



neighbourhood  
PROGRAMME  
JTS PL-BY-UA



Научно-исследовательский центр проблем  
ресурсосбережения НАН Беларуси  
Белостокский технический университет  
Учреждение образования  
«Гродненский государственный медицинский университет»  
Учреждение образования  
«Гродненский государственный университет имени Янки Купалы»

# БИОМЕХАНИКА СТОПЫ ЧЕЛОВЕКА

## BIOMECHANICS OF HUMAN FOOT

Материалы Международной  
научно-практической конференции  
(18 – 19 июня 2008 г.)

Proceeding of scientific  
conference

УДК 617.3  
ББК 54.58  
Б63



Редакционная коллегия: А.И. Свиридёнок (отв. редактор),  
В.В. Лашковский,  
М.И. Игнатовский,  
А.Ч. Свистун

**Биомеханика** стопы человека: мат. I Междунар.  
Б63 науч.-практ. конф., Гродно, 18–19 июня 2008 г. /  
ГНУ НИЦПР НАНБ; редкол.: А.И. Свиридёнок  
(отв. ред.) [и др.]. – Гродно: ГрГУ, 2008. – 172 с.

Сборник содержит доклады, посвященные результатам научных и прикладных работ в области исследования роли биомеханики стопы в повседневной жизни и спорте, развития и применения биомеханических и биомедицинских (клинических) методов диагностики стопы в детском и взрослом возрасте, консервативных и хирургических методов коррекции и реабилитации дисфункций патологий стоп.

УДК 617.3  
ББК 54.58

© Научно-исследовательский  
центр проблем ресурсосбережения  
НАН Беларуси, 2008  
© ГрГУ им. Я. Купалы, 2008

## ПРЕДИСЛОВИЕ

В предлагаемый вниманию читателей сборник вошли материалы докладов, представленных на первой, проводимой в республике Беларусь, *Международной научно-практической конференции «Биомеханика стопы человека» (18–19 июня 2008 г.)*.

Заболевания и дисфункции стопы врожденного и приобретенного характера, травматические повреждения и их последствия относятся к наиболее частой патологии опорно-двигательной системы, как у детей, так и у взрослых. Если раньше изучением и коррекцией дисфункций стопы занимались только врачи-травмотологи и ортопеды, то современный прогресс в этой области немислим без привлечения специалистов в области механики и современных диагностических приборов. Возникло и развивается специальное научное направление *подиатрии* (науки о стопе) – *биомеханика стопы*, занимающаяся изучением деформирования основных элементов стопы и прилегающих к ней голени и коленного сустава в зависимости от статических и динамических нагрузок, геометрических, функциональных и других особенностей с целью получения достоверной информации, необходимой для выбора методов консервативного и хирургического лечения, проектирования и изготовления корригирующих приспособлений и изделий, разработки специальных технологий и материалов.

Особое место в современной биомеханике и подиатрии занимают вопросы профилактики и ранней коррекции дисфункций стоп у детей, ибо результаты анализов свидетельствуют о том, что сегодня плоскостопие (плосковальгусная стопа) охватывает до 40% детей школьного возраста. В связи с этим в настоящее время в рамках *Европейской программы «Добрососедство Польша–Беларусь–Украина»* белорусскими и польскими учеными и специалистами выполняется проект *«Биомеханическое исследование и разработка методов улучшения опорно-двигательного аппарата детей Подлясья и Гродненщины»*.

Это стимулировало проведение в г. Гродно настоящей конференции. Актуальность тематики конференции вызвало значительный интерес ученых и специалистов 7 стран (Беларусь, Россия, Украина, Польша, Канада, Бельгия и Суринам), которые заявили на конференцию 51 доклад из 30 организаций. Среди почти 80 авторов докладов специалисты ряда смежных профессий: биомеханики, врачи-ортопеды, инженеры-электроники, спортивные преподаватели и тренеры, материаловеды, технологи по конструированию и изготовлению ортопедических изделий.

Надеемся, что конференция придаст новый импульс развитию подиатрии в Беларуси и ее важнейшей составляющей – биомеханике, будет способствовать снижению дисфункций стопы, особенно среди молодежи, позволит улучшить качество жизни значительной части населения.

*Организационно-программный комитет конференции*

## БИОМЕХАНИКА И ДИАГНОСТИКА ДИСФУНКЦИЙ СТОП

**А.И. Свириденок<sup>1</sup>, В.В. Лашковский<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения НАН Беларуси», г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>2</sup> УО «Гродненский государственный медицинский университет», г. Гродно, Республика Беларусь

### БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ РАЗВИТИЯ СОВРЕМЕННОЙ ПОДИАТРИИ

#### Введение

В современном представлении *биомеханика* – это наука о механическом движении живых организмов и их отдельных органов, суставов и тканей, жидких и газообразных сред в них. Базовыми и смежными науками биомеханики являются: классическая механика, механика разрушений, биофизика и биохимия, физиология, травматология и ортопедия, спортивная медицина и механика, биоинженерия, биоматериаловедение.

Биомеханике уделяли внимание Демокрит (V–IV вв. до н.э.), Аристотель, Гален, Леонардо да Винчи, Галилей, Гук, Гельмгольц. XX век – время формирования современных биомеханических представлений, которые связаны с именами Франка, Кроха и Хилла (лауреаты Нобелевских премий за достижения в области биомеханики), Фишера, Брауна, Лесгафта, Бернштейна, Введенского, Ухтомского, Анохина, Иваницкого, Шредера и многих других.

#### О развитии биомеханики в Беларуси

В Беларуси биомеханика стала развиваться во второй половине XX века, прежде всего, в связи с нуждами спорта и реабилитационной техники.

В настоящее время в Республике Беларусь наиболее активно некоторые отрасли биомеханики развиваются в вузах и НИИ (табл. 1).

#### Опорно-двигательный аппарат. Стопа

Важнейшей задачей биомеханики является поиск аналитических решений задач деформирования и разрушения основных высоконагруженных элементов человеческого тела на основе адекватных механических моделей [1–4].

№	Научное учреждение	Направления работ	Количество докладов на настоящей конференции
1	2	3	4
1	Белорусская медицинская академия последипломного образования	Разработка конструкций и материалов имплантантов. Биомеханика реабилитации.	2
2	Белорусский государственный медицинский университет	Биомеханика реабилитации	3
3	Белорусский государственный технологический университет	Разработка динамической модели ДНК. Исследования механической модели биомакромолекул с винтовой структурой.	–
4	Белорусский государственный университет транспорта	Разработка теории средств индивидуальной защиты от ударных воздействий. Спортивная биомеханика.	–
5	Белорусский государственный университет физической культуры	Спортивная биомеханика. Исследование костно-мышечной системы человека. Чтение курса «Биомеханика».	3
6	Белорусский национальный технический университет	Биомеханика ходьбы. Биомеханические исследования системы зуб – периодонт. Разработка эндопротезов – стентов. Чтение лекций по курсу «Биомеханика».	1
7	Белорусский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии	Искусственные смазки – синовиальные жидкости. Эндопротезы. Имобилизирующие материалы.	1
8	Белорусский протезно-ортопедический восстановительный центр	Биомеханика реабилитации, диагностика стоп.	2
9	Витебский государственный медицинский университет	Биомеханика разрушения, биоматериалы. Чтение курса «Биомеханика».	1

1	2	3	4
10	Витебский государственный технологический университет	Разработка полимерных трикотажных материалов для протезирования внутренних органов. Биометрия стоп. Чтение лекций по курсу «Биомеханика».	2
11	Витебский государственный университет	Моделирование и расчет реконструированного среднего уха.	–
12	Гомельский государственный медицинский университет	Разработка методов имплантации, новые биоматериалы. Разработка методик нагружения опорно-двигательной системы в условиях спортивных тренировок.	3
13	Гродненский государственный медицинский университет	Однополюсные эндопротезы, методики ранней функциональной диагностики и контроля патологии стоп у детей. Биомеханика иммобилизации.	6
14	Гродненский государственный университет им. Я.Купалы	Спортивная биомеханика. Расчет и проектирование ортезов. Чтение курса «Биомеханика».	2
15	Институт биоорганической химии	Изучение стойкости материалов – имплантантов к биоагрузке, био-совместимость и биоактивность.	–
16	Институт механики металлополимерных систем НАН Беларуси	Трибология синовиальных суставов, создание эндопротезов. Биоактивные и адаптивные материалы. Разработка адаптивных протезов сердечно-сосудистой системы.	4
17	Институт общей и неорганической химии НАН Беларуси	Разработка биосовместимых композитов.	–
18	Институт тепло- и массообмена НАН Беларуси	Биомеханика и биофизика кровеносных сосудов, биомеханика высокоскоростного движения в жидкостях. Атомно-силовая микроскопия хрящевых и костных тканей.	–
19	Могилёвский государственный университет	Разработка методов описания и математических моделей движения человека.	–

1	2	3	4
20	Научно-исследовательский институт порошковой металлургии НАН Беларуси	Разработка и изготовление имплантантов из порошковых металлических материалов.	–
21	Научно-исследовательский институт физической культуры и спорта	Биомеханика спортивных движений. Чтение курса «Биомеханика».	1
22	Научно-исследовательский центр медико-социальной экспертизы и реабилитации	Терморехабилитация стоп	2
23	Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения НАН Беларуси	Новые материалы и конструкции для иммобилизации и поглощения ударов (корсеты, головодержатели), индивидуальные ортезы (ортопедические стельки), компьютерная диагностика опорно-двигательной системы.	10
24	Объединенный институт машиностроения НАН Беларуси	Биомеханика и биометрия, терморехабилитация стоп.	1
25	Объединенный институт проблем информатики НАН Беларуси	Моделирование, анализ и конструирование искусственных движущих систем на основе волновых процессов переноса вещества – аналогов перемещения живых биообъектов.	–
26	Республиканский центр проблем человека БГУ	Создание биомеханических преобразователей с целью повышения интеллектуальной и физической адаптивности и работоспособности в экстремальных условиях.	1
27	Физико-технический институт НАН Беларуси (НИЦ «Плазмотег»)	Разработка антиударных биозащитных изделий и имплантантов, покрытия сердечных клапанов. Разработка приборов для диагностики.	1

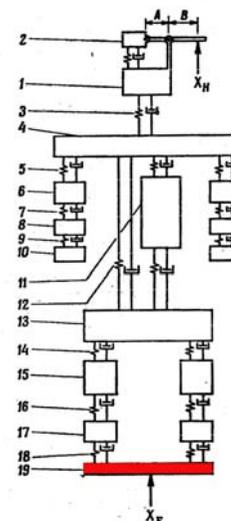


Рис. 1. Биомеханическая модель стоящего человека. 1 – голова; 2 – вращение головы; 3 – шея; 4 – верхний пояс; 5 – связка плечевой кости с верхним поясом; 6 – плечевая кость; 7 – локтевой сустав; 8 – предплечье; 9 – кисть; 10 – рука; 11 – внутренние органы; 12 – позвоночный столб; 13 – таз; 14 – связь бедра; 15 – бедро; 16 – голенный сустав; 17 – кости голени; 18 – голеностопный сустав; 19 – стопы.

Традиционная механическая модель стоящего человека представлена на рис. 1. В ней все подвижные элементы представлены набором пружин (модель упругого механического поведения) и демпферов (модель вязкого механического поведения). К ним нередко добавляются элементы, характеризующие пластичность. Весьма распространено в последние 2–3 десятилетия применение для расчета прочности и деформативности отдельных элементов человеческого тела теории конечных элементов [5].

Таблица 2

Пиковые значения сил, развиваемых мышцами опорно-двигательного аппарата

Названия мышц нижних конечностей	Пиковые значения сил, развиваемых мышцами, N
Gluteus Maximus	1 300
Gluteus Medius	1 360
Gluteus Minimus	580
Adductor Magnus	1 100
Adductor Longus	420
Adductor Brevis	285
Hamstrings	2 500
Vastus Lateralis	1 870
Vastus Intermedius	1 230
Sartorius	105
Rectus Femoris	780
Vastus Medialis	1 300

С точки зрения биомеханики особое положение в строении и функционировании человеческого организма занимает опорно-двигательный аппарат (ОДА). О его механической нагруженности свидетельствует анализ сил, которые могут развивать основные мышцы ОДА (табл. 2).

Особые биомеханические функции в ОДА выполняют стопы. Наиболее характерно это проявляется при движении. На рис. 2 представлена «идеальная» схема, отражающая опорные фазы ходьбы. Наиболее нагружены стопы в фазах контакта (100% нагрузки воспринимается пяткой) и отталкивания (100% нагрузки несет передний отдел стопы). Это подтверждается и плантографическими данными (рис. 3).

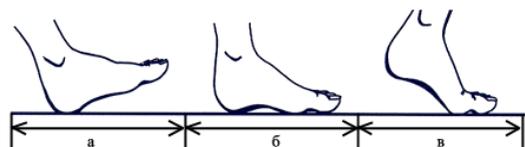


Рис. 2. Опорные фазы ходьбы: а) контактная фаза (занимает 25% времени в цикле шага, на пятку приходится 100% нагрузки); б) средняя фаза (40% времени, 27% нагрузки приходится на передний отдел стопы, 67% – на пятку); в) фаза отталкивания (33% времени, 100% нагрузки приходится на пальцы ног)

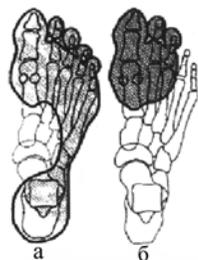


Рис. 3. Опто-плантографические изображения стопы: а) полный контакт, б) контакт в момент переката

Существенный прогресс в изучении биомеханики стоп и их дисфункций наблюдается с начала использования новых компьютерных диагностических методов. К ним, в первую очередь, относятся оптоэлектронные системы для трехкоординатного анализа движений человека (система SMART) [6, 7] и электронно-механические системы статического и динамического измерения подошвенного давления [7–9].

