

## Особенности нарушения статодинамической функции у пациентов с ампутационными дефектами стопы и их компенсация протезно-ортопедическими изделиями

А.А. Трофимов<sup>1</sup>, Л.М. Смирнова<sup>1,2</sup>, И.В. Шведовченко<sup>1</sup>, О.Э. Гаевская<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Федеральное государственное бюджетное учреждение «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, г. Санкт-Петербург, Россия

<sup>2</sup>Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический институт «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», г. Санкт-Петербург, Россия

## Disturbance of the stato-dynamic function in patients with foot amputation defects and their compensation by prosthetic orthopedic products

A.A. Trofimov<sup>1</sup>, L.M. Smirnova<sup>1,2</sup>, I.V. Shvedovchenko<sup>1</sup>, O.E. Gaevskaya<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Federal Scientific Center of Rehabilitation of the Disabled named after G.A. Albrecht, Saint Petersburg, Russian Federation

<sup>2</sup>St. Petersburg State Electrotechnical University LETI, Saint Petersburg, Russian Federation

**Материалы и методы.** Обсуждаются особенности изменения динамических характеристик взаимодействия стоп с опорой у пациентов с ампутационными дефектами стопы, отражающие состояние их статодинамической функции и успешность компенсации её нарушений протезно-ортопедическими изделиями. Важность данного вопроса обусловлена большим количеством пациентов с этой патологией, сложностью их протезирования, отсутствием единого подхода к протезно-ортопедическому обеспечению и последующей оценке его качества. **Результаты.** Приведены результаты оценки нарушений локомоций у пациентов с молатеральной культей стопы и влияния на них вкладного обувного протезно-ортопедического изделия, для чего использовался метод внутриобувной динамомбароплантографии. **Выводы.** Инструментальные биомеханические исследования позволили получить объективные данные о локальных перегрузках культи стопы, билатеральной асимметрии распределения нагрузки и частичной компенсации их за счет использования ПОИ. **Ключевые слова:** культя стопы, биомеханика ходьбы, реабилитация, протезирование

**Material and methods** The article discusses the features of the changes in the dynamic characteristics of the foot-support interaction in patients with foot amputation defects that reflect the state of their stato-dynamic function and the success of compensating of its disorders with prosthetic orthopedic products. The importance of this issue is due to a large number of patients with this pathology, difficulties in their prosthetic fitting, lack of a unified approach to prosthetic orthopedic support and subsequent evaluation of its quality. **Result** The results of locomotion disorders in patients with a unilateral foot stump and the effect of a prosthetic orthopedic shoe insole were estimated using the method of intra-footwear dynamobaroplantography. **Conclusion** Instrumental biomechanical studies allowed obtaining objective data on local overloads of the foot stump, bilateral asymmetry of load distribution and partial compensation of them with the use of prosthetic orthopedic products.

**Keywords:** foot stump, biomechanics of walking, rehabilitation, prosthetics

### ВВЕДЕНИЕ

Протезирование больных после ампутаций в пределах стопы имеет большое медикосоциальное значение. Этот вопрос и в настоящее время не потерял своей актуальности в связи с тем, что среди причин инвалидности травма занимает одно из первых мест. Причём среди всех повреждений травма стопы составляет до 10,6 %, а процент усечений стопы на различных уровнях – от 15,3 до 18 % относительно всех ампутаций нижних конечностей. Основными причинами ампутаций и вычленений в пределах стопы являются механическая травма (80 %), термические поражения (15 %), сосудистые заболевания (около 3 %) [1–6]. Под действием статических и динамических нагрузок у таких пациентов часто развиваются болезни культи. По данным научных источников, от 75 до 91 % пациентов с культями стоп имеют деформации, несостоятельность кожных покровов, остеофиты и

другие пороки и болезни культи, которые снижают или полностью исключают их опороспособность, а следовательно, затрудняют или делают невозможным последующее протезно-ортопедическое обеспечение [7, 8]. При этом значительное число инвалидов после ампутаций в пределах стопы являются лицами трудоспособного возраста. Повышение эффективности восстановительного лечения и протезирования после ампутации нижних конечностей неразрывно связано с совершенствованием методов объективного контроля, анализа ошибок и устранения выявленных недостатков. В связи с этим представляется актуальной объективная инструментальная биомеханическая диагностика состояния статодинамической функции таких пациентов и контроль результатов её восстановления после ортопедического обеспечения вкладными протезно-ортопедическими изделиями.

