| | 1 — контрольная / control | 2 — на протезе голени / on a transtibial prosthesis | 3 — на протезе бедра / on a transfemoral prosthesis | 4 — на протезе для чрезмерно короткой культы бедра или вычленения в тазобедренном суставе, либо после межподвздошно-брюшной ампутации / on a prosthesis for an excessively short femoral stump or hip disarticulation, or after an interilio-abdominal amputation |
| | M±δ | M±δ | M±δ | M±δ |
| K_{T_w} | 0,98±0,02 | 0,93±0,05 | 0,75±0,08 | 0,76±0,09 |
| K_{P_w} | 0,95±0,02 | 0,81±0,16 | 0,67±0,19 | 0,61±0,18 |
| K_{A_w} | 0,94±0,04 | 0,73±0,14 | 0,49±0,22 | 0,42±0,14 |
| K_{W_w} | 0,94±0,06 | 0,78±0,13 | 0,64±0,26 | 0,55±0,17 |
| $dx_{\text{оцд}_w}$ | -1,20±2,30 | 0,30±3,37 | -6,90±4,41 | -11,80±9,02 |
| $dy_{\text{оцд}_w}$ | 4,00±1,89 | 0,80±1,93 | 0,80±3,52 | 2,20±2,90 |

Для определения какие именно сравниваемые группы имеют между собой статистически значимое различие проведен анализ апостериорных различий по критерию Манна–Уитни (табл. 2).

Результаты теста Манна–Уитни показали значимые различия ($p \leq 0,05$) не менее чем по трем переменным в сравниваемых парах групп, кроме пары 3 (группа на протезе бедра) и 4 (группа с чрезмерно короткой культей бедра, после вычленения в ТБС, после МБА). При этом обе эти группы, соответствующие наиболее тяжелым функциональным нарушениям, имели значимые различия по всем переменным с группой 1 — без ампутаций и на-

рушений функций нижних конечностей. Причем группа 4 — с наиболее тяжелыми нарушениями имела статистически значимые различия по всем переменным не только с группой 1 ($p \leq 0,002$), но и с группой 2 ($p \leq 0,023$), которую составили пациенты на протезе голени.

Группа 3 (на протезе бедра) отличалась от группы 2 (на протезе голени) по трем переменным: K_{T_w} — КБА продолжительности переката через стопы ($p < 0,001$), K_{A_w} — КБА условной работы переката через стопы ($p = 0,017$), $dx_{\text{оцд}_w}$ — фронтальному смещению центра траектории миграции ОЦД в опорном контуре стоп при ходьбе ($p = 0,002$).

Таблица 2 / Table 2

Апостериорные различия групп по критерию Манна–Уитни для переменных, значимые различия которых показал тест Краскела–Уоллиса / A posterior group differences by Mann-Whitney criterion for variables whose significant differences were shown by the Krasel-Wallis test

| Сравниваемые группы / Compared groups | Уровень значимости различий / Significance level of differences (Asymp. Sig. (2-tailed)) | | | | |
|---------------------------------------|--|-----------|-----------|-----------|---------------------|
| | K_{T_w} | K_{P_w} | K_{A_w} | K_{W_w} | $dx_{\text{оцд}_w}$ |
| «1» и «2» | 0,003 | 0,128 | 0,001 | 0,012 | 0,376 |
| «1» и «3» | 0 | 0 | 0 | 0,019 | 0,004 |
| «1» и «4» | 0 | 0 | 0 | 0 | 0,002 |
| «2» и «3» | 0 | 0,103 | 0,017 | 0,13 | 0,002 |
| «2» и «4» | 0 | 0,023 | 0,001 | 0,006 | 0,001 |
| «3» и «4» | 0,82 | 0,185 | 0,384 | 0,272 | 0,212 |

Также выявлены значимые различия между группами 2 (на протезе голени) и 1 (без нарушений функций нижних конечностей) по трем переменным, отражающим билатеральную асимметрию ходьбы, а именно: $K_{T.w}$ — КБА продолжительности переката через стопы ($p = 0,003$); $K_{A.w}$ — КБА условной работы переката через стопы ($p = 0,001$); $K_{W.w}$ — КБА условной мощности переката через стопы ($p = 0,012$).