### Коррекция и реабилитация стоп

Решение проблемы уменьшения дисфункций и патологий стоп невозможно без комплексного последовательного решения основных вопросов, включающих: диагностику, постановку диагноза и выбора способа коррекции, проектирование и изготовление индивидуального ортеза (консервативный метод) или хирургического лечения; контроль и (при необходимости) коррекция методики реабилитации, рис. 4 [10,11].



Рис. 4. Схема «Диагноз – коррекция – скрининг результатов реабилитации дисфункций стоп»

Известно, что положительные результаты по исправлению дисфункций стоп достигаются при своевременной коррекции у детей 7–15 лет. Об этом свидетельствуют и результаты, полученные в НИЦПР НАН Беларуси и Гродненском государственном медицинском университете при использовании индивидуальных ортезов (ортопедических стелек), изготовленных по новой технологии, рис. 5 [7].

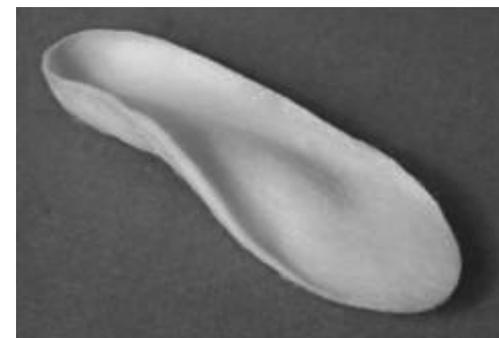


Рис. 5. Ортопедическая стелька

Правильный подбор конструкций и материалов позволяет значительно ослабить влияние дисфункций стоп на болезненные ощущения и утомляемость, значительно улучшает качество жизни и работоспособность пациентов.

#### **Заключение**

Результаты анализа функций стопы на основе биомеханических исследований и рекомендаций являются важнейшим элементом для разработки рекомендаций по устранению (уменьшению) дисфункций и патологий ОДА, повышению его функциональных возможностей.

#### *Список литературы.*

1. Янсон, Х.А. Биомеханика нижней конечности человека / Х.А. Янсон. – Рига: «Зинатне», 1975. – 324 с.
2. Бранков, Г. Основы биомеханики / Г. Бранков. – М.: «Мир», 1981. – 254 с.
3. Чигарев, А.В. Биомеханика / А.В. Чигарев, Г.И. Михасев. – Минск: «Технопринт», 2004. – 306 с.
4. Сотский, Н.Б. Биомеханика. Минск: БГУФК, 2005. – 192 с.
5. Bandak, F.A. On the development of an osseoligamentous finite element model of the human ankle joint / F.A. Bandak, R.E. Tannous, T. Toridis. – International Journal of Solids and Structures. Vol.38, Issues 10–13, March 2001, PP. 1681 – 1697.
6. Pedotti, A. Ortoelectronic-based systems / A. Pedotti, G. Ferrigno. – Human Kinetics Publ., Champaign IL, pp. 57–77.
7. Свириденок, А.И. Биомеханика и биоматериаловедение / А.И. Свириденок, Е.Д. Белоенко // Журнал Гродненского Государственного медицинского университета. – 2005. – С. 3–7.
8. Кашуба, В.А. Компьютерная диагностика опорно-двигательной функции человека / В.А. Кашуба, К.Н. Сергиенко, Д.Н. Валиков // Физическое воспитание студентов творческих специальностей. Харьков. ХХПИ, – 2002. – № 1. – С. 11–16.
9. Игнатовский, М.И. О методике анализа последовательностей барометрических данных для описания походки человека / М.И. Игнатовский, А.И. Свириденок, Б. Крупич // Материалы. Технологии. Инструменты. – т. 12 (2007). – № 2. – С. 101–103.
10. Lusardi, M.M. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. Elsevier Corp. / M.M. Lusardi, C.C. Nielsen – 2007. – 904 p.
11. Biomechanical effect of foot orthoses during walking / A. Stacoff [et al.]. // The Foot, issue 3, Sept. 2007. – pp. 143–153.

#### **Sviridenok A., Lashkovsky V. Biomechanical aspects of modern podiatrics development**

The review of general aspects of human musculoskeletal system function is given. Problems of diagnostics, correction, treatment and rehabilitation of foot are discussed.

**А.И. Свириденок<sup>1</sup>, Б. Крупич<sup>2</sup>, В.В. Лашковский<sup>3</sup>, А. Северин<sup>2</sup>,  
М.И. Игнатовский<sup>1</sup>, И. Паук<sup>2</sup>, Л.С. Гайда<sup>1</sup>, М. Дерлятка<sup>2</sup>,  
Л.З. Сычевский<sup>3</sup>**

<sup>1</sup> ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения НАН Беларуси», г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>2</sup> «Белостокский технический университет», г. Белосток, Республика Польша

<sup>3</sup> УО «Гродненский государственный медицинский университет» и «Гродненская городская клиническая больница скорой медицинской помощи», г. Гродно, Республика Беларусь

#### **РЕЗУЛЬТАТЫ ВЫПОЛНЕНИЯ В РАМКАХ ЕВРОПЕЙСКОЙ ПРОГРАММЫ «ДОБРОСОСЕДСТВО ПОЛЬША–БЕЛАРУСЬ–УКРАИНА» ПОЛЬСКО-БЕЛОРУССКОГО ПРОЕКТА ПО БИОМЕХАНИЧЕСКОМУ ИССЛЕДОВАНИЮ И КОРРЕКЦИИ ДИСФУНКЦИЙ ДЕТСКИХ СТОП**

#### **Введение**

Основными исполнителями проекта INTERREG–TACIS–CBC «Биомеханическое исследование и разработка методов улучшения опорно-двигательного аппарата детей Подлясья и Гродненщины» являются: с польской стороны Белостокский технический университет, с белорусской – Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения НАН Беларуси совместно с Гродненским государственным медицинским университетом и Гродненской городской больницей скорой медицинской помощи.

Проблема плоско-вальгусной деформации стоп известна с древних времен. Она упоминается еще в трудах Гиппократов около 2500 лет назад. В связи с быстрым развитием процессов урбанизации эта проблема обострилась лишь в середине XX века. Ее очень удачно охарактеризовал известный ученый-травматолог М. Куслик: "...с приходом цивилизации, создавшей неустойчивые твердые мостовые и полы, давшей человеку обувь с плоской подошвой, было отнято у свода стопы его природное подкрепление".

Заболевания стопы и нижних конечностей буквально за несколько десятилетий XX века «охватили» большинство урбанизированного населения планеты. Там же, где люди продолжали жить в условиях, близких к природным, например, в Индии, плоская стопа отмечается не более чем у 5–10% населения. Исследования гродненских ученых, осмотревших около 10 тыс. детей, показали, что дисфункции стопы разной степени имеют около 40% пациентов. А в возрасте 50–60 лет эта цифра может достигать 70–80 %.

В странах ОЭСР уже более 25 лет действуют тысячи специальных научных и практических подиатрических (занимающихся проблемами стоп) центров, издаются десятки специализированных журналов. На финансирование решения проблем дисфункции стопы в повседневной жизни и спорте тратятся многие десятки миллиардов долларов.

В СНГ и восточно-европейских странах это процесс начал развиваться только в последние 15 лет и в настоящее время используются преимущественно западные технологии. Они дороги и далеко не всегда по карману обычным труженикам.

Финансируется проект Евросоюзом и белорусским правительством в лице Национальной академии наук Беларуси.

Завершен первый этап работ, на котором осуществлялся анализ, адаптация и модернизация известных, разработка новых биомедицинских (клинических) и биомеханических методик диагностики дисфункций детских стоп, их консервативной и хирургической коррекции.

#### Диагностика

Для анализа состояния стоп были отобраны группы, включающие детей разного пола в возрасте от 8 до 15 лет. Предварительное анкетирование показало, что в белорусской группе из 96 обследованных здоровыми были признаны 18,75%, плоско-вальгусная деформация обнаружена у 38,54%, комбинированное плоскостопие у 4,17%, уплощение продольного свода у 4,17% детей. У остальных обнаружены другие дисфункции. Примерно 20% мальчиков и девочек жаловались на боли в стопах и быструю утомляемость.

В дальнейших диагностических исследованиях исходных и скорректированных стоп были использованы современные высокотехнологичные компьютерные методы: плантографический – цифровой (фотометрический) плантограф, лазерный биоизмерительный (установка SMART) и барометрический комплекс системы Medilogic, рис. 1а, б. Взаимодействие с польскими коллегами осуществляется путем постоянных консультаций, обменом информацией, проведением совместных исследований и публикаций, рис. 1в [1–3]. В частности, в соответствии с Программой работ в Белостоке были выполнены совместные исследования группы польских детей согласно разработанной комплексной биомеханической методике, включающей одновременную видеорегистрацию траектории ходьбы (она проводилась с помощью стационарной установки SMART) и подометрических параметров (мобильное устройство, представленное белорусской стороной) здоровых детей и имеющих патологии стопы. Это позволило осуществить точную оценку необходимости биомеханической коррекции дисфункций ходьбы пациентов.

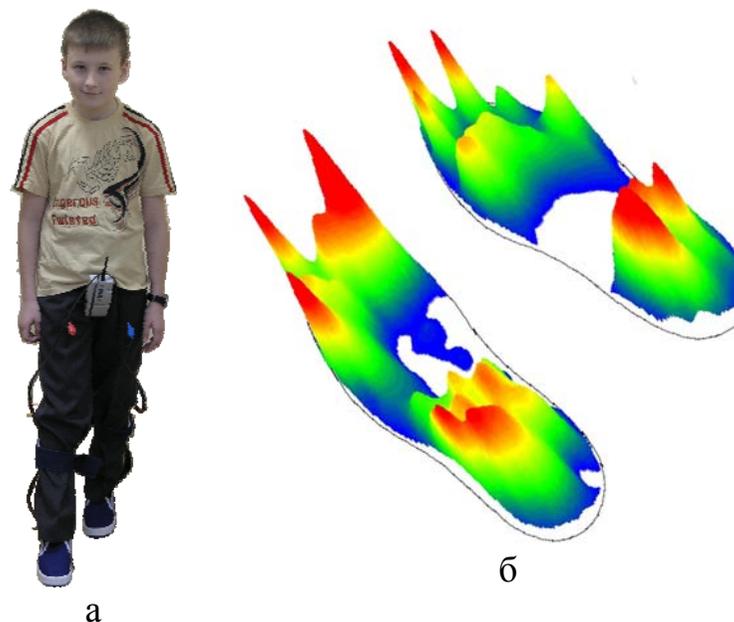


Рис. 1.: а. Процесс динамической подометрии при помощи измерительной системы Medilogic; б. Цветовые отображения распределения давления на поверхностях стоп; в. Обсуждение результатов совместных исследований (слева направо: Паук И., Свиридёнок А.И., Крупич Б., Лашковский В.В., Игнатовский М.И.)

Все полученные в результате обследования диагностические данные размещаются в специальной компьютерной базе и являются исходными параметрами для обеспечения консервативной и хирургической коррекции дисфункций и патологий стоп.

#### **Консервативная и хирургическая коррекция**

Для коррекции дисфункций и патологий стопы применяется: физическая реабилитация (ЛФК, физиотерапия, мануальная терапия, массаж); ортезирование и хирургические операции.

Методы физической реабилитации хорошо известны [4]. Но в случаях достаточно серьезных биомеханических изменений стопы наиболее эффективными являются ортезирование и хирургические методы.

Консервативная и хирургическая коррекция осуществлялась двумя путями: в Польше – подбором стелек, производимых промышленным способом; в Беларуси – изготовлением индивидуальных ортопедических стелек (ортезов).

В качестве *типовых* стелек применялись ортопедические стельки преимущественно производителей и известных мировых фирм (ORTHO, Pedag, Spenco, Otto Bock и др.).

*Индивидуальные* ортопедические стельки изготавливались в экспериментально-исследовательской базе (ортопедический участок) Научно-исследовательского центра проблем ресурсосбережения НАН Беларуси. Применяется оригинальный базовый метод, основанный на экструзионной технологии изготовления конструкций ортопедического назначения. [5]. Он заключается в диспергировании расплава полимера и формирования из находящегося в вязко-текучем состоянии полимера оболочки заданных размеров на слепке-позитиве индивидуальной стельки. При этом осуществляется направленное изменение плотности, введение упругих и податливых демпфирующих элементов и т.д. При использовании ускоренного варианта позитива индивидуальная стелька изготавливается в течении 2-х – 3-х дней.

Всем нуждающимся в коррекции стопы были изготовлены индивидуальные ортопедические стельки. После 6–7 месяцев их ношения большинство родителей и детей отмечают положительные эффекты: снижение утомляемости и исчезновение болей в стопе.

При необходимости осуществлялась хирургическая коррекция стоп, результаты которой в послеоперационном периоде контролировались барометрическим методом, что обеспечивает более высокую эффективность применяемых мер лечения.

#### **Заключение**

Выполняемые в приграничных польско-белорусских регионах совместные исследования подтвердили, что патологии стопы в детском

возрасте – это серьезная потенциальная проблема государственного уровня. Ибо впоследствии, как показывает опыт, во взрослом возрасте в большинстве случаев наблюдаются самые разнообразные нарушения функционирования суставов нижних конечностей, позвоночника и других органов. Все это ведет к громадным потерям рабочего времени и средств на лечение, ухудшениям условий жизни.

Эффективное решение проблемы дисфункций стоп требует существенного повышения внимания к ней со стороны органов управления, объединения усилий ученых и практиков биомехаников, ортопедов и производителей корригирующих и аккомодационных ортопедических изделий.

Работа выполнена при поддержке INTERREG IIIA / TACIS CBC проект NEB/PL/PDL/2.1/05/238.