Трофимов А.А., Смирнова Л.М., Шведовченко И.В., Гаевская О.Э. Особенности нарушения статодинамической функции у пациентов с ампутационными дефектами стопы и их компенсация протезно-ортопедическими изделиями // Гений ортопедии. 2018. Т. 24. № 2. С. 204-208. DOI 10.18019/1028-4427-2018-24-2-204-208

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Дизайн исследования: контролируемое экспериментальное исследование серии случаев протезирования пациентов с культёй стопы. Биомеханические исследования были одобрены этическим комитетом и проводились на базе клиники ФГБУ «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации. Критериями включения явились наличие молатеральной культы стопы на проксимальном и среднем уровнях усечения (длинная и средняя культя); возраст от 18 до 70 лет. Критерии исключения – врождённые дефекты по типу культы стопы, наличие сопутствующей патологии, сопровождающейся нарушением статодинамической функции, наличие дефектов культы, препятствующих ходьбе даже с ПОИ (остеофиты, язвы и т.д.), отсутствие у пациента вкладных протезно-

ортопедических изделий, отсутствие возможности к самостоятельному передвижению без дополнительной опоры. Всего обследовано 20 пациентов с молатеральной культёй стопы: 11 мужчин и 9 женщин. Средний возраст в исследуемой группе составил 44 года. Этиология – во всех случаях – последствия травмы.

Обследование проводилось на программно-аппаратном комплексе «ДиаСлед-М-Скан» [9] до и после протезно-ортопедического обеспечения. Обследования методом внутриобувной динамобароплантографии позволяют выявлять как анатомические, так и функциональные нарушения стопы. Все пациенты дали информированное письменное согласие на участие в исследовании.

Статистический анализ данных проводился с использованием пакета статистического анализа SPSS 13.0 for Windows.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Анатомическими особенностями поражённой стопы в исследуемой группе явились уменьшение опорной площади стопы, потертости, намины, порочные рубцы в области торца культы, участки гиперкератоза в местах избыточного давления. Наблюдались также деформации среднего и заднего отделов: эквинусные, эквино-варусные деформации.

В процессе биомеханического обследования мы выявили характерные изменения статодинамической функции у пациентов с данной патологией.

Прежде всего, обращали на себя внимание выраженные локальные перегрузки культы стопы, даже в позе стоя, т.е. в условиях наибольшей возможности компенсации снижения опороспособности культы переносом нагрузки на контралатеральную конечность (рис. 1, а).

Кроме того, в позе стоя у всех пациентов наблюдалась билатеральная асимметрия распределения нагрузки в опорном контуре стоп: во-первых, в виде смещения центра давления в сторону конечности, контралатеральной по отношению к культё, во-вторых, в виде диагонального перекаса опоры на стопы (рис. 1). Такие изменения мы расцениваем как объективное подтверждение ожидаемого снижения опороспособности усеченной стопы.

Для количественной оценки этих изменений рассчитывались параметры билатеральной асимметрии распределения нагрузки в опорном контуре стоп, т.е.

децентрализации главного вектора нагрузки в статике (рис. 2):

–  $d_x$  – фронтального (медиа-латерального) смещения (x) центра давления в опорном контуре стоп относительно его медиальной оси в долях от ширины опорного контура «Ш» (расстояния от крайних латеральных точек мнемоконтура левой и правой стопы);

–  $d_y$  – сагиттального (антерио-постериального) смещения (y) общего центра давления в опорном контуре стоп относительно его фронтальной оси в долях от длины опорного контура «Д» (расстояния от линии крайних передних точек до линии крайних задних точек мнемоконтуров стоп).