Таким образом, наиболее значимые различия групп в зависимости от степени функциональных нарушений протезированной конечности наблюдаются по переменным, отражающим билатеральную асимметрию продолжительности переката через стопы ($K_{T.w}$) и условной работы переката через стопы ($K_{A.w}$). Несколько меньшая значимость различий между группами выявлена по переменным, отражающим билатеральную асимметрию условной мощности переката через стопы ($K_{W.w}$) и максимальной нагрузки на стопы в цикле шага ($K_{P.w}$). Зависимость

средних значений этих четырех переменных (см. табл. 1) от степени нарушений функций протезированной стопы, ассоциируемой с уровнем ампутации, представлена на рисунке 3. Учитывая, что для групп 3 и 4 ни по каким переменным не было выявлено статистически значимого отличия (табл. 2), на рисунке 3 указано значение, рассчитанное как среднее для этих двух групп (см. табл. 1).

Перегрузка сохранной конечности, причиной которой является компенсаторное увеличение продолжительности и интенсивности нагрузки на нее при опоре, в случае ошибок протезирования усугубляется гиперпрессией какой-либо зоны стопы. Например, чтобы перенести над опорой протезированную конечность с чрезмерной функциональной длиной протеза, пациент вынужден отклоняться в сторону, опираясь на латеральный край стопы, или приподниматься на ее носке, что приводит к дополнительной перегрузке этих зон (рис. 4) и увеличивает риск деформации стопы.

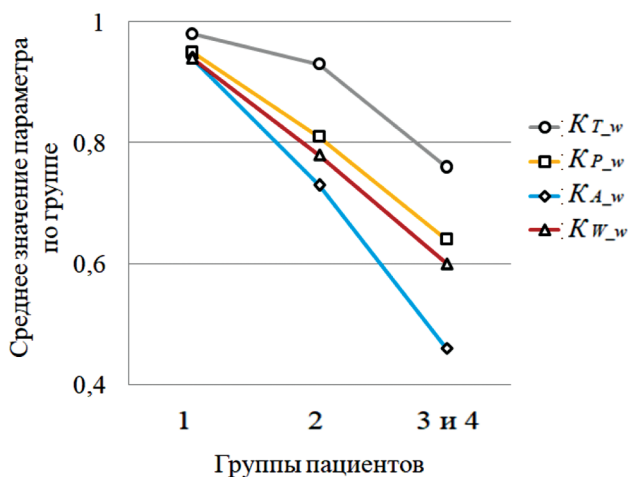


Рисунок 3. Зависимость параметров ходьбы от уровня ампутации протезированной конечности:

$K_{T.w}$ — коэффициент билатеральной асимметрии (КБА) продолжительности переката через стопы, $K_{P.w}$ — КБА максимальной нагрузки в цикле шага, $K_{A.w}$ — КБА условной работы переката через стопы, $K_{W.w}$ — КБА условной мощности переката через стопы; «1» — контрольная группа, «2» — на протезе голени, «3 и 4» — на протезе бедра, для чрезмерно короткой культи бедра, после вычленения конечности в ТБС, после МБА

Figure 3. Dependence of walking parameters on the amputation level of the prosthetic limb: $K_{T.w}$ — bilateral asymmetry coefficient (BAC) for the duration of the roll over the feet, $K_{P.w}$ — BAC for maximum load in step cycle, $K_{A.w}$ — BAC for conditional work of rolling through the feet, $K_{W.w}$ — BAC for the conditional power of rolling through the feet; «1» — control group, «2» — on a transtibial prosthesis, «3 и 4» — on a transfemoral prosthesis, on a prosthesis for an excessively short femoral stump or hip disarticulation, or after an interilio-abdominal amputation

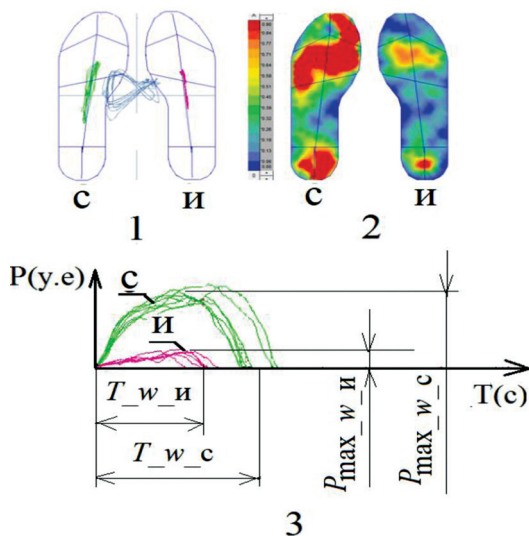


Рисунок 4. Перегрузка сохранной стопы при ходьбе пациента на протезе бедра: 1 — балансограмма в опорном контуре стоп; 2 — бароплантограмма; 3 — циклодинамограмма шага; «с» — сохранная стопа; «и» — искусственная