#### *Список литературы*

1. Игнатовский, М.И. Биомеханические исследования и разработка методов улучшения опорно-двигательного аппарата детей Подлясся и Гродненщины / М.И. Игнатовский [и др.] // Энерго- и материалосберегающие экологически чистые технологии. Гродно – 2007. – С. 302–307.
2. Игнатовский, М.И. О методике анализа последовательностей барометрических данных для описания походки человека / М.И. Игнатовский, А.И. Свириденок, Б. Крупич // Материалы. Технологии. Инструменты.– т. 12 (2007). – № 2. – С. 101–103.
3. Свириденок, А.И. Исследуя опорно-двигательный аппарат / А.И. Свириденок // Веды., № 18, 2008, 5 с.
4. Епифанов, В.А. Артроз суставов кисти и стопы / В.А. Епифанов. – М.: МЕДпресс-информ., 2005. 128 с.
5. Свириденок, А.И. Биомеханика и биоматериаловедение / А.И. Свириденок, Е.Д. Белоенко // Журнал Гродненского государственного медицинского университета. –2005. – С. 3–7.

Sviridenok A., Krupich B., Lashkouski V., Seweryn A., Ihnatouski M., Pauk J., Gaida L., Derlatka M., Sichevski L. **The results of the European neighbour Poland - Belarus – Ukrain project «Biomechanical researches and elaboration the methods for improvement of children gait from Podlasie and Grodno area».**

The results of the European neighbour Poland - Belarus – Ukrain project «Biomechanical researches and elaboration the methods for improvement of children gait from Podlasie and Grodno area» are given.

**В.В. Лашковский<sup>1</sup>, И.В. Епифанов<sup>2</sup>, П.В. Гарелик<sup>1</sup>,  
А.И. Свириденок<sup>3</sup>, М.И. Игнатовский<sup>3</sup>**

<sup>1</sup> УО «Гродненский государственный медицинский университет»,  
г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>2</sup> Гродненское областное управление здравоохранения»,  
г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>3</sup> ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения  
НАН Беларуси», г. Гродно, Республика Беларусь

### **ДЕТСКАЯ ПОДИАТРИЯ В РАМКАХ РЕСПУБЛИКАНСКОЙ ПРОГРАММЫ «ДЕТИ БЕЛАРУСИ» (ГРОДНЕНСКАЯ ОБЛАСТЬ)**

**Подиатрия** (podiatry) – научное направление, посвященное изучению патологии стоп врожденного, приобретенного, травматического генеза и способов их коррекции [1]. Оно сформировалось сравнительно недавно – около 25–30 лет назад, когда появилась необходимость и возможность комплексного подхода к исследованию проблем плоскостопия (pes planus). В мире стало активно развиваться сотрудничество врачей-ортопедов и производителей ортопедической обуви с биомеханиками и специалистами в области объективной компьютеризированной диагностики состояний опорно-двигательного аппарата человека, материаловедов, конструкторов и технологами в области создания современных методов консервативной коррекции стоп.

Вызвано это было быстрым ростом количества случаев проявлений дисфункций стоп. Например, в США эта проблема уже в восьмидесятые годы 20 века затронула около 40% населения страны, 12% которого подверглось оперативному лечению [2]. Сегодня заболевания нижних конечностей весьма характерны для всех урбанизированных стран "золотого миллиарда", входящих во всемирную организацию экономического сотрудничества и развития (ОЭСР). В этих странах уже действуют тысячи специальных научных и практических подиатрических центров, издаются десятки специализированных журналов. На финансирование решения проблем коррекции и лечения дисфункций и заболеваний стоп в повседневной жизни и спорте тратятся многие десятки миллиардов долларов [3].

В СНГ и восточно-европейских странах современный подиатрический подход начал развиваться только в последние 15 лет. В настоящее время в названных странах используются преимущественно «западные» технологии. Они, как правило, дороги и не всегда доступны обычным труженикам.

Согласно статистическим данным в Беларуси к полностью здоровым могут быть отнесены около 10% детей школьного возраста. Высока доля детей, имеющих дисфункции стопы. До 8–10% юношей призывного возраста при прохождении медицинского освидетельствования признаются полностью или частично негодными к срочной службе в рядах Вооруженных сил из-за различных видов дисфункций стопы. У многих призывников диагностированы тяжелые формы плоско-вальгусной деформации стоп, которые в большинстве случаев могли быть скорректированы при своевременном и квалифицированном оказании ортопедической помощи.

В 2004–2005 г.г. в рамках Гродненской региональной научно-технической программы было выполнено задание " Разработать и внедрить методику отбора детей и подростков с патологией стопы и оптимизации вариантов консервативного и хирургического лечения с применением новых технологий (на примере общеобразовательных школ г. Гродно). Эта работа была продолжена в 2006 году в соответствии с Президентской программой "Дети Беларуси" под эгидой Гродненского областного управления здравоохранения. Было разработано программное обеспечение и создана специальная база данных результатов массовых биомеханических и биомедицинских обследований детей, предложена методика конструирования индивидуальных лечебно-восстановительных подошвенных ортезов. Разработана новая методика оперативного лечения запущенных форм плоско-вальгусной деформации стопы.

На основе новых методических разработок [4–7] был осуществлен осмотр 8102 детей (6668 чел. в общеобразовательных средних школах и 1434 чел. в детских домах и школах-интернатах), выявлено 2914 детей с нарушением развития стопы (36%). Для 1308 детей были изготовлены индивидуальные ортезы (ортопедические стельки). Контрольное обследование этих пациентов, проведенное через год с начала применения ортезов, показало положительный эффект консервативной коррекции.

Из числа обследованных 37 школьников были оперированы в отделении детской травматологии и ортопедии "Городской клинической больницы скорой медицинской помощи" г. Гродно. У всех подвергнутых операции пациентов получен стабильный лечебный результат.

В настоящее время в соответствии с мероприятиями по выполнению программы "Дети Беларуси" необходимо оснастить городские и отдельные районные поликлиники компьютерными оптомеханическими подометрическими плантографами с соответствующим программным обеспечением. Выделяются бюджетные

средства на ортопедическое лечение и реабилитацию заболеваний стопы у детей-сирот и детей, оставшихся без попечения родителей.

В дальнейшем предполагается создание специальных подиатрических центров. Это позволит консолидировать совместные действия биомехаников, ортопедов и изготовителей корригирующих и аккомодационных ортопедических изделий.

Все это внесет серьезный вклад в развитие биомеханики и подиатрии в Беларуси [7,8].

#### *Список литература*

1. Мицкевич, В.А. Подиатрия / В.А. Мицкевич, А.О. Арсеньев. – М.: Лаборатория знаний. 2006. – 136 с.
2. Gould, N. Epidemiological survey of foot problems in the continental United States: 1978–1979 / N. Gould, W. Schneider, T. Ashikad // *Foot Ankle*. – 1980. – v.1; pp. 8–11.
3. Wong, R.A. An Evidence-based Approach to Ortoitic and Prosthetic Rehabilitation / R.A. Wong, M.M. Lusardi // *Ortotics and Prosthetics in Rehabilitation*. Ed.by Lusard M.M., Nielsen C.C. Elsevier. 2007: pp 109–134.
4. Новый способ ранней функциональной диагностики и контроля ортопедической коррекции патологии стоп / С.И. Болтрукевич [и др.] // *Журнал ГрГМУ*. – 2005. – № 4. – С. 115–122.
5. Игнатовский, М.И. Использование оптико-механического метода измерения для расширения функциональных возможностей диагностики патологии стоп / М.И. Игнатовский, В.А. Косарев // *Журнал ГрГМУ*, 2005. – № 4. – С. 122 – 124.
6. Лашковский В.В. К вопросу о продольном плоскостопии // *Журнал ГрГМУ*. – 2005. – № 4. – С. 15–21.
7. Свириденок, А.И. Биомеханика и биоматериаловедение / А.И. Свириденок, Е.Д. Белоенко // *Журнал ГрГМУ*. – 2005. – № 4. С. 3–8.
8. Sviridenok, A.I. Biomechanical Science in Belarus / A.I. Sviridenok // 13<sup>th</sup> Conference of the European society of Biomechanics. Wroclaw. – 2002. pp. 3–9.

Lashkouski V., Epifanov I., Garelik P., Sviridenok A., Ihnatouski M.  
**Children's podiatry within the framework of the republican program "Children of Byelorussia" (Grodno area).**

A group of 8,102 children was examined. Foot development disturbance was uncovered in 2,914 cases. 72 schoolchildren were operated. Individual foot insoles were manufactured for 1,308 children. One year later check examination showed positive effect of the conservative correction.

**M. Derlatka, J. Pauk, B. Krupich**

Bialystok Technical University, Bialystok, Poland

## **ANALYSIS OF GROUND REACTION FORCES FOR CHILDREN WITH PLANO-VALGUS**

### **Introduction**

Human foot has an enormous importance in his locomotion. The foot come into directly contact with floor and one of the foot role is absorption of weight of whole body of a man. Foot which is improperly formed could be a source of problems in daily life. So, one of the most important task are investigations and improvement of children's feet. Early application of proper rehabilitation stopped development of pathology gait apparatus in children. Moreover in many cases could be achieved a real improvement.

Plano-valgus deformation is one of most frequent appearing disease of foot. The frequency of this pathology is estimated from a few to several dozen percent of primary schoolchildren dependent on references [1–8]. It is a result of using a different approach in investigations (often subjective) and different evaluations criteria. So, the important is elaborating of method which will complement of recent used methods.

The aim of presented paper is analysis of ground reaction forces for children in range 8–13 years with flat feet (pes plano-valgus).

### **Material and method**

45 children with flat feet and 20 typical children have took part in investigations at the Laboratory for Motion Analysis at Bialystok Technical University. The children with flat feet have flattened longitudinal arch of the foot. It was corrected in relieve in all cases except four children. More the 65% of pathological cases were representated by boys. During investigations all objects walked barefoot at their natural cadence along pathway with Kistler platform hidden in it. The whole process was repeated several times.

During analysis of ground reaction forces the following parameters were taken into consideration [10]:

- a) for vertical component of ground reaction force:
  - maximum of limb-loading phase ( $F_y.max.przec$ ),
  - minimum of limb-unloading phase ( $F_y.min.odc.$ ),
  - maximum of propulsion phase ( $F_y.max.prop.$ );
- b) for medial/lateral components of ground reaction force:
  - maximum of limb-loading phase ( $F_z.max.przec$ ),
  - minimum of limb-unloading phase ( $F_z.min.odc.$ ),
  - maximum of propulsion phase ( $F_z.max.prop.$ );
- c) for anterior/posterior component of ground reaction forces:

- time of deceleration phase (Fx.t.ham),
- minimum of deceleration phase (Fx.min.ham.),
- maximum of acceleration phase (Fx.max.psp.).

### Results and discussion

The below figures show all components of ground reaction forces.

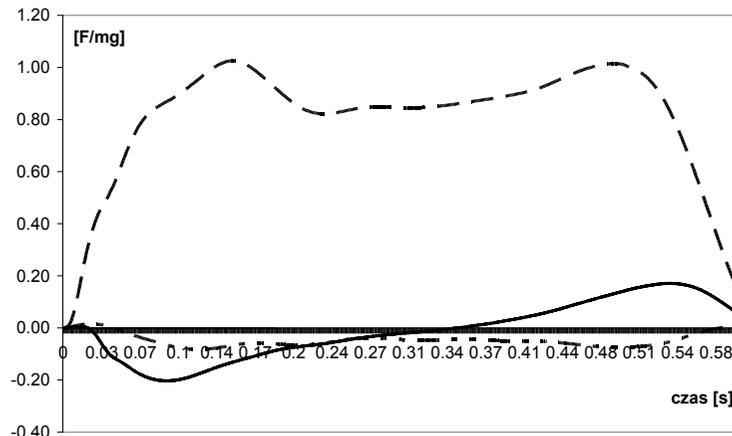


Fig. 1. Ground reaction forces for child with plano-valgus

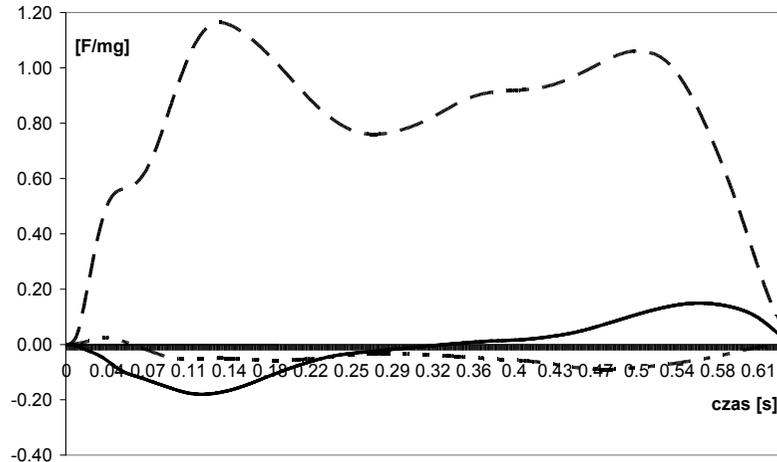


Fig. 2. Ground reaction forces for child with typical feet

Comparing above figures we can notice that first peak of vertical component of ground reaction forces ( $F_y$  – dotted line) is a little higher in child with typical feet. There is some statistical information in Table 1.

It is easy to notice that there are statistical significantly different between typical and pathological children only in two parameters: maximum of limb-loading phase and minimum of deceleration phase. Those results are a little surprising because the difference is rather connected in position of foot in lateral plane ( $F_z$  component) [9].