Учитывая малый объём выборки данных, их распределение мы условно считали отличающимся от нормального и для определения различий в группах (без ПОИ и с ПОИ) применяли парный критерий Вилкоксона. Результаты анализа показали значимое отличие этих групп по переменной  $d^*$  (уровень статистической значимости 0,028 (Asymp. Sig. (2-tailed)) и не значимое по  $d_y$  (0,457).

Среднестатистическое значение фронтальной децентрализации  $d_x$  главного вектора нагрузки в статике (позе стоя) достигало по группе 16 % от ширины опорного мнемоконтура стопы в сечении пучков – уровень головок средних плюсневых костей. Стандартное отклонение –  $\pm 8$  %.

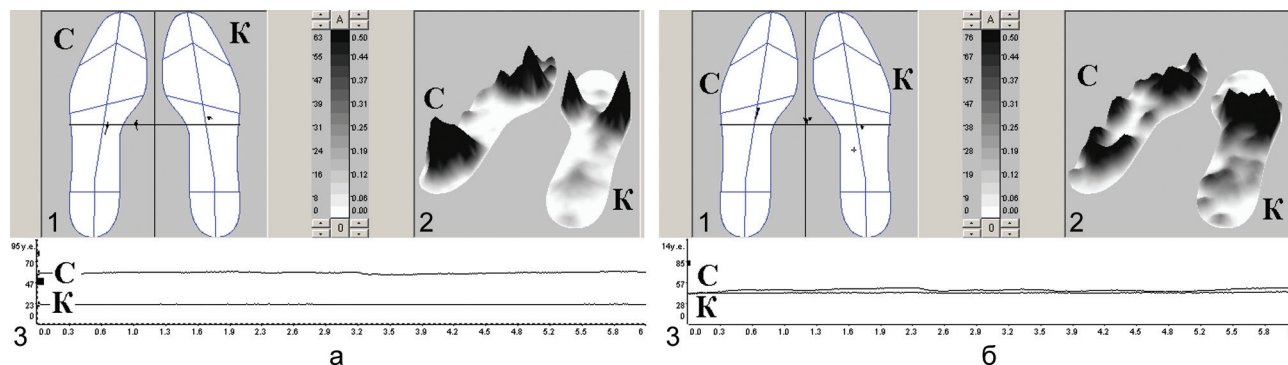


Рис. 1. Результаты обследования пациента Б. с культёй стопы в статике: а – без ПОИ; б – с ПОИ. Обозначения: 1 – балансограммы (с отображением центров давления в опорном контуре стоп и общего центра давления); 2 – барограммы (карта распределения давления) под стопами; 3 – динамограммы (графики изменения суммарного давления под стопами по оси времени); С – сохранная стопа; К – культя стопы

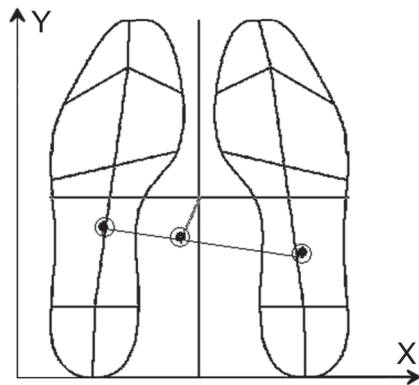


Рис. 2. Схема определения параметров билатеральной асимметрии распределения нагрузки в опорном контуре стоп: X и Y – фронтальная и сагитальная оси опорного контура. Остальные обозначения в тексте

Использованием ПОИ удавалось значительно повысить опороспособность поражённой конечности, что в статике проявлялось уменьшением смещения ОЦД от медиальной оси опорного контура и свидетельствовало о повышении комфортности опоры на культю при использовании вкладного башмачка, нежели без него (рис. 1). Это подтверждалось уменьшением фронтальной децентрализации нагрузки  $\bar{d}_x$  при использовании ПОИ почти в 3 раза: среднестатистическое значение по группе снизилось с 16 до 6 % (стандартное отклонение не изменилось) (рис. 3, а).