Figure 4. Overload of intact foot patient on a transfemoral prosthesis while walking: 1 — balance chart in the feet support contour; 2 — baroplantogram; 3 — step dynamogram; «с» — intact foot; «и» — artificial

Обсуждение / Discussion

Выполненное исследование подтвердило гипотезу о перегрузке сохранной конечности при ходьбе пациентов на протезе, а также ее прямую связь с уровнем ампутации и, следовательно, со степенью нарушения статодинамической функции протезированной конечности. Достоверность этого заключения основана на использовании сертифицированного инструментального средства для получения исходных биомеханических данных, их обработки с применением адекватных задач исследования статистических методов, реализованных с помощью известного аналитического программного обеспечения, высокой статистической значимости полученных результатов.

Для оценки риска перегрузки сохранной конечности при ходьбе на протезе целесообразно использовать выявленные как наиболее чувствительные показатели — КБА продолжительности переката через стопы ($K_{T,w}$) и КБА условной работы переката через стопы ($K_{A,w}$), по которым получены максимальные уровни статистической значимости различий групп, отличающихся уровнем ампутации протезированной конечности. Большое отличие их от единицы за счет снижения продолжительности переката и условной работы переката через протезированную стопу по сравнению с сохранной соответствует более высокой степени перегрузки.

Несколько меньшую чувствительность переменной, отражающей билатеральную асимметрию условной мощности переката через стопу ($K_{W,w}$), можно объяснить тем, что этот показатель является производным как от условной работы переката через стопу, так и продолжительности переката через нее, а они являются зависимыми между собой показателями.

Что касается незначительно меньшей чувствительности переменной, отражающей билатеральную асимметрию максимальной нагрузки на стопы в цикле шага ($K_{P,w}$), вероятно, это связано с выраженной зависимостью параметра не только от степени нарушения статодинамической функции протезированной конечности, но и от структуры переката через сохранную стопу, особенности которой зависят от индивидуального стереотипа походки обследуемого, а для пациентов на протезе — также и от функциональных свойств узлов протеза, схемы его построения.

Отсутствие групповых различий (по критерию Манна-Уитни) по переменной, отражающей сагитальное смещение центра траектории миграции ОЦД в опорном контуре стоп ($dy_{\text{оцд},w}$), а также отсутствие однонаправленной зависимости фронтального смещения центра траектории миграции ОЦД в опорном контуре стоп ($dx_{\text{оцд},w}$) от уровня ампутации (табл. 1), легко объяснить, если учесть,

что положение центра этой траектории определяется координатами начала и конца траектории центра давления под сохранной и искусственной стопами (см. рис. 4), которые, в свою очередь, зависят от особенностей переката через стопы, индивидуального стереотипа походки обследуемого, функциональных свойств узлов протеза и схемы его построения.

Признаком локальной перегрузки сохранной стопы является также патологическая гиперпрессия какой-либо зоны плантарной поверхности, что может являться не только следствием деформации стопы, но и патологического стереотипа переката через нее для компенсации ошибок протезирования.

Испытываемые сохранной конечностью длительные перегрузки сопровождаются болезненными ощущениями при ходьбе, могут привести к заболеваниям суставов конечности и деформации стопы. Причем, учитывая, что повышение уровня ампутации конечности, с одной стороны, отрицательно влияет на уровень двигательной активности ампутантов, что снижает нагрузку на опорно-двигательный аппарат в целом, но, с другой стороны, имеет прямую зависимость с компенсаторной перегрузкой сохранной конечности, ортопедическое обеспечение для снижения этих перегрузок имеет одинаково важное значение при любом уровне ампутации.

Снижение патологического воздействия этих факторов может быть достигнуто использованием ортопедической стельки для сохранной стопы, назначение которой инвалиду, объяснение цели и необходимости ее использования должны осуществляться уже на стадии первичного протезирования после ампутации нижней конечности, а затем и при постоянном протезировании. Тем не менее, следует признать тот факт, что при практической работе специалисты выражают стремление к повышению качества ходьбы пациентов на протезе преимущественно в назначении и выполнении тех мер, которые направлены на обеспечение опороспособности протезированной конечности и перенососпособности ее над опорой, в то время как состоянию сохранной — контралатеральной конечности уделяют незаслуженно малое внимание, а иногда и вовсе игнорируют необходимость решения этой задачи, несмотря на то, что именно сохранная нога берет на себя компенсацию дефицита опороспособности и перенососпособности протезированной.

Такое пренебрежение к защите сохранной конечности от перегрузок особенно опасно для инвалидов, пользующихся протезом еще с детского возраста, а также — пациентов с нарушением нерорецепторного аппарата конечности, например, вследствие диабета.