Table 1

Parameters from Kistler platform for typical and plano-valgus feet

	Mean		Standard deviation		p-level
	Plano-valgus	Typical foot	Plano-valgus	Typical foot	
Fy.max.przec	<b>1.101199</b>	<b>1.243869</b>	<b>0.119539</b>	<b>0.153021</b>	<b>0.000033</b>
Fy.min.odc.	0.792013	0.791535	0.091616	0.145563	0.985374
Fy.max.prop.	1.070064	1.079158	0.061382	0.101704	0.694198*
Fx.t.ham	0.5483	0.537733	0.065671	0.068491	0.515508
Fx.min.ham.	<b>-0.18965</b>	<b>-0.217747</b>	<b>0.047673</b>	<b>0.059842</b>	<b>0.025612</b>
Fx.max.psp.	0.182814	0.173843	0.047673	0.087672	0.514480
Fz.max.przec	0.071554	0.086418	0.024961	0.038694	0.101597*
Fz.min.odc.	0.031675	0.031381	0.017641	0.01689	0.945123
Fz.max.prop.	0.057978	0.065748	0.022351	0.028327	0.185405

\* p-level for t-test with independent estimation of variation after rejecting hypothesis (Brown-Forsythe test) of variation's homogeneity in both sets.

It is important to say that gait analysis based on only above parameters is not complete. It has no information of interrelationship between above parameters, so two more indicators have been introduced:

$$R1 = |Fz.max.przec. - Fz.min.odc.|,$$

$$R2 = |Fz.min.odc. - Fz.max.prop.|.$$

T-test based on R1 and R2 indicators for typical and plano-valgus feet has been made. The results are shown in Table 2.

Table 2

R1 and R2 indicators for typical and plano-valgus feet

	Mean		Standard deviation		p – level
	Plano-valgus	Typical foot	Plano-valgus	Typical foot	
R1	<b>0.040811</b>	<b>0.057364</b>	<b>0.016357</b>	<b>0.033294</b>	<b>0.033851*</b>
R2	<b>0.027236</b>	<b>0.036694</b>	<b>0.011189</b>	<b>0.015038</b>	<b>0.002006</b>

\* p-level for t-test with independent estimation of variation after rejecting hypothesis (Brown-Forsythe test) of variation's homogeneity in both sets.

The obtained results show that there are indicators R1 and R2 are statistical significantly different between typical and plano-valgus feet. It is important to say that values of those indicators are lower for plano-valgus feet. The most probably is a effect of less changes in foot position in lateral plane in case of plano-valgus foot.

#### Conclusions

The above parameters have been comprised between typical children and children with flat feet based on statistical tests. It shows analysis of ground reaction forces could be an useful supplement of used recently methods.

#### References

1. Nadolska-Ćwikła, I. Wyklepienie stopy dzieci i młodzieży 7–14 letnich ze szkół koszalińskich / I. Nadolska-Ćwikła. AWF Poznań, Monografie nr 315, 1994.
2. Hlaváček, P. Level of footwear by children and youth contrasts with the health of their feet / P. Hlaváček, P. Stastna. Materiały Międzynarodowej Konferencji: Baltic Textile and Leather, Litwa 2003.
3. Rao, U.B. The influence of footwear on the prevalence of flat foot. A survey of 2300 children / U.B. Rao, B. Joseph: Bone Joint Surg Br., 74(4), 1992, pp.525–527.
4. Flexible Flat Feet in Children: A Real Problem? / A. García-Rodríguez [et al.] Pediatrics, 103(6), 1999, pp. 84.
5. Pfeiffer, M. Prevalence of flat foot in preschool-aged children / M. Pfeiffer [et al.]. Pediatrics, 118(2), 2006, pp.634–639.
6. Leung, A.K. A cross-sectional study on the development of foot arch function of 2715 Chinese children / A.K. Leung, J.C. Cheng, A.F. Mak. Prosthet Orthot Int., 29(3), 2005, pp.241–253.
7. Anosow, W.S. Компьютерно-фотоплантографическая методика диагностики патологии стоп / W.S. Anosow // Рецепт., 6, 2006 s.153–158.
8. Biomechanical research and elaboration the methods for improvement of children gait from Podlasie and Grodno area / M.I. Ihnatouski [et al.]. Proceeding of VII International scientific conference Energy- & resource saving ecological pure technology, Mińsk 2007, pp.302–307.
9. Bertani, A. Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data / A. Bertani [et al.]. Clinical Biomechanics 14, 1999, pp. 484–493.
10. Derlatka, M. Analiza sił reakcji podłoża dla stóp płasko-koślawych / M. Derlatka, J. Pauk: Materiały konferencyjne Mechanika w Medycynie, Wisła 2008.

Дерлятка М., Паук И., Крунич Б. Анализ реакции опоры при ходьбе у детей с плоско-вальгусной деформацией стоп.

Плоско-вальгусная деформация – это одно из наиболее часто встречающихся заболеваний стоп. В работе проводится сравнение реакции опоры при ходьбе у детей, страдающих плоскостопием, и их сверстников, не имеющих патологии стоп. В исследовании принимали участие дети в возрасте 8–13 лет.

#### A.B. Liggins

Human Rehabilitation Engineering Laboratory and SCITCS FES Research Facility, Department of Cell Biology, University of Alberta, Edmonton, Alberta, Canada

#### FOOT AND ANKLE MEASURES USING INSTRUMENTED GAIT ANALYSIS: MODELLING CHALLENGES AND PRACTICAL ADAPTATIONS

##### Introduction

In Instrumented Gait Analysis, a series of markers placed on anatomical landmarks form the «marker model». These markers, in combination with virtual internal markers and anthropometrical measures, are used to define joint centres and local coordinates for each of the segments of the body (the «anatomical model»). Video cameras positioned around the laboratory track the three-dimensional positions of the markers. In this way, the three-dimensional position and orientation of each segment can be identified and the joint motions (or «kinematics») between segments determined.

Typically, an Instrumented Gait Analysis Laboratory will also feature force plates in the floor. Inverse dynamics, applied to the data from these transducers and the segmental motion data, provide a measure of the net moments and powers (the «kinetics») generated about each joint.

Probably the most common marker model in clinical use in North American is the Helen Hayes model [1], which has been supplied as the default model in Vicon's «Vicon Clinical Manager» (VCM) and Motion Analysis Corporation's «Orthotrack» software packages. This model uses a minimal number of markers and the associated anatomical model is assumed to have locally fixed rotation centres and flexion/ extension axes.

From a foot modelling perspective, one drawback of the Helen Hayes model is that the foot is represented as a stick-segment. Consequently foot data are limited to sagittal ankle motions.

This paper presents investigations into two further data-collection considerations. Firstly, the effect on ankle kinematics and kinetics caused by

errors in ankle plantar/ dorsiflexion axis placement, when using the Helen Hayes model. Secondly, the definition and recording of foot clearance.

### **Ankle Axis Placement Errors**

#### *Background*

In the Helen Hayes model, the shank segment is defined by markers on the lateral aspect of the knee and the lateral malleolus, plus one on a wand lateral to the shank. The ankle plantar/dorsiflexion axis is a vector from the malleolar marker. Its direction relative to the coordinate system of the three markers is determined by prior measurement.

In VCM, a clinical measure of tibial torsion is used to find the ankle axis, once the knee flexion/extension axis has been determined. However, this clinical measure has been shown to suffer from low accuracy and repeatability [2].

In Orthotrack, a medial malleolar marker provides a second point on the axis; however, this marker is removed during walking, due to the likelihood of it being knocked off by the contralateral limb. This author has observed that typical discrepancies between inter-marker and anatomical axis locations can generate potential errors in the order of  $10^\circ$ .

#### *Objective*

To determine the effects of errors in ankle plantar/dorsiflexion axis placement on ankle kinematics and kinetics.

#### *Method*

Instrumented Gait Analysis data were obtained from five subjects of typical development (ten limbs) using a six-camera Vicon 370 system, four AMTI force plates and VCM. A clinical measure of tibial torsion,  $\langle T \rangle$ , was obtained from each subject. Ankle kinematics and kinetics were produced with the model tibial torsion set to each of T,  $T \pm 5^\circ$ ,  $T \pm 10^\circ$  and  $T \pm 15^\circ$ , corresponding to errors in axis placement, in the transverse plane, of  $0^\circ$ ,  $\pm 5^\circ$ ,  $\pm 10^\circ$  and  $\pm 15^\circ$ , respectively. External rotation is negative, internal rotation is positive in VCM. Data were collected for discrete kinematic and kinetic parameters across the gait cycle and a mean  $\pm$  standard deviation calculated across all ten limbs

#### *Results*

Interestingly, sagittal plane kinematic parameters exhibited different sensitivities to, and relationships with, ankle axis placement errors. The least sensitive parameter was peak dorsiflexion in stance, with errors below  $2^\circ$ . The most sensitive was peak plantarflexion in stance, with a maximum error of  $5.0 \pm 1.8^\circ$ , giving a subsequent error in dynamic range of  $4.6 \pm 2^\circ$ . The most notable kinetic parameter errors were those for the area under the plantar flexion moment curve, at a maximum of  $12 \pm 1.2^\circ$ .

#### *Discussion*

This work indicated that, while most kinematic and kinetic ankle

parameters were relatively insensitive to errors in ankle axis placement, there were some notable exceptions. Peak plantarflexion in swing and dynamic range are commonly used as an indicator of ankle function, while the area under the plantar flexion moment curve is often regarded as a sensitive outcome measure following plantarflexor lengthening surgery. Consequently, the larger errors found in these parameters are of concern, particularly following tibial osteotomy, as the absolute position of the ankle plantar/dorsiflexion axis will have changed.

These results clearly indicate the need for robust and consistent methods for the appropriate placement of anatomical axes when using marker-based models.

### **Foot Clearance Measures**

#### *Background*

Adequate foot clearance is necessary for successful ambulation. For marker-based models, the simplest approach to determining foot clearance is to use the trajectories of the toe and heel markers [3]. However, it can be envisaged that this measure may be notably affected by the angle of the foot to the floor.

With shoes, points on the sole can be determined relative to markers on the upper surface. Startzell and Cavanagh [4] used a stylus with markers to map the surface of the sole as a series of virtual points and then related these to a cluster of target markers on a rigid frame extending from the shoe. The rigid frame and implied use of a specific therapeutic shoe, reduces the practicality of this method. The number of virtual points and a detailed method for their identification were not presented.

#### *Objectives*

To determine the practicality of using a Startzell and Cavanagh type approach as an add-on to a regular marker model on any shoe design. To define a practical method of virtual marker input and optimal number of virtual markers. To implement these methods in the Vicon pipeline.

#### *Method*

In addition to heel and toe markers, a marker was placed on the lateral mid-foot, close to the sole. The tip of a stylus, was passed over the surface of the sole in a zig-zag pattern and then around the side of the sole. Three markers at the top of the stylus allowed the three-dimensional position of its tip to be determined.

Data were collected using a Vicon MX system and transferred to Vicon Bodybuilder modelling software, where the global coordinates for the stylus tip were transformed into local coordinates relative to the shoe. These coordinates were used to develop 240 virtual points on the sole. A bodybuilder program was written to transform these points onto the local shoe

axes for any subsequent trials. The lowest value of z for any of the virtual markers provided the foot clearance value for any frame of data.

To test the accuracy of the system, a shoe was placed on the floor and on flat planes at heights of 42.5 and 90.5 mm. The shoe was moved through a range of foot-floor angles representing ambulation and a mean and standard deviation of clearance error calculated across each trial.

#### Results

Preliminary results indicate errors of  $-0.16 \pm 1.6$ mm at floor level,  $0.71 \pm 1.2$ mm at 42.5mm above the floor and  $-0.6 \pm 1.0$  at 90.5 mm above the floor.

#### Discussion

While further development is required, this approach appears to have some merit in the practical determination of foot clearance.

#### References

1. Kadaba, M.P. et al, J Orthop Res, 8(3), 1990, 383–392.
2. Milner, C.E. et al. J Anatomy, 193, 1998, 139–144.
3. Law, L.S.H. et al., Dev Med & Child Neurol, 47(5), 2005, 321–328.
4. Startzel and Cavanagh, Human Movement Sci, 18(5), 1999, 603–611.

Лиггинс А. **Оценка параметров стоп и лодыжек с помощью аппаратуры для анализа походки: моделирование процессов и внедрение в практику диагностики.**

Показана возможность применения расчетных методов определения параметров стопы и лодыжки и удовлетворительная корреляция их с практическими измерениями.

**K.J. Van Zwieten<sup>1</sup>, S. Biesmans<sup>1</sup>, K.P. Schmidt<sup>1</sup>, P.L. Lippens<sup>1</sup>,  
A. Reyskens<sup>1</sup>, I. Robeyns<sup>1</sup>, M. Vandersteen<sup>1</sup>, R.V. Mahabier<sup>2</sup>,  
F.H.M. Narain<sup>2</sup>, K.S. Lamur<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>University of Hasselt, Department of Anatomy, BioMed Instituut, Diepenbeek, Belgium

<sup>2</sup>University of Suriname, Department of Anatomy, Medisch Wetenschappelijk Instituut, Paramaribo, Suriname

### **NON-SAGITTAL MOVEMENTS IN LOWER LEG AND FOOT, AND SOME OF THEIR UNDERLYING ANATOMICAL AND KINEMATICAL PRINCIPLES**

#### Introduction

In human gait, at the end of the stance phase, the lower leg normally performs a slight temporary lateral rotation, while the foot simultaneously

shows inversion through mid-stance until toe-off. The subsequent swing phase mostly shows the foot swaying more or less in inversion, in order to be repositioned, as the lower leg does, during late swing and after touchdown. While these non-sagittal events in lower leg, ankle and foot have been hitherto insufficiently analyzed in quadrupeds [1], more profound analyses in terms of arthrology and myology of lower leg and foot in primates and their predecessors remained quite scarce as well [2, 3, 4]. Therefore, in our laboratory of anatomy, a series of measurements in anatomical specimens of human lower leg and foot was performed, in order to quantify with regard to gross anatomy some of the underlying functional-morphological mechanisms of such non-sagittal movements. As the majority of the abovementioned studies has been published else already [5, 6], this review emphasizes their *methods* and *results*, with possible applications to well-known phenomena of foot inversion and foot eversion, that occur during the normal walking and running cycles, e.g. in children.