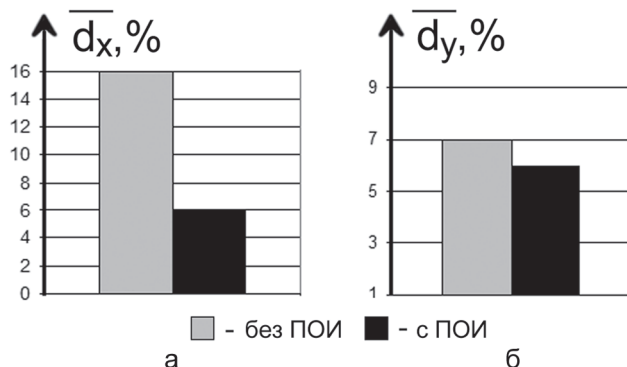


Рис. 3. Децентрализация общего центра давления в опорном контуре стоп: а – фронтальная ( $\bar{d}_x$ ), б – сагитальная ( $\bar{d}_y$ )

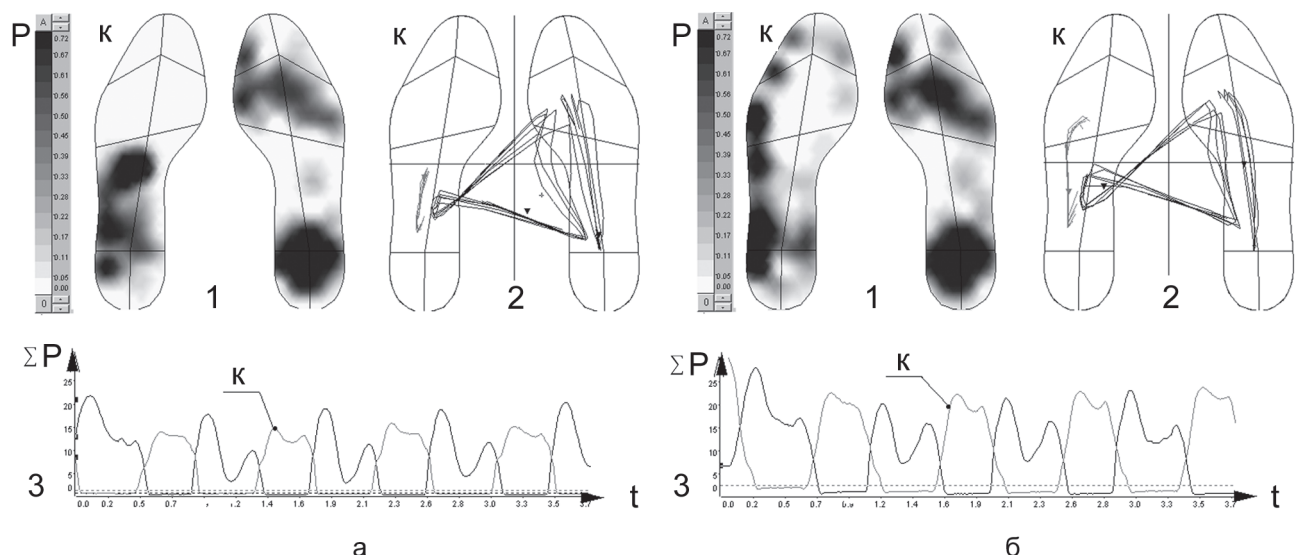


Рис. 4. Результаты обследования пациента П. с культей стопы: а – без ПОИ; б – с ПОИ. Обозначения: 1 – балансограммы (с отображением центра давления в опорном контуре стоп и общего центра давления), 2 – барограммы (карта распределения давления) под стопами; 3 – динамограммы (графики изменения суммарного давления под стопами); к – культя стопы

Таблица 1

Результаты изменения распределения нагрузки в поперечном ( $\bar{d}_x$ ) и продольном ( $\bar{d}_y$ ) направлениях опорного мнемоконтура пациента в положении стоя (Т-тест равен 0,018)

Условия обследования	$\bar{d}_x$	$\bar{d}_y$
Без ПОИ	(16 ± 8) %	(7 ± 5) %
С ПОИ	(6 ± 8) %	(6 ± 2) %

Патологическое изменение распределения нагрузки в антеро-постериальном направлении у пациентов с культёй стопы было не столь выраженным (рис. 3, б). Однако при этом у некоторых пациентов наблюдалось увеличение амплитуды миграции ЦД под сохранной стопой, что мы расцениваем как следствие участия её в компенсации снижения устойчивости усеченной стопы.