Возможно, причиной игнорирования необходимости применения мер, направленных на снижение перегрузок сохранной конечности у пациента на протезе является взгляд на деформацию стопы не как на результат компенсаторной перегрузки, а как на патологию, имевшуюся ещё до ампутации, что не всегда соответствует действительности.

Заключение / Conclusion

Выполненное инструментальное биомеханическое обследование подтвердило гипотезу о компенсаторной перегрузке сохранной конечности при ходьбе пациентов на протезе нижней конечности и ее прямую связь с уровнем ампутации. Достоверность этого вывода основана на использовании сертифицированного инструментального средства для получения исходных биомеханических данных, их обработки с применением адекватных задаче исследования статистических методов, реализованных с помощью известного аналитического программного обеспечения, высокой статистической значимости полученных результатов.

Наиболее чувствительными биомеханическими показателями перегрузки сохранной стопы при ходьбе на протезе являются билатеральная асимметрия продолжительности переката через стопу и билатеральная асимметрия условной работы переката через стопу (интеграл функции изменения суммарного давления во времени за период переката). Уменьшение этих коэффициентов по сравнению с единицей в результате увеличения параметра сохранной стопы (по сравнению с искусственной) соответствует более выраженной перегрузке.

Для снижения риска перегрузки сохранной конечности пациентам после ампутации нижней конечности необходимо использовать ортопедическую стельку, для своевременного и грамотного назначения которой требуется преимущество в работе протезиста и ортопеда.

Этика публикации. Представленная статья ранее опубликована не была, все заимствования корректны.

Конфликт интересов. Информация о конфликте интересов отсутствует.

Источник финансирования. Исследование не имело спонсорской поддержки.

Литература

1. Maaref K, Martinet N, Grumillier C, Ghannouchi S et al. Kinematics in the terminal swing phase of unilateral transfemoral amputees: microprocessor-controlled versus swing-phase control prosthetic knees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2010;91(6):919–25. DOI: 10.1016/j.apmr.2010.01.025.
2. Jaegers SM, Arendzen JH, Jongh HJde. Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees:

akinematic study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1995;76(8):736–43. DOI: 10.1016/s0003-9993(95)80528-1.

3. Nolan L, Wit A, Dudzinski K, Lees A et al. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait & Posture*. 2003;17(2):142–51. DOI: 10.1016/s0966-6362(02)00066-8.
4. Бобров Д.С., Слияков Л.Ю., Ригин Н.В. Перегрузочная метатарзалгия: патогенез, биомеханика и хирургическое лечение (аналитический обзор литературы) // *Вестник Российской академии медицинских наук*. — 2017. — Т. 72. — № 1. — С. 53–58. DOI: 10.15690/vramn756.
5. Рукина Н.Н., Кузнецов А.Н., Белова А.Н., Воробьева О.В. Особенности биомеханических характеристик опороспособности и походки у пациентов с экзопротезом нижней конечности // *Российский журнал биомеханики*. — 2014. — Т. 18. — № 3. — С. 389–397. DOI: 10.38025/2078-1962-2022-21-2-27-36.
6. Vrieling AH, Van Keeken HG, Schoppen T et al. Gait initiation in lower limb amputees. *Gait & Posture*. 2008;27(3):423–30. DOI:10.1016/j.gaitpost.2007.05.013.
7. Adamczyk PG, Kuo AD. Mechanisms of Gait Asymmetry Due to Push-Off Deficiency in Unilateral Amputees. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2015;23(5):776–85. DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2356722.
8. Sjødahl C, Jarnlo GB, Soderberg B, Persson BM. Kinematic and kinetic gait analysis in the sagittal plane of trans-femoral amputees before and after special gait re-education. *Prosthetics and Orthotics International*. 2002;26(2):101–12. DOI:10.1080/03093640208726632.
9. Nolan L, Lees A. The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*. 2000;24(2):117–25. DOI: 10.1080/03093640008726534.
10. Struyf PA, Van Heugten CM, Hitters MW, Smeets RJ. The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees. *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 2009; 90(3):440–6. DOI: 10.1016/j.apmr.2008.08.220.
11. Silverman Anne K, Neptune Richard R. Three-dimensional knee joint contact forces during walking in unilateral transtibial amputees. *Journal of Biomechanics*. 2014;47:2556–62. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.06.006.
12. Yun Hee Chang, Tae Soo Bae, Shin Ki Kim, Mu Seong Mun et al. Intact hip and knee joint moment in coronal plane with unilateral transfemoral amputee. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*. February 2011;12(1):129–34. DOI: 10.1007/s12541-011-0016-9.