#### Measurements

The slight lateral rotation of the lower leg at the end of the stance phase, coupled to inversion of hind foot and mid foot (while the forefoot is still on the ground), inevitably implies unwinding of anatomical structures in shank and foot. Both *chiasma cruris* (i.e. crossing of tibialis posterior tendon over flexor digitorum longus tendon, in lower leg) and *chiasma pedis* (i.e. crossing of flexor digitorum longus tendon over flexor hallucis longus tendon in sole of the foot) are involved in this unwinding during foot inversion in late stance, and in winding-up during foot eversion in late swing and after touch-down [2].

A **first** series of measurements quantified by goniometry, the changing angles of crossing of this *chiasma cruris*, in five lower leg anatomical specimens, of which these tendons *in situ* were brought into view. Goniometry was applied on prints of photographs, performed of each anatomical specimen under standard conditions, starting from a neutral foot position. Foot inversion and foot eversion were manually applied, and the *chiasma cruris* was measured anew, performing goniometry on HR prints of photographs.

A **second** series of measurements concerned rotations, of the foot's first metatarsal bone around its axis, in push-off positions, in ten lower-leg-and-foot anatomical specimens. At standardized positions, stainless screws («intracortical pins») were inserted perpendicularly into the dorsal shaft of each first metatarsal. Lateromedial radiographs, of each anatomical specimen being immobilized in a special device at standard conditions, displayed changing lengths of these screws, as projected in each roentgenogram. Neutral foot position («midstance») was compared to inversion and extreme inversion position mimicking «push-off» and «push-off prior to swing» respectively. Roentgenphotogrammetry allowed calculating by trigonometry, rotation

degrees of each first metatarsal as a measure of foot inversion during push-off [6].

A **third** series of measurements applied basic roentgenstereophotogrammetry, to theoretically calculate the possible capabilities of intrinsic foot muscles in particular during sway (when the foot-in-inversion is «in the air») to successfully reposition it into a foot-in-eversion, right before or during touch-down. In ten lower-leg-and-foot anatomical specimens, stainless metal wire markings were wound around extrinsic invertor and evertor muscle tendons, and around intrinsic dorsal and plantar muscle tendons, to clearly identify these tendons on AP and LM radiographs. Tracing the X-ray pictures allowed quantifying directions and moment arms of tendons relative to *Chopart's* joint longitudinal inversion-eversion axis [5].

### Results and Conclusions

1. Average acute angles of lower leg *chiasma cruris* tendons in anatomical specimens increase about 1° from foot eversion to inversion. This supports winding - unwinding hypotheses, from stance to sway.

2. From mid-stance to push-off, prior to swing, average foot specimens show inversion of about 9°.

3. Of all *intrinsic* foot muscles playing additional roles repositioning a freely swaying foot from inversion to eversion, before touchdown, *caput transversum* of *m. adductor hallucis* is the most likely candidate.

### References

1. Russell, A.P. Biomechanics and kinematics of limb-based locomotion in lizards: review, synthesis and prospectus / A.P. Russell, V. Bels. Comparative Biochemistry and Physiology A – Molecular and Integrative Physiology, 2001. – 131, SI, 89–112.
2. Van Zwieten, K.J. Functional anatomy of some lower leg muscles in man and higher primates / K.J. Van Zwieten, S. Hauglustaine, P.L. Lippens. – European Journal of Morphology, 1997. – 35(1), 47–48
3. Aspects of arthrology in the lower leg of the opossum / F.H.M. Narain [et al.]. – European Journal of Morphology, 2003. – 41(1), 68
4. Deep muscles in the lower leg of the opossum / F.H.M. Narain [et al.]. – European Journal of Morphology, 2005. – 42 (3), 147–148
5. Foot muscles preventing inversion traumatism / K.J. Van Zwieten [et al.]. – Medicine and Science in Tennis, 2007. – 12 (2), 34–35
6. Anatomical study of the inversion movement of the human foot in positions prior to the swing phase of the stepcycle / K.J. Van Zwieten [et al.]. Published in: Varzin, S. (Ed.) Materials of the All-Russian Scientific-Practical Conference "Problems of surgery in present Russia", October 31–November 1, 2007. © Saint-Petersburg State University, Saint-Petersburg, Russia, ISBN 978–5–288 04434–2, 252–253

Ван Зветен К.Д., Бесманс С., Шмидт К.П., Липпенс П.Л., Рейскенс А., Робинс И., Вандерстин М., Махабер Р.В., Нараин Ф.Х.М., Ламур К.С.

### Несагиттальные движения нижней части голени и стопы и некоторые анатомические и кинематические принципы, лежащие в их основе.

Рассматриваются вопросы движения нижней части голени и стопы на всех стадиях цикла шага.

Г.А. Бродко

РНПЦ травматологии и ортопедии, г. Минск, Республика Беларусь

### ХИРУРГИЧЕСКОЕ ЛЕЧЕНИЕ ВРОЖДЕННОЙ ПЛОСКО-ВАЛЬГУСНОЙ ДЕФОРМАЦИИ СТОП У ДЕТЕЙ

Среди всех форм плоскостопия врожденная плоско-вальгусная стопа встречается в 2,8 – 18% случаев. В зависимости от причин, вызывающих деформацию, мы выделяем следующие разновидности врожденной плоско-вальгусной стопы:

1. Врожденные плоско-вальгусные стопы, обусловленные контрактурой мышц голени.

2. Структурные врожденные плоско-вальгусные стопы:

2.1) врожденная плоско-вальгусная стопа с вертикальным расположением таранной кости;

2.2) врожденная плоско-вальгусная стопа на почве недоразвития малоберцовой кости или неправильного ее положения.

3. "Податливая" ("расслабленная") стопа. Стопа без нагрузки имеет правильную форму с хорошо выраженным сводом, но при нагрузке наступает ее плоско-вальгусная деформация, легко устраняемая пассивно и в положении на носках.

Данная классификация позволяет дифференцированно подходить к лечению такой патологии. Лечение должно начинаться сразу после рождения ребенка. При деформации, обусловленной контрактурой определенных групп мышц, лечение направлено на ее устранение вначале с помощью этапных гипсовых повязок. При безуспешности консервативного лечения необходимо оперативное удлинение сухожилий.

Больные со структурной врожденной плосковальгусной стопой лечатся оперативно.

Нами предложены свои способы операций, отличающиеся в зависимости от степени деформации, ее вида и возраста пациента.

Для лечения врожденной плоско-вальгусной стопы с вертикальным тараном II степени тяжести мы предложили методику с использованием разработанного нами устройства, позволяющего закрыто устранить

подвывих в таранно-ладьевидном суставе и выполнить низведение пяточной кости. Особые сложности для лечения представляют больные с врожденными плоско-вальгусными стопами 3 степени тяжести (стопа-качалка). Нами разработана методика операции, основанная на постепенном вправлении таранной кости, без ее выделения и, следовательно, исключающая риск развития асептического некроза таранной кости. Методика имеет свои особенности в зависимости от возраста больного.

В возрасте до 1,5 лет она такова. Из небольшого разреза по внутреннему краю стопы вскрывается таранно-ладьевидный сустав. Через шейку таранной кости проводится толстая лавсановая лигатура, оба конца которой выводятся на тыл стопы. Через пяточную кость проводится спица Киршнера, которая натягивается в скобе. Удлиняются сухожилия малоберцовых и трехглавой мышц, а при ограничении подошвенного сгибания – сухожилия разгибателей стопы и пальцев. Путем одномоментной ручной тяги за скобу низводится пяточная кость, накладывается гонитная гипсовая повязка, спица вгипсовывается в повязку. Концы лигатуры крепятся в «тягунке», который посредством рамки закрепляется на повязке.

В возрасте от 1,5 до 3,5 лет применяется аналогичная операция, но вместо лигатуры используется спица с упорной площадкой. За счет постепенной тракции за «тягунок» по обороту гайки четыре раза в сутки таранная кость в течение 10–14 дней вправляется. Через 6–7 недель повязка снимается, лигатура и спица удаляются. На четыре месяца накладываются сменные гипсовые сапожки.

У детей старше 3,5 лет используется методика с применением аппарата Илизарова.

При лечении пациентов с плоско-вальгусной деформацией стопы, обусловленной недоразвитием малоберцовой кости, с целью устранения латеральной нестабильности в голеностопном суставе показано удлинение этой кости с помощью аппарата Илизарова. В случаях, когда недоразвитая малоберцовая кость расположена кзади от большеберцовой, нами предложен способ операции, позволяющий перемещать малоберцовую кость впереди с последующим ее удлинением.

Всего оперировано 77 больных (98 стоп). Из них 57 больных (79 стоп) с врожденными плоско-вальгусными стопами с вертикальным тараном, из них 40 больных (59 стоп) были с деформацией 3 степени тяжести, 17 больных (20 стоп) – с деформацией 2 степени тяжести. Хорошие результаты отмечены в 86% случаев.

**Brodko G.A. Surgical treatment of inborn plano-valgus children's feet.**

The review of surgical treatment methods of plano-valgus children's feet is given.

**В.А. Кашуба, К.Н. Сергиенко**

УО «Национальный университет физического воспитания и спорта»,  
г. Киев, Украина

### **ТЕХНОЛОГИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ОПОРНО-РЕССОРНОЙ ФУНКЦИИ СТОПЫ ЧЕЛОВЕКА**

#### **Постановка проблемы**

Большое значение при оценке функционально-морфологических свойств стопы имеет изучение изменений ее адаптационных возможностей в процессе занятий спортом и физической культурой [2,6,8]. Под влиянием физических упражнений стопа может значительно деформироваться, что часто приводит к нежелательным последствиям как в динамике обычной ходьбы, так и в развитии ее патологий [1,2,7]. Именно поэтому детальное и углубленное изучение двигательных возможностей стопы в различных условиях организации ее двигательной функции приобретает большое методологическое значение. Это требует организации специализированного контроля морфо-функционального состояния стопы в период активных занятий спортом и физической культурой. До настоящего времени в литературе отсутствуют научно обоснованные рекомендации относительно использования биомеханического контроля состояния опорно-рессорной функции стопы человека в процессе физического воспитания.

#### **Цель исследования**

Целью исследования являлась разработка и апробация технологии биомеханического контроля свойств стопы человека в процессе физического воспитания.

#### **Методы**

Для решения поставленных задач применялся комплексный подход с использованием анализа и обобщения данных специальной научно-методической литературы; педагогические наблюдения и опрос обследуемых; визуальный скрининг; антропометрия; плантография, подометрия; миотонометрия; видеометрия и методы математической статистики.

#### **Изложение основного материала исследования**

Нами была разработана технология биомеханического контроля состояния опорно-рессорной функции стопы человека в процессе

физического воспитания. Технология контроля включает несколько этапов биомеханического контроля.

*Предварительный* биомеханический контроль проводят для определения основных соматометрических характеристик стопы и оценки биомеханических свойств скелетных мышц нижних конечностей с использованием следующих методов: визуальный скрининг, антропометрия, плантография, подометрия; мионометрия, двигательные тесты и видеометрия.

Методика видеометрии применяется для регистрации и анализа геометрии костных компонентов стопы, обеспечивающих ее опорно-рессорную функцию. Измерение, оценка и анализ стопы школьников осуществлялись с помощью разработанного программного обеспечения — «BIG FOOT» [3] и «FOOT-PRINT» [4]. Программное обеспечение «BIG FOOT» позволяет получить следующие морфобиомеханические характеристики стопы: длину стопы; максимальную высоту свода и ее подъема;  $\angle\alpha$  (угол, образованный линией опорной части свода стопы и прямой соединяющей головку 1-й плюсневой кости с точкой максимальной высоты медиального продольного свода);  $\angle\beta$  (угол, образованный линией опорной части свода стопы и прямой, соединяющей опорную точку бугра пяточной кости с максимальной высотой медиального продольного свода). Обработка плантограмм осуществляется с помощью программы «FOOT – PRINT». Возможности программы «FOOT – PRINT» позволяют определять ряд параметров: длину и ширину стопы, пяточный угол, угол кривизны большого пальца, угол постановки V пальца, индекс Шриттера, индекс Чижина, угловой индекс Кларка и другие характеристики.

Для оценки упруговязких свойств скелетных мышц использовали механический пружинный мионометр «Сирмаи».

*Оперативный* контроль предполагает получение необходимой информации о состоянии объекта с минимальными временными затратами. Поэтому при его проведении, как правило, используют такие методы, как визуальный скрининг, двигательные тесты и мионометрию.

*Этапный* биомеханический контроль предполагает получение, обработку и анализ данных, отражающих завершенный временной этап или цикл, на основании которых определяется необходимая направленность последующих действий. Полученные результаты дают возможность оценить степень воздействия профилактических мероприятий и внести необходимые изменения в учебный или тренировочный процесс с учетом индивидуальных особенностей занимающихся.

На этом этапе проводят сравнение морфофункциональных

показателей, характеризующих опорно-рессорные свойства стопы, регистрируемых предварительным и этапным контролем. Методы применяются те же, что и в предварительном контроле.

#### **Перспектива дальнейших исследований**

Предлагаемая технология может быть использована в системе физического воспитания школьников, спортивной тренировке, лечебной физической культуре, клинической биомеханике, кинезитерапии.