Так как не представляется возможным разместить измерительную стельку с датчиками давления между культёй и вкладным башмачком (из-за наличия в нём искусственного носка), матричные измерители давления приходилось вкладывать под ортопедическое изделие. Это не снижает достоверность оценки межконечностного распределения нагрузок при использовании такого вида ПОИ, но значительно уменьшает точность определения локальных перегрузок плантарной поверхности стоп. Поэтому мы не обладаем количественной информацией об изменении давления в зоне контакта культи с ПОИ и, соответственно, можем лишь косвенно связывать снижение межконечностной асимметрии распределения нагрузки в опорном контуре со снижением локальных перегрузок плантарной поверхности культи.

На рисунке 4 представлен пример результатов нарушения показателей взаимодействия стоп с опорой при ходьбе, типичный для пациентов с культёй стопы. При ходьбе без ПОИ нарушения заключались в исключении из опоры переднего отдела усеченной стопы соответственно её анатомическому дефекту и значительной перегрузке плантарной поверхности культи. Причём более выраженные перегрузки наблюдались не в пяточной, а латеральной и дистальной областях культи. Такое распределение нагрузки можно объяснить анатомическими изменениями культи у пациентов в отдалённые сроки после ампутации, заключающимися в эквинусной, эквино-варусной деформации культи.

Как и в статике, из-за невозможности размещения сенсорной стельки между культёй и вкладным башмачком, мы не смогли оценить влияние ПОИ на величину локальной гиперпрессии плантарной поверхности. В то же время, размещение такой стельки между башмачком и обувью позволило выявить вовлечение участия носочного (искусственного) отдела протезированной конечности в перекаат, что подтверждалось повышением нагрузки в передней части этой стопы и увеличением длины траектории центра давления под этой стопой за счёт её переднего отдела (рис. 4, а, б). Увеличение воспринимаемой нагрузки площади протезированной стопы составило в среднем по группе 23 % ( $p < 0,05$ ).

Так как условия, в которых находились левая и правая сенсорные стельки, отличались (от протезированной конечности нагрузка передавалась через жёсткий элемент – вкладной башмачок, т. е. с большим передаточным коэффициентом; от сохранной – непосредственно через ткани стопы, т.е. с меньшим коэффициентом), то сравнивать между собой силу переднего или заднего толчка одной стопы по отношению к аналогичным параметрам другой стопы было бы не корректно. В этом случае более правильным является определение билатеральной асимметрии коэффициента соотношения толчков одной конечности к аналогичному параметру другой. Из рисунка 4 видно снижение такого рода билатеральной асимметрии, достигнутое преимущественно за счёт снижения силы переднего толчка пяткой сохранной конечности при вхождении её в опору. Вероятной причиной этого является нормализация – снижение – скорости переноса нагрузки с протезированной конечности на сохранную конечность как результат повышения устойчивости опоры на ней при заднем толчке благодаря вовлечению в перекаат переднего – искусственного – отдела стопы и, соответственно, повышению устойчивости на протезированной конечности в фазе заднего толчка.

Как известно, интегральным показателем повышения опороспособности конечности с ПОИ является увеличение продолжительности опоры на неё [10], особенно одноопорной фазы перекаата через стопу, по сравнению с тем, что наблюдалось без использования ПОИ. Поэтому неожиданным, на первый взгляд, оказался тот факт, что при использовании ПОИ, несмотря