References

1. Maaref K, Martinet N, Grumillier C, Ghannouchi S et al. Kinematics in the terminal swing phase of unilateral transfemoral amputees: microprocessor-controlled versus swing-phase control prosthetic knees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2010;91(6):919–25. DOI: 10.1016/j.apmr.2010.01.025.
2. Jaegers SM, Arendzen JH, Jongh HJde. Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: akinematic study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1995;76(8):736–43. DOI: 10.1016/s0003-9993(95)80528-1.
3. Nolan L, Wit A, Dudzinski K, Lees A et al. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait & Posture*. 2003;17(2):142–51. DOI: 10.1016/s0966-6362(02)00066-8.

4. Bobrov DS, Slinyakov LY., Rigin NV. Peregruzochnaya metatarzalgiya: patogenez, biomekhanika i hirurgicheskoe lechenie (analiticheskij obzor literatury) [Overload metatarsalgia: pathogenesis, biomechanics and surgical treatment (analytical review of the literature)]. Vestnik Rossijskoj akademii medicinskih nauk [Bulletin of the Russian Academy of Medical Sciences]. 2017;72(1):53–8. DOI: 10.15690/vramn756. (In Russian).
5. Rukina NN, Kuznecov AN, Belova AN, Vorob'eva OV. Osobennosti biomekhanicheskikh harakteristik oporosposobnosti i pohodki u pacientov s ekzoprotezom nizhnej konechnosti [Features of biomechanical characteristics of supportability and gait in patients with lowerlimbexoprosthesis]. Rossijskij zhurnal biomekhaniki [Russian Journal of Biomechanics]. 2014;18(3): 389–97. DOI: 10.38025/2078-1962-2022-21-2-27-36. (In Russian).
6. Vrieling AH, Van Keeken HG, Schoppen T et al. Gait initiation in lower limb amputees. Gait & Posture. 2008;27(3):423–30. DOI:10.1016/j.gaitpost.2007.05.013.
7. Adamczyk PG, Kuo AD. Mechanisms of Gait Asymmetry Due to Push-Off Deficiency in Unilateral Amputees. IEEE. Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2015;23(5):776–85. DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2356722.
8. Sjodahl C, Jarnlo GB, Soderberg B, Persson BM. Kinematic and kinetic gait analysis in the sagittal plane of trans-femoral amputees before and after special gait re-education. Prosthetics and Orthotics International. 2002;26(2):101–12. DOI:10.1080/03093640208726632.
9. Nolan L, Lees A. The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees. Prosthetics and Orthotics International. 2000;24(2):117–25. DOI: 10.1080/03093640008726534.
10. Struyf PA, van Heugten CM, Hitters MW, Smeets RJ. The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees Arch. Phys. Med. Rehabil. 2009;90(3):440–6. DOI: 10.1016/j.apmr.2008.08.220.
11. Silverman Anne K, Neptune Richard R. Three-dimensional knee joint contact forces during walking in unilateral transtibial amputees. Journal of Biomechanics. 2014;47:2556–62. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.06.006.
12. Yun Hee Chang, Tae Soo Bae, Shin Ki Kim, Mu Seong Mun et al. Intact hip and knee joint moment in coronal plane with unilateral transfemoral amputee. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing. February 2011;12(1):129–34. DOI:10.1007/s12541-011-0016-9.

Поступила: 06.12.2022

Принята в печать: 15.12.2022

Автор

Смирнова Людмила Михайловна — доктор технических наук, ведущий научный сотрудник отдела биомеханических исследований ОДС Института протезирования и ортезирования ФГБУ ФНЦРИ им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, Бестужевская ул., д. 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация; профессор кафедры биотехнических систем Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5, 197376, Санкт-Петербург, Российская Федерация; e-mail: info@diaserv.ru; <https://orcid.org/0000-0003-4373-9342>.

Author

Ludmila M. Smirnova, Grand PhD in Engineering sciences, leading researcher of the Department of Biomechanical Studies of the Musculoskeletal System of Institute of Prosthetics and Orthotics, Albrecht Federal Scientific Centre of Rehabilitation of the Disabled, Bestuzhevskaya Street, 50, 195067, Saint Petersburg, Russian Federation; Professor of Department of Biomedical Engineering, Saint Petersburg Electrotechnical University, Professora Popova Street, 5, 197376, Saint Petersburg, Russian Federation; e-mail: info@diaserv.ru; <https://orcid.org/0000-0003-4373-9342>.