#### *Список литературы*

1. Воробьев, Г.Л. Еще раз о стопе спортсмена / Г. Л. Воробьев // Спорт. медицина и здоровье. – М., 2001 – С. 28 – 29.
2. Кашуба, В.А. Биомеханика осанки / В.А. Кашуба. – Киев.: Олимпийская литература, 2003. – 260 с.
3. Кашуба, В.А. Компьютерная диагностика опорно-рессорной функции стопы человека / В.А. Кашуба, К.Н. Сергиенко, Д.П. Валиков //Физическое воспитание студентов творческих специальностей: Сб. науч. тр. под. ред. Ермакова С.С. – Харьков: (ХХПИ), 2002. –№1.– С. 11 – 16.
4. Біомеханічний моніторинг кінетики тіла школярів у процесі фізичного виховання / В.А. Кашуба [и др.] // Теорія і методика фіз. виховання і спорту. – 2004. – № 2. – С. 136–142.
5. Лапутин, А.Н. Технология контроля двигательной функции стопы школьников в процессе физического воспитания / А.Н. Лапутин, В.А. Кашуба, К.Н. Сергиенко – Київ: Дія, 2003. – 68 с.
6. Фридланд, М.О. Статические деформации стопы у взрослых и детей / М.О. Фридланд // Ортопедия и травматология. – 1960. – № 8. – С. 3 – 5.
7. Янсон, Х.А. Биомеханика нижней конечности / Х.А. Янсон. – Рига: «Зинатне», 1975.– С.53–55.
8. Kasperczyk, T. Metody oceny postawy ciała (2000) / T. Kasperczyk. – Krakow.– SKRYPTOWENR 65.–179 p.

#### **Kashuba V., Sergienko K. Technology of the biomechanical control of a condition of foot support-spring function of the man.**

The original positions on organization and realization of the biomechanical check of support-spring function of autopodium of the man during physical education are opened in work. The offered technology can be applied both in practice of physical culture, and in medicine, rehabilitation and kinesitherapy.

**Ю.В. Акулич, Ю.И. Няшин, Р.М. Подгаец, Р.Н. Рудаков,  
М.А. Осипенко, А.В. Сотин**

УО «Пермский государственный технический университет»,  
г. Пермь, Россия

## РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ИСКУССТВЕННОЙ СТОПЫ

При выборе конструкции протеза стопы необходимо, чтобы свойства протеза соответствовали индивидуальным особенностям человека – его весу, росту, размеру обуви и другим показателям. Для каждого пациента надо подобрать такой протез, чтобы он минимально нарушал походку человека, не приводил к существенному увеличению энергозатрат и ударных сил при ходьбе.

Наиболее рациональный путь индивидуального подбора протеза стопы состоит в использовании стандартных элементов, из которых можно изготовить протез заданного размера, формы и упругих свойств. Экспериментальное исследование свойств протезов различных типоразмеров связано с их изготовлением, испытанием и, соответственно, значительными временными и материальными затратами. Поэтому на этапе проектирования представляется целесообразным использовать математическое моделирование искусственной стопы и исследование влияния конструкции на ее свойства.

При помощи численных методов исследовано влияние различных стандартных элементов на упругие свойства протеза стопы как механической системы.

С помощью метода конечных элементов были исследованы упругие свойства протеза стопы, собранного из четырех упругих пластин различной длины. Расчеты показали, что податливость протеза обеспечивается, в основном, его более тонкой передней частью. Выявлены основные параметры, влияющие на упругость протеза. Результаты расчета податливости конца протеза стопы были обобщены методом наименьших квадратов и сведены в простую формулу, удобную для использования при практическом протезировании.

Для индивидуального выбора конструкции протеза построена модель ходьбы человека с протезом стопы и показано, как влияют масса и длина шага человека на вертикальную составляющую реакции опоры при ходьбе, ускорение центра масс и траекторию движения центра масс.

Akulich J.V., Niashin J.I., Podgaets R.M., Rudakov R.N., Osipenko M.A., Sotin A.V. **Development and investigation of artificial foot simulator.**

The artificial foot simulator was developed. The influence of patient's weight and step length on the vertical component of ground reaction, center of gravity acceleration and center of gravity motion path is shown.

В.А. Балакин

УО «Белорусский государственный университет транспорта»,  
г. Гомель, Республика Беларусь

## ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ СТОПЫ СО СКОЛЬЗКОЙ ПОВЕРХНОСТЬЮ ОПОРЫ

Человек ходит, совершенно не думая, как он это делает. Он уверенно чувствует себя на сухой, ровной дороге. Однако при ходьбе по скользкой опоре резко возрастает вероятность падения человека. Наиболее скользкой опорой является бугристый лед покрытый пленкой воды и тонким слоем снега. При ходьбе по такой дороге человек непредсказуемо может упасть в любую сторону.

В докладе рассматривается более простой случай ходьбы по гладкому скользкому горизонтальному льду. Анализируя процесс движения с трением в зоне контакта подошва стопы – опора, задачу сводим к плоской. Шаг человека делим на четыре фазы. Стопу с помощью упругой связи и вращательной кинематической пары соединяем с голенью, а пальцы ноги также упругой связью и вращательной кинематической парой соединяем со стопой. Массу человека приводим к коленному суставу, которая вращается с переменной угловой скоростью относительно мгновенного центра вращения – контакта пятки или пальцев ноги стопы со льдом. В начале первой фазы шага площадь контакта ноги со льдом равна площади стопы и пальцев ноги. Перед концом этой фазы площадь контакта резко уменьшается до площади пальцев. Положение человека становится неустойчивым и при малом коэффициенте трения и относительно большом шаге возможно скольжение стопы опорной ноги назад и падение человека вперед. В начале третьей фазы шага, когда происходит отрыв носка первой ноги и перенос веса человека на пятку другой ноги, возникает трение качения. В этом случае площадь контакта стопы с опорой очень мала и при малых коэффициентах трения и недопустимо большим для этих условий ходьбы шаге неминуемо падение человека назад.

Рассмотрены динамика голеностопных звеньев и гидродинамические эффекты, возникающие в зоне контакта пятки стопы со льдом. Описана методика определения коэффициента трения при ходьбе человека по льду. Приведены экспериментальные данные о коэффициентах трения, зависящие от природы и состояния поверхности опоры. Проанализированы критические с точки зрения падения человека случаи контакта стопы со льдом, когда поверхность льда находится под некоторым углом к горизонту.

## Balakin V. Interaction between foot and slippery bearing surface.

The dynamics of talocrural joint and hydrodynamic effects appearing in the contact zone of planta heel with ice.

**Е.А. Ровба, С.А. Старовойтов**

УО «Гродненский государственный университет им. Я. Купалы»,  
г. Гродно, Республика Беларусь

### МОДЕЛИ РАСЧЕТА ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТЕЛКИ

В работе выполнена постановка и решение задачи о деформировании ортопедических стелек. Созданы две математические модели: в виде трехслойного стержня, покоящегося на упругом основании, и однородного стержня, имеющего начальную кривизну и подкрепленного жесткими или податливыми опорами. Для перехода к стержневой модели стелька представляется в виде продольных или поперечных грузовых полос.

1. Для расчета ортопедической стельки, состоящей из соединенных между собой горизонтальных слоев, используется модель трехслойного стержня на упругом основании. Внешние воздействия представляются в виде участков распределенной нагрузки, сосредоточенных сил и изгибающих моментов. Интенсивность распределенной нагрузки связывается с указанными воздействиями при помощи функции Хевисайда. Таким образом возможен учет любого статического силового воздействия.

Для описания кинематики пакета принимается гипотеза ломаной нормали. На границах контакта слоев используются условия непрерывности перемещений. На торцах стержня предполагается наличие жестких диафрагм. Действие упругого основания описывается моделью Винклера.

При помощи вариационного принципа Лагранжа получена система дифференциальных уравнений относительно перемещений трехслойного стержня под действием локальной нагрузки, определяется:

$$\begin{aligned} a_1 u_{,xx} + a_2 \psi_{,xx} - a_3 w_{,xxx} &= p; \\ a_2 u_{,xx} + a_4 \psi_{,xx} - a_6 w_{,xxx} - a_5 \psi &= 0; \\ a_3 u_{,xxx} + a_6 \psi_{,xxx} - a_7 w_{,xxxx} + kbw &= q. \end{aligned} \quad (1)$$

Система (1) сводится к линейному неоднородному дифференциальному уравнению шестого порядка с постоянными коэффициентами относительно  $w$ :

$$w_{,xxxxxx} + \alpha_1 w_{,xxxx} + \alpha_2 w_{,xx} + \alpha_3 w = f(x). \quad (2)$$

Его решение представлено в виде общего решения однородного уравнения, соответствующего (2), и частного решения, построенного при помощи ядра Коши.

Получены функции перемещений, внутренних усилий, деформаций и напряжений в слоях стержня. Проведен параметрический анализ зависимости напряженно-деформированного состояния рассматриваемых стержней от геометрических параметров и материалов слоев, граничных условий. Исследовано влияние жесткости упругого основания на распределение напряжений при различном положении сосредоточенной силы и изгибающего момента.

2. Рассмотрена ортопедическая стелька с жесткой несущей частью в виде свода. Принимая его толщину переменной, представим расчетную схему в виде системы стержней, имеющих начальную кривизну и произвольное поперечное сечение. Внешнее силовое воздействие описывается в виде растягивающей силы и двух изгибающих моментов на торцах, распределенной нагрузки на внешней поверхности стержня. Для учета локального воздействия стержень разбивается на участки по длине.

В соответствии с [2] используется гипотеза плоских сечений. Стержень считается сплошным, несжимаем в поперечных направлениях. Механические параметры материала изменяются как по длине, так и в пределах поперечного сечения. В качестве геометрических характеристик поперечного сечения использованы интегральные параметры.

Для определения прогиба стержня используется точное дифференциальное уравнение упругой линии балки [2], в которое внесен начальный радиус кривизны  $\rho_0$  стержня:

$$\frac{w''}{(1 + (w')^2)^{3/2}} + \frac{w}{\rho_0} = \frac{M}{\int y^2 \int E(x, y, z) dx dy}, \quad (3)$$

где  $w$  – искомая функция прогиба.

Используя метод прямого интегрирования, получим решение уравнения (3) на каждом участке стержня:

$$w = \int \frac{-z + rA + C_1}{\sqrt{-z^2 - 2rAz + 2C_1z - r^2(A^2 - 2rAC_1 - C_1^2 + r^2)}} dz + C_2;$$

$$A = \int \frac{M}{\int y^2 \int E(x, y, z) dx dy} dz.$$

Константа интегрирования  $C_1$  входит не линейно, а содержится в подинтегральном выражении. Константы  $C_1, C_2$  определяются на каждом участке, используя граничные условия. В результате получим систему уравнений для определения двух констант интегрирования на каждом участке.

Угол поворота сечений и внутренние усилия  $M, Q$  следуют из известных дифференциальных соотношений [2]:

$$w'' + \frac{w}{\rho} = \frac{M}{\int y^2 \int E(x, y, z) dx dy}; \quad w''' + \frac{w'}{\rho} = \frac{Q}{\left(\int y^2 \int E(x, y, z) dx dy\right)'_x}.$$

Численный анализ проведен для стержня постоянной толщины.

#### Список литературы

1. Старовойтов, С.А. НДС трехслойного стержня на упругом основании / С.А. Старовойтов // Вестник БелГУТа «Наука и транспорт». – 2004. – № 1(8). – С. 25–28.
2. Феодосьев, В.И. Сопротивление материалов В.И. Феодосьев – М.: «Наука», 1986. – 512 с.
3. Тимошенко, С.П. Механика материалов / С.П. Тимошенко, Дж. Гере – СПб.: «Лань», 2002. – 672 с.

Rouba E., Starovojtov S. **The corrective insole mechanical design.**  
The mathematical models of insoles deformation are presented.

**М.И. Игнатовский<sup>1</sup>, В.В. Лашковский<sup>2</sup>, Л.З. Сычевский<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения НАН Беларуси», г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>2</sup> УЗ «Городская клиническая больница скорой медицинской помощи г. Гродно», г. Гродно, Республика Беларусь

#### БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ДЕТЕЙ ГРОДНЕНЩИНЫ: ХАРАКТЕРИСТИКА ГРУППЫ

В рамках выполнения ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения Национальной академии наук Беларуси»

совместно со специалистами УЗ «Городская клиническая больница скорой медицинской помощи г. Гродно» работы по проекту INTERREG / TACIS «Биомеханическое исследование и разработка методов улучшения опорно-двигательного аппарата детей Подлясья и Гродненщины» обследована группа детей: 45 мальчиков (50,5%) и 44 девочки (49,4%) в возрасте 8–15 лет (таблица 1). Диагнозы, поставленные на основе медицинского осмотра и биомеханического диагностирования, представлены в таблице 2.

Для изучения анамнеза жизни и анамнеза болезни детей было проведено анкетирование. Анкеты заполнялись родителями, приведшими детей на обследование, на добровольной основе. Проверка анкет непосредственно после заполнения выполнялась только в случае обращения анкетированного за помощью.

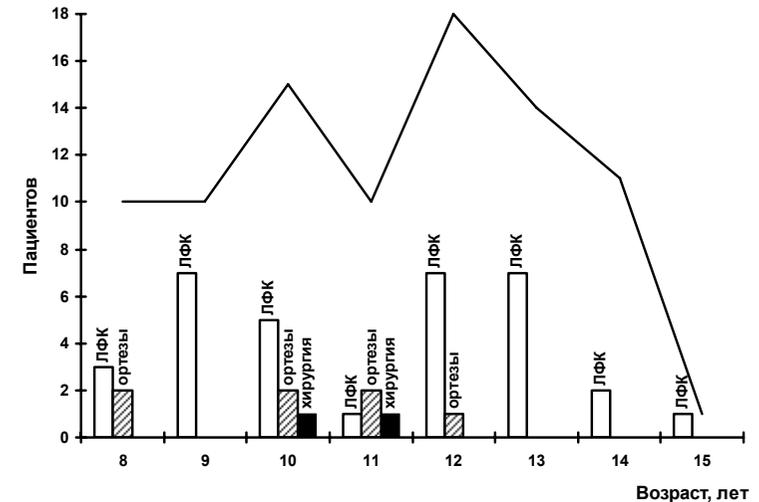


Рис. 1. Распределение ранее применяемых методик лечения по возрастам детей (линией показано общее количество анкетированных детей)

Анализ анкет показал, что у детей ранее выявлялись следующие проблемы с общим состоянием здоровья, дисфункциями опорно-двигательного аппарата и, в частности, стопы:

- ограничения по состоянию здоровья имеют – 8 (9%);
- травмы и повреждения стоп – 5 (5%);
- травмы и повреждения других отделов опорно-двигательного аппарата – 7 (7%);
- врождённые заболевания опорно-двигательного аппарата – 9 (20%);

• приобретённые заболевания опорно-двигательного аппарата – 8 (9%).