на инструментально подтверждённое повышение опороспособности поражённой конечности в статике, при ходьбе длительность опоры на неё не увеличилась, и билатеральная асимметрия продолжительности перекаата через стопы практически не изменилась. Такую ситуацию мы связываем с тем, что, возможно, вовлечение в опору искусственного носка протезированной стопы повлекло за собой кроме положительных эффектов (повышения устойчивости при выполнении заднего толчка этой конечностью и снижения перегрузок плантарной поверхности культи), также и отрицательный эффект – увеличение нагрузки на торец культи, переданной в виде момента силы от искусственного носка (рис. 5). При отсутствии тонких плёночных датчиков для измерения давления между искусственным башмачком и торцом культи, мы вынуждены были опираться лишь на логику рассуждений и субъективную оценку качества протезирования самими пациентами. Большинство из них подтвердило, что, несмотря на то, что без ПОИ они испытывают большие трудности при передвижении, но во время ходьбы с ПОИ появляется боль. Многие из пациентов отмечали болевые ощущения именно в области торца культи, но другие – с нейро-рецепторными нарушениями нижней конечности, например, вследствие диабета, не могли определить характер и локализацию этой боли. Тем не менее, тщательные расспросы всех пациентов с пальпацией их стоп убедили нас в том, что при использовании башмачка основной дискомфорт при ходьбе связан именно с болезненными ощущениями в области торца культи. У некоторых пациентов в этой же области наблюдался даже гиперкератоз как признак чрезмерного длительного давления.

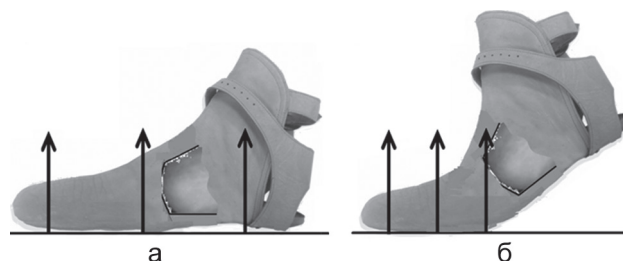


Рис. 5. Культя стопы в протезно-ортопедическом изделии: а – статика; б – в фазе перекаата

#### ОБСУЖДЕНИЕ

Таким образом, у обследованных нами пациентов вкладной башмачок позволял повысить опороспособность усечённой стопы в статике, а также устойчивость при перекаате через протезированную стопу при ходьбе, снизить перегрузку пяточной области сохранной стопы. В то же время, несмотря на эти положительные функциональные свойства вкладного башмачка, при его использовании имеется выраженный риск гиперпрессии торца культы стопы, несмотря на то, что в соответствии с требованиями к конструкции этого типа ПОИ его стараются изготавливать таким образом, чтобы обеспечить гарантированный зазор между ним и торцом культы, не допуская

их контакта. Возможно, причиной давления внутренней поверхности носка вкладного башмачка на торец культы является неконтролируемое «сползание» её вперёд из-за недостаточного удержания элементами крепления, деформации изделия в процессе его использования, а также изменения объёма культы, влияющего на качество фиксации её в башмачке. В любом случае такая ситуация требует её разрешения, во-первых, поиском новых технических решений при создании ПОИ для гарантированного предотвращения возможности гиперпрессии торца культы со стороны ПОИ и, во-вторых, биомеханическим контролем выполнения этих требований.

#### ВЫВОДЫ

Инструментальное обследование динамики распределения давления под стопами в статике и при ходьбе подтвердило стойкие нарушения статодинамической функции у пациентов с культёй стопы и позволило уточнить их получением количественных данных.

Протезирование пациентов после ампутации стопы позволяет повысить опороспособность поражённой

конечности в статике и устойчивость при перекаате через неё при ходьбе.

При ходьбе с вкладным башмачком в фазе заднего толчка имеется большой риск гиперпрессии торцевой поверхности культы (не приспособленной к восприятию нагрузки) из-за некачественного изготовления ПОИ, недостаточной фиксации культы в ПОИ, изме-

нения объёма культи или параметров башмачка в процессе его эксплуатации, неправильного применения ПОИ. Поэтому данная категория пациентов нуждается

в систематическом динамическом наблюдении с применением объективных биомеханических методов обследования.