К 42 пациентам (47%) ранее применялись различные методики лечения, в том числе (рисунок 1):

- лечебная физкультура – 33 (37%);
- ортезы – 7 (8%);
- хирургическая операция – 2 (2%).

Таблица 1

*Характеристика возрастного состава обследованных детей*

Возраст	Пол	
	женский	мужской
8	4	6
9	6	4
10	7	8
11	5	5
12	8	10
13	5	9
14	8	3
15	1	—
Всего	44	45

Таблица 2

*Диагнозы обследованных детей*

Диагнозы для левой ноги		Диагноз	Диагнозы для правой ноги	
1	2	3	4	5
2	2.08%	Hallux valgus 2	2.08%	2
1	1.04%	Wynne-Davies синдром	1.04%	1
1	1.04%	апофизит основания 5 плюсневых костей	1.04%	1
3	3.12%	вальгусная деформация заднего отдела стопы	2.08%	2
20	20.83%	здоров	18.75%	18
6	6.25%	идиопатическое укорочение икроножной мышцы	6.25%	6
1	1.04%	косолапость	2.08%	2
1	1.04%	нет	1.04%	1
38	39.58%	плоско-вальгусная деформация	38.54%	37

Продолжение табл. 2

1		2	3	
1	1.04%	плоскостопие двухстороннее	1.04%	1
4	4.17%	плоскостопие комбинированное	4.17%	4
2	2.08%	плоскостопие поперечное	2.08%	2
1	1.04%	плоскостопие продольное	1.04%	1
3	3.12%	полая деформация стопы	4.17%	4
1	1.04%	приведение переднего отдела стопы	1.04%	1
4	4.17%	серповидная стопа	4.17%	4
2	2.08%	синдактилия	2.08%	2
4	4.17%	уплощение продольного свода	4.17%	4
1	1.04%	эквинусная деформация	1.04%	1
0	0%	болезнь Кёллера II	2.08%	2
96	100%	ВСЕГО	100%	96

На быструю утомляемость предъявляли жалобы 22 ребёнка, т.е. 23% (таблица 3); на боли в различных отделах стопы – 19 детей, т.е. 21% (таблица 4); на отёчность – 2 пациента (2%); на различные нарушения кожных покровов стопы – 17 человек (19%).

Таблица 3

*Жалобы на быструю утомляемость*

Возраст	Девочки	Мальчики
8	—	3
10	—	4
11	1	—
12	3	4
13	1	3
14	2	1

У 23 анкетированных (26%) имело место нарушение походки, у 18 человек (20%) – быстрое изнашивание обуви (таблица 5). Обувью на каблуках выше 5 см часто пользуются 33 из 44 девочек (75%).

В настоящее время лечебно-восстановительной физкультурой занимаются 21 человек, т.е. 23% обследованных.

В спортивных секциях занимаются – 38 человек (рисунок 2), т.е. 42%. При этом среди спортивных дисциплин, которыми занимаются обследованные дети, показаны:

- бег – 2 (2%);
- гимнастика – 33 (37%);
- художественная гимнастика – 7 (8%).

Таблица 4

*Жалобы на боли в отделах стопы*

Возраст	Девочки	Мальчики
8	—	1
10	1	2
11	2	1
12	3	4
13	—	1
14	4	—

Таблица 5

*Быстрое изнашивание обуви*

Возраст	Девочки	Мальчики
8	—	2
9	2	—
10	1	3
11	—	1
12	5	1
13	—	2
15	1	—

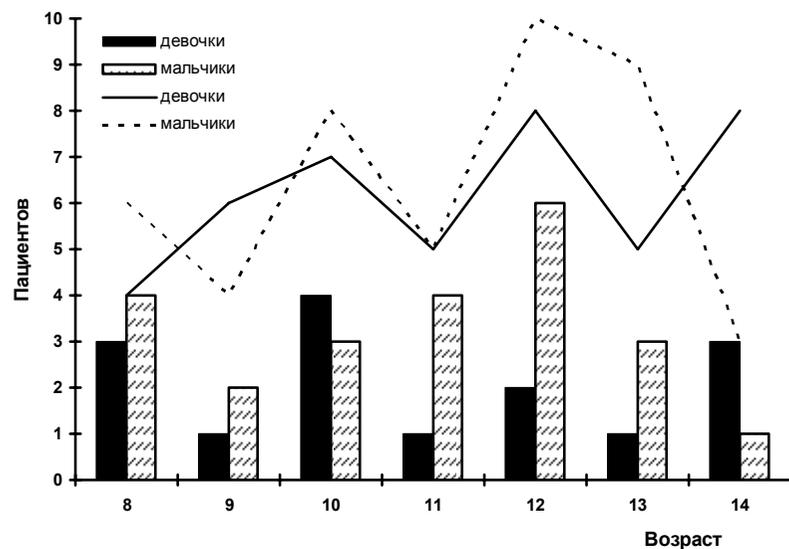


Рис. 2. Количество детей, занимающихся в спортивных секциях

Из данных анкет следует, что 4 детей (4%) из группы живут в неполных семьях; у 24 (27%) нет братьев или сестёр. Количественный состав детей в семьях приведен в таблице 6.

Таблица 6

*Количественный состав детей в семьях*

Количество детей в семье	Количество семей
1	14
2	24
3	48
4	3

Был выполнен анализ наследственной предрасположенности к дисфункциям опорно-двигательного аппарата. Частота распространения дисфункции стопы по диагнозам представлена в таблице 7.

Таблица 7

*Количество выявленных диагнозов у родственников обследованных детей*

Диагнозы	Степень родства					
	Мать	Отец	Братья	Сёстры	Родственники по матери	Родственники по отцу
здоров	82	82	83	88	83	84
артрогрипотическая деформация стопы	0	0	0	0	1	0
косолапость	0	1	0	0	0	0
плоскостопие вторичное	2	0	5	0	0	0
плоскостопие двухстороннее	5	6	0	1	5	5
плоскостопие продольное одностороннее	0	0	1	0	0	0

Работа выполнена при поддержке INTERREG IIIA / TACIS CBC проект NEB/PL/PDL/2.1/05/238.

Ihnatouski M., Lashkouski V., Sichevski L. **Biomechanical researches of children from Grodno area: the characteristic of the group.**

The biomechanical research of the group of children from Grodno area had been made. The characteristics of group are given.

**BIOMECHANICAL RESEARCHES OF CHILDREN FROM PODLASIE - THE CHARACTERISTIC OF THE GROUP**

In the frame of project «*Biomechanical research and elaboration the methods for improvement of children gait from Podlasie and Grodno area*». Polish participants representating Białystok Technical University and Medical University of Białystok made introduction investigations in primary schools in Białystok and other Podlasie’s cities. More than 250 children in the age between 8 and 15 have took part in mentioned investigations. The children were divided into two groups: typical children and children with flat feet (pes plano-valgus). The plano-valgus has been founded in 15% cases. 45 pathological children and 20 healthy (control group) have been taken in further investigations. 42% of children with pes plano-valgus live in the villages.

In the group of 45 children with plano-valgus 2/3 were in the age of 8–10 years, 30 boys and 15 girls (twice more boys than girls).

*Distribution by age groups of children with flat feet*

Table 1

Age Groups	Number of Subjects	Percentages
8 y	11	24,4
9 y	8	17,8
10 y	8	17,8
11 y	6	13,3
12 y	4	8,9
13 y	4	8,9
14 y	4	8,9
Total	45	100

Clinical diagnosis of flat feet was based on anthropometric data and radiology. Medical doctor had fullfilled a special form for each of child. The results are shown in the Table 2.

All flat foot children were receiving orthopedic treatment and a set of exercise.

Prescribed orthopedic shoe inserts:

- I01-supination,
- I02- rising up of longitudinal arch of the foot,
- I06- supination and rising up of transverse arch of the foot,

- Individual orthopedic shoe insert – supination and rising up of longitudinal arch of the foot adjusted to patient’s foot.

Table 2

*Ortopedic characteristics of investigated group*

Feature	Deformation	Number of children (n)
1	2	3
Knees position	<i>genu valgum</i>	1
	<i>genu varum</i>	1
	<i>typical</i>	43
Talipes equinovarus	<i>yes</i>	4
	<i>no</i>	41
Tarsal position	<i>valgus</i>	31
	<i>varus</i>	–
	<i>typical</i>	14
longitudal arch of the foot	<i>typical</i>	–
	<i>flattened</i>	45
	<i>talipes cavus</i>	–
Forefoot position	<i>adduction</i>	4
	<i>abduction</i>	2
	<i>typical</i>	39
Hallux position	<i>valgus</i>	1
	<i>varus</i>	0
	<i>typical</i>	44
Toes (II–V) deformation	<i>none</i>	45
	<i>none</i>	45
callouses	<i>on the planta side</i>	4
	<i>none</i>	45
	<i>tibialis</i>	2
an abnormal curvature of the spine	<i>hyperkyphosis</i>	3
Cole’s indicator	<i>underweight</i>	8
	<i>normal</i>	25
	<i>overweight</i>	12

Table 3

*Types and number of suggested ortopedic of shoe inserts*

Prescribed orthopedic shoe insert	Number of Subjects
I01	17
I02	15
I06	3
Individual orthopedic shoe insert	10

Many authors doubt the effectiveness of the orthopedic treatment of flat feet but the results of this study suggest that an excessive number of orthopedic treatments have been prescribed necessarily. Two children has convalesced completely. Correction has followed at majority child but they must bear orthopedic shoe insert and do excercises for all-out convalescing still.

### **Conclusions**

Our study presents that the development of flat feet in children depends on: age, gender and weight. The prevalence of flat foot deceases with increasing age. In this study the mean prevalence of flat feet in children was 15%; the prevalence decreased from 24,4 % in 8 year old children to 8,9% in 14 year old children.

The analysis of prevelance of pes plano-valgus in Podlasie leads to the following conclusions:

- about 15% of children have plano-valgus;
- pes plano-valgus is most frequent in 8-10 years;
- boys more frequent than girl are suffer from pes plano-valgus;
- underweighed children have rarely pes plano-valgus than typical or overweighted pupils;

Work was supported by European Regional Development Fund in framework of Neighbourhood Programme Poland-Belarus-Ukraine INTERREG IIIA/TACIS CBC project NEB/PL/PDL/2.1/05/.

Дерлятка М., Паук И., Крупич Б., Олехнович М., Рогальский М.  
**Биомеханическое обследование детей Подляся – характеристика группы.**

Проведено биомеханическое обследование детей Подляся. Приводится характеристика группы.

**J. Pauk<sup>1</sup>, B. Krupicz<sup>1</sup>, M. Derlatka<sup>1</sup>, M. Ihnatouski<sup>2</sup>, S. Liapesha<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> Bialystok Technical University, Bialystok, Poland

<sup>2</sup> Research Centre of Resources Saving of Belarusian Academy of Sciences in Grodno, Byelarussia

## **SCHOOLCHILDREN WITH PLANO-VALGUS. ANTHROPOMETRIC DATA**

### **Introduction**

The human foot complex is a multi-joint system which determines the critical interaction between the lower limbs and the ground during locomotion. The flatfoot deformity is the most common condition seen in the

pediatric practice. This is a condition in which the arch of the foot collapses, with the entire sole of the foot coming into complete or near-complete contact with the ground. The symptoms of flat foot vary depending on the severity of the condition. Individuals may experience corns and hard skin under the sole of the foot. The arch area may be tender and shoes will tend to wear out quickly. In severe cases the patient may experience calf, knee, hip and back pain.

Clinical diagnosis of flat feet is based on anthropometric data and radiology in this paper. The plantar footprint has been classified as normal or flat feet according to Bochenek into four grades of flat feet: pes cavus; typical; clawfoot; pes planus [1]. An anthropometric data usually include: length, height, width, and circumferences of the human body.

The aim of this study is to show the anthropometric data in the Podlasie and Grodno population of 8–15 year-old schoolchildren, characteristic, and analysis the children with flat feet.

### **Method**

The evaluation was carried out on 120 pupils with flat feet (plano-valgus) taken from a total population of half thousand primary schoolchildren. The sample group was between the ages of 8–15 years from Podlasie and Grodno area. The children were divided into two groups: typical children and children with flat feet. The anthropometric data were made for 120 children with flat feet and 40 typical children. The measurements were taken in the laboratory for motion analysis at Bialystok Technical University (Poland) and at Research Centre of Resources Saving of Belarusian Academy of Sciences in Grodno (Belarus).

The following parameters have been measured:

- a) the length features – length of foot, the distance from the heel to the foot wrist, and the distance from the heel to the medial ankle bone;
- b) the lower limbs circumferences – the forefoot through arch of foot; the forefoot through the heel;
- c) the forefoot width;
- d) the height features – the height of head of the first metatarsal; the head of the fifth metatarsal; the arch of the foot; the foot wrist; the medial and lateral ankle bones; the heel.

The characteristic of investigated persons (both typical and peno-valgus feet) are presented in Tables 1–2.