*Конфликт интересов отсутствует. Финансирование – исследование не имело спонсорской поддержки.*

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Черкес-Заде Д.И., Каменев Ю.Ф. Хирургия стопы / изд. 2-е перераб. и доп. М.: Медицина, 2002. 328 с.
2. Ампутации, протезирование и ортезирование нижних конечностей / В.А. Кудрявцев, А.В. Рожков, В.Г. Суслиев, К.К. Щербина // Травматология и ортопедия : руководство для врачей в 4 т. / под ред. Н.В. Корнилова, Э.Г. Грязнухина. СПб.: Гиппократ, 2004. Т.3. С. 846-862.
3. Dillon M.P., Barker T.M. Preservation of residual foot length in partial foot amputation: a biomechanical analysis // *Foot Ankle Int.* 2006. Vol. 27, No 2. P. 110-116. DOI: 10.1177/107110070602700207.
4. Garwood C.S., Steinberg J.S. Soft tissue balancing after partial foot amputations // *Clin. Podiatr. Med. Surg.* 2016. Vol. 33, No 1. P. 99-111. DOI: 10.1016/j.cpm.2015.06.005.
5. Конструирование и технологии ортопедической обуви: практическое пособие / Ю.Б. Голубева, Е.Е. Аржанникова, И.К. Горелова, Е.И. Скирмонт, Л.М. Смирнова, С.Е. Соболев, С. В. Карапетян, Е. Л. Зимица, В. А. Кудрявцев, К. А. Дивлет-Кильдеев / под ред. Е.Е. Аржанниковой, И.К. Гореловой. СПб.: СПб НЦЭПР им. Г. А. Альбрехта, 2016. С. 137-150.
6. Baumgartner P., Botta P. Ампутация и протезирование нижних конечностей. М.: Медицина, 2002. С. 289-312.
7. Назначение и изготовление протезов при врожденных и ампутированных дефектах стоп: метод. рекомендации / Сост.: В.А. Кудрявцев. 2011. С. 4-5.
8. Janisse D.J., Janisse E.J. Shoes, orthoses, and prostheses for partial foot amputation and diabetic foot infection // *Foot Ankle Clin.* 2010. Vol. 15, No 3. P. 509-523. DOI: 10.1016/j.fcl.2010.04.004.
9. Смирнова Л.М. Программно-аппаратный комплекс для оценки анатомо-функциональных нарушений и эффективности ортезирования при патологии стопы // *Медицинская техника* 2009. № 6. С. 22–26. URL: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs10527-010-9137-1?LI=true> (дата обращения 19.02.2018)
10. Смирнова Л. М. Система биомеханических критериев оценки эффективности протезирования // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2009. № 4. С. 1010–1018. URL: <http://www.mtjournal.ru/archive/2014/meditsinskaya-tehnika-2/instrumentalnoe-i-metodicheskoe-obespechenie-issledovaniya-disbalansa-nagruzok-v-oporno-dvigatelnom-> (дата обращения 20.02.2018)

#### REFERENCES

1. Cherkes-Zade D.I., Kamenev Yu.F. *Khirurgiia stopy* [Foot Surgery]. M., Meditsina, 2002, 328 p. (In Russian)
2. Kudriavtsev V.A., Rozhkov A.V., Suslaev V.G., Shcherbina K.K. Amputatsii, protezirovaniye i ortezirovaniye nizhnikh konechnostey [Amputations, prosthetics, and orthotics of the lower limbs]. In: Kornilov N.V., Griaznukhin E.G. *Travmatologiya i ortopediya : rukovodstvo dlia vrachei v 4 t.* [Traumatology and Orthopaedics: guide for physicians]. In 4 Vol. SPb., Gippokrat, 2004, vol. 3, pp. 846-862. (In Russian)
3. Dillon M.P., Barker T.M. Preservation of residual foot length in partial foot amputation: a biomechanical analysis. *Foot Ankle Int.*, 2006, vol. 27, no. 2, pp. 110-116. DOI: 10.1177/107110070602700207.
4. Garwood C.S., Steinberg J.S. Soft tissue balancing after partial foot amputations. *Clin. Podiatr. Med. Surg.*, 2016, vol. 33, no. 1, pp. 99-111. DOI: 10.1016/j.cpm.2015.06.005.
5. Golubeva Yu.B., Arzhannikova E.E., Gorelova I.K., Skirmont E.I., Smirnova L.M., Sobolev S.E., Karapetian S.V., Zimina E.L., Kudriavtsev V.A., Divlet-Kil'deev K.A. *Konstruirovaniye i tekhnologii ortopedicheskoi obuvi: prakticheskoe posobie* [Designing and technologies of orthopedic footwear: practical guide]. E.E. Arzhannikova, I.K. Gorelova, eds. SPb., SPb NtSEPR im. G. A. Al'brekhta, 2016, pp. 137-150. (In Russian)
6. Baumgartner R., Botta P. *Amputatsiia i protezirovaniye nizhnikh konechnostey* [Amputation and prosthetics of the lower limbs]. M., Meditsina, 2002, pp. 289-312. (In Russian)
7. Kudriavtsev V.A., sost. *Naznachenie i izgotovlenie protezov pri vrozhdennykh i amputatsionnykh defektakh stop: metod. rekomendatsii* [Prescribing and manufacturing of prostheses for foot congenital and amputation defects: technique manual]. 2011, pp. 4-5. (In Russian)
8. Janisse D.J., Janisse E.J. Shoes, orthoses, and prostheses for partial foot amputation and diabetic foot infection. *Foot Ankle Clin.*, 2010, vol. 15, no. 3, pp. 509-523. DOI: 10.1016/j.fcl.2010.04.004.
9. Smirnova L.M. Programmo-apparatnyi kompleks dlia otsenki anatomo-funktional'nykh narushenii i effektivnosti ortezirovaniia pri patologii stopy [Hardware-software system for evaluating the anatomic-functional disorders and the effectiveness of orthotics for foot pathology]. *Meditsinskaiia Tekhnika*, 2009, no. 6, pp. 22-26. (In Russian)
10. Smirnova L. M. Sistema biomekhanicheskikh kriteriev otsenki effektivnosti protezirovaniia [System of biomechanical criteria for prosthetics effectiveness evaluation]. *Sistemnyi Analiz i Upravlenie v Biomeditsinskikh Sistemakh*, 2009, no. 4, pp. 1010-1018. (In Russian)

Рукопись поступила 21.02.2018

#### Сведения об авторах:

1. Трофимов Андрей Александрович, ФГБУ «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, г. Санкт-Петербург, Россия, Email: Dr.trofimov@bk.ru
2. Смирнова Людмила Михайловна, д. т. н.,<sup>1</sup> ФГБУ «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, г. Санкт-Петербург, Россия,<sup>2</sup> ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», Санкт-Петербург, Россия, Email: info@diaserv.ru
3. Шведовченко Игорь Владимирович, д. м. н., профессор, ФГБУ «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, г. Санкт-Петербург, Россия, Email: schwed.i@mail.ru
4. Гаевская Оксана Эдуардовна, к. м. н., ФГБУ «Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г.А. Альбрехта» Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации, г. Санкт-Петербург, Россия, Email: gaevskaia-office@mail.ru

#### Information about the authors:

1. Andrei A. Trofimov, M.D., Federal Albrecht Scientific Center for Rehabilitation of the Disabled, Saint Petersburg, Russian Federation, Email: Dr.trofimov@bk.ru
2. Ludmila M. Smirnova, Ph.D. of Technical Sciences,<sup>1</sup> Federal Albrecht Scientific Center for Rehabilitation of the Disabled, Saint Petersburg, Russian Federation,<sup>2</sup> St. Petersburg State Electrotechnical University LETI, Saint Petersburg, Russian Federation, Email: info@diaserv.ru
3. Igor' V. Shvedovchenko, M.D., Ph.D., Professor, Federal Albrecht Scientific Center for Rehabilitation of the Disabled of the RF Ministry of Labor, Saint Petersburg, Russian Federation, Email: schwed.i@mail.ru
4. Oksana E. Gaevskaia, M.D., Ph.D., Federal Albrecht Scientific Center for Rehabilitation of the Disabled, Saint Petersburg, Russian Federation, Email: gaevskaia-office@mail.ru