The relations between selected segments of the foot are very important in foot analysis. They have been calculated by means of the following formula [4]:

$$\text{Indicator} = \frac{\text{distance form heel to the selected point}}{\text{length of foot}} \cdot 100\% \quad (1)$$

Table 1

Characteristic of investigated Polish and Belarusian children ( $\pm SD$ )

Age	The number of children	Body weight (kg)	Body height (cm)
8	22	27,3 $\pm$ 5,1	132,8 $\pm$ 4,9
9	20	30,7 $\pm$ 6,7	132,8 $\pm$ 9,5
10	21	38 $\pm$ 5,9	140,2 $\pm$ 8,2
11	21	37,8 $\pm$ 2,6	146,3 $\pm$ 5,4
12	22	40,9 $\pm$ 5,2	146,1 $\pm$ 7,1
13	16	57,5 $\pm$ 6,1	152,8 $\pm$ 8,3
14	8	46,6 $\pm$ 10,2	158,5 $\pm$ 4,7

Table 2

The length and the width of foot for Polish and Belarusian children ( $\pm SD$ )

Age	Type of foot	Length of foot (mm)	Width of foot (mm)
1	2	3	4
8	typical	210,0 $\pm$ 6,2	80,0 $\pm$ 6,2
	plano-valgus	203,8 $\pm$ 9,5	81,3 $\pm$ 6,5
9	typical	218,3 $\pm$ 10,3	80,0 $\pm$ 4,1
	plano-valgus	219,2 $\pm$ 6,2	81,3 $\pm$ 7,2
10	typical	232,5 $\pm$ 8,5	90,0 $\pm$ 7,1
	plano-valgus	223,3 $\pm$ 12,1	85,7 $\pm$ 7,4
11	typical	230,0 $\pm$ 6,7	90,0 $\pm$ 6,8
	plano-valgus	235,4 $\pm$ 14,3	90,2 $\pm$ 4,5
12	typical	245,0 $\pm$ 16,6	100,0 $\pm$ 5,9
	plano-valgus	242,4 $\pm$ 8,7	96,1 $\pm$ 7,1
13	typical	251 $\pm$ 17,7	105,0 $\pm$ 7,9
	plano-valgus	254,6 $\pm$ 14,8	97,5 $\pm$ 4,5
14	typical	240,0 $\pm$ 15,4	91,5 $\pm$ 7,2
	plano-valgus	240,0 $\pm$ 12,9	93,8 $\pm$ 6,4

## Results

The selected indicators (1) have been show in Table 3. Proportion between the forefoot width and circumference of forefoot are changing slightly. The circumferences of forefoot / circumference of arch of foot are similar to each other.

The measurements have been made by means of plantocontourograph. Obtained results are presented in Tables 4–5.

Table 3

Indicators for typical children and children with plano-valgus ( $\pm SD$ )

Age	Type of foot	The forefoot / the circumference of forefoot	The circumferences of forefoot / circumference of arch of foot	Minimal circumferences of calf/circumference in lateral ankle bone	The forefoot width/length of foot
8	typical	41,0 $\pm$ 0,2	108,3 $\pm$ 0,3	88,1 $\pm$ 0,2	38,1 $\pm$ 0,2
	plano-valgus	44,7 $\pm$ 0,3	99,4 $\pm$ 0,4	91,4 $\pm$ 0,3	38,5 $\pm$ 0,1
9	typical	41,0 $\pm$ 0,2	106,5 $\pm$ 0,2	90,9 $\pm$ 0,1	36,5 $\pm$ 0,2
	plano-valgus	43,2 $\pm$ 0,2	99,4 $\pm$ 0,1	90,2 $\pm$ 0,2	38,2 $\pm$ 0,3
10	typical	40,5 $\pm$ 0,2	103,2 $\pm$ 0,2	91,7 $\pm$ 0,3	38,7 $\pm$ 0,4
	plano-valgus	40,9 $\pm$ 0,2	99,8 $\pm$ 0,3	88,8 $\pm$ 0,4	36,8 $\pm$ 0,3
11	typical	42,8 $\pm$ 0,1	102,4 $\pm$ 0,1	95,2 $\pm$ 0,3	39,1 $\pm$ 0,1
	plano-valgus	43,3 $\pm$ 0,1	100,9 $\pm$ 0,2	89,8 $\pm$ 0,2	35,8 $\pm$ 0,2
12	typical	47,6 $\pm$ 0,2	105,0 $\pm$ 0,3	82,6 $\pm$ 0,4	40,8 $\pm$ 0,1
	plano-valgus	41,5 $\pm$ 0,3	100,8 $\pm$ 0,1	90,3 $\pm$ 0,3	36,9 $\pm$ 0,4
13	typical	41,8 $\pm$ 0,2	100,2 $\pm$ 0,2	89,4 $\pm$ 0,3	36,9 $\pm$ 0,5
	plano-valgus	42,5 $\pm$ 0,1	94,6 $\pm$ 0,4	88,5 $\pm$ 0,2	36,3 $\pm$ 0,3
14	typical	43,5 $\pm$ 0,2	99,5 $\pm$ 0,3	91,4 $\pm$ 0,3	37,5 $\pm$ 0,2
	plano-valgus	46,0 $\pm$ 0,1	108,7 $\pm$ 0,1	88,5 $\pm$ 0,5	35,3 $\pm$ 0,3

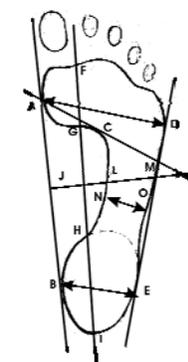


Fig. 1. Plantocontourograph of foot. 1) Clarke's angle – BAM; 2)  $x=AD$ ; 3)  $y=NO$ ; 4)  $z=BE$ ; 5) indicators:  $a=FG/FI$ ;  $b=HI/FI$ ; 6)  $Q=LM/JM$ .

Table 4.

An average values of parameters obtained by means of plantocontourgraphy for typical children ( $\pm SD$ )

Length of foot [mm]	Clarke's angle	x [mm]	Y [mm]	Z [mm]	FG [mm]	FI [mm]
205	36,7 $\pm$ 3,1	74 $\pm$ 4,3	27 $\pm$ 3,7	37,5 $\pm$ 4,1	50 $\pm$ 0,7	158 $\pm$ 5,7
220	51,6 $\pm$ 3,7	66,9 $\pm$ 3,9	24,6 $\pm$ 2,9	36,1 $\pm$ 3,9	40,4 $\pm$ 0,5	152,6 $\pm$ 3,9
228	51,0 $\pm$ 2,7	68,6 $\pm$ 4,5	25,6 $\pm$ 3,1	44,3 $\pm$ 5,1	41,1 $\pm$ 0,4	161 $\pm$ 4,1
230	48,5 $\pm$ 3,5	70,6 $\pm$ 5,7	33,5 $\pm$ 3,3	41,3 $\pm$ 4,2	28,4 $\pm$ 0,2	173,8 $\pm$ 4,6
240	55,6 $\pm$ 2,9	80,5 $\pm$ 6,2	23,8 $\pm$ 2,5	46,4 $\pm$ 4,5	48,3 $\pm$ 0,3	177,6 $\pm$ 4,9
250	52,2 $\pm$ 2,5	80,0 $\pm$ 5,2	25,9 $\pm$ 2,4	46,5 $\pm$ 4,6	44,9 $\pm$ 0,6	180,4 $\pm$ 5,4
275	56,7 $\pm$ 2,3	82,2 $\pm$ 5,5	35,4 $\pm$ 3,8	34,9 $\pm$ 3,7	53,3 $\pm$ 0,4	190,7 $\pm$ 5,3
320	61,9 $\pm$ 3,9	65,8 $\pm$ 3,3	17,7 $\pm$ 2,3	42,7 $\pm$ 4,1	30,9 $\pm$ 0,6	168,6 $\pm$ 4,7
205	63,5 $\pm$ 3,7	0,32 $\pm$ 0,02	0,4 $\pm$ 0,02	33,2 $\pm$ 2,2	61,7 $\pm$ 2,5	0,5 $\pm$ 0,01
220	59,3 $\pm$ 3,9	0,26 $\pm$ 0,02	0,39 $\pm$ 0,02	28,5 $\pm$ 2,1	54,5 $\pm$ 2,3	0,5 $\pm$ 0,02
228	68,4 $\pm$ 4,2	0,26 $\pm$ 0,03	0,42 $\pm$ 0,03	29,4 $\pm$ 1,8	59,5 $\pm$ 2,8	0,5 $\pm$ 0,01
230	58,0 $\pm$ 3,8	0,16 $\pm$ 0,01	0,33 $\pm$ 0,02	40,3 $\pm$ 3,2	67,2 $\pm$ 2,9	0,6 $\pm$ 0,02
240	69,2 $\pm$ 4,4	0,27 $\pm$ 0,02	0,39 $\pm$ 0,02	25 $\pm$ 2,3	66,6 $\pm$ 3,2	0,4 $\pm$ 0,01
250	67,2 $\pm$ 4,1	0,25 $\pm$ 0,01	0,37 $\pm$ 0,02	32,6 $\pm$ 2,6	69,5 $\pm$ 3,1	0,5 $\pm$ 0,02
275	61,3 $\pm$ 3,8	0,28 $\pm$ 0,02	0,32 $\pm$ 0,02	48,9 $\pm$ 4,2	83,7 $\pm$ 2,2	0,6 $\pm$ 0,02
320	62,7 $\pm$ 3,9	0,18 $\pm$ 0,01	0,37 $\pm$ 0,01	23,3 $\pm$ 2,0	59,2 $\pm$ 2,1	0,4 $\pm$ 0,01

The Clarke's angle is higher for typical children. We can say that Clark's angle is changing according to age of child. Indicators *a* and *b* are higher for children with plano-valgus. It is in accordance with intuition because *a* and *b* show the part of foot contacted with the ground. The *a* and *b* indicators rise according to the level of foot pathology (flat feet).

#### Conclusions

Presented results show that antropometric data give us a complete diagnostic information. The methods based on it (like plantocontourgraphy) are fast, cheap and easy for interpretation. It should be used in a common practice in foot problems in clinics.

Table 5

An average values of parameters obtained by means of plantocontourgraphy for children with plano-valgus ( $\pm SD$ )

Length of foot [mm]	Clarke's angle	x [mm]	Y [mm]	Z [mm]	FG [mm]	FI [mm]
205	35,8 $\pm$ 3,7	75 $\pm$ 4,1	31,2 $\pm$ 3,2	46,0 $\pm$ 4,0	56,7 $\pm$ 0,3	155,4 $\pm$ 4,7
225	37,6 $\pm$ 3,5	62 $\pm$ 4,0	37,5 $\pm$ 3,9	39,3 $\pm$ 4,2	25,9 $\pm$ 0,2	164,2 $\pm$ 5,3
230	39,8 $\pm$ 3,4	66,9 $\pm$ 3,3	21,2 $\pm$ 3,2	40,1 $\pm$ 4,3	53,0 $\pm$ 0,9	167,6 $\pm$ 5,7
235	55,2 $\pm$ 3,2	66,2 $\pm$ 3,3	7,8 $\pm$ 2,0	42,6 $\pm$ 4,2	44,3 $\pm$ 0,6	173,5 $\pm$ 5,2
245	37,7 $\pm$ 2,7	74,9 $\pm$ 4,4	29,7 $\pm$ 3,7	45,5 $\pm$ 4,4	38,0 $\pm$ 0,3	175,9 $\pm$ 5,3
250	32,4 $\pm$ 2,9	71,2 $\pm$ 4,8	11,3 $\pm$ 1,7	40,2 $\pm$ 4,3	61,1 $\pm$ 0,4	185,1 $\pm$ 6,1
255	24,6 $\pm$ 3,7	68,7 $\pm$ 4,7	34,2 $\pm$ 3,6	42,7 $\pm$ 4,3	65,2 $\pm$ 0,7	180,5 $\pm$ 5,9
260	37,1 $\pm$ 2,8	74,4 $\pm$ 4,3	36,6 $\pm$ 3,2	43,7 $\pm$ 4,6	58,4 $\pm$ 0,9	182 $\pm$ 5,8
265	36,0 $\pm$ 3,3	68,2 $\pm$ 4,1	16,5 $\pm$ 2,7	42,7 $\pm$ 4,1	59,9 $\pm$ 1,2	182,5 $\pm$ 5,6
270	36,1 $\pm$ 3,9	76,1 $\pm$ 4,0	30,5 $\pm$ 3,5	43,9 $\pm$ 4,4	50,5 $\pm$ 0,9	189,5 $\pm$ 6,2
280	57,8 $\pm$ 4,7	86,3 $\pm$ 4,9	18,4 $\pm$ 2,3	52,7 $\pm$ 4,9	48,3 $\pm$ 0,7	201,9 $\pm$ 6,5
205	80,4 $\pm$ 6,1	0,36 $\pm$ 0,02	0,52 $\pm$ 0,03	35,9 $\pm$ 2,3	60,8 $\pm$ 2,7	0,59 $\pm$ 0,03
225	34,9 $\pm$ 3,2	0,15 $\pm$ 0,01	0,21 $\pm$ 0,02	56,7 $\pm$ 2,7	63,2 $\pm$ 2,9	0,9 $\pm$ 0,05
230	64,3 $\pm$ 4,9	0,31 $\pm$ 0,03	0,38 $\pm$ 0,03	29,1 $\pm$ 2,1	57,3 $\pm$ 2,6	0,5 $\pm$ 0,02
235	65,4 $\pm$ 4,7	0,26 $\pm$ 0,02	0,38 $\pm$ 0,03	16,6 $\pm$ 2,0	55,4 $\pm$ 2,2	0,3 $\pm$ 0,02
245	54,9 $\pm$ 3,7	0,22 $\pm$ 0,02	0,31 $\pm$ 0,02	37,5 $\pm$ 2,5	64,8 $\pm$ 2,4	0,57 $\pm$ 0,03
250	66,6 $\pm$ 4,8	0,33 $\pm$ 0,01	0,36 $\pm$ 0,02	18,7 $\pm$ 2,1	57,8 $\pm$ 2,3	0,33 $\pm$ 0,02
255	82,7 $\pm$ 5,1	0,36 $\pm$ 0,03	0,46 $\pm$ 0,04	36,5 $\pm$ 3,2	65,5 $\pm$ 2,5	0,56 $\pm$ 0,03
260	45,5 $\pm$ 3,6	0,32 $\pm$ 0,02	0,25 $\pm$ 0,01	44,6 $\pm$ 4,2	65,1 $\pm$ 2,3	0,68 $\pm$ 0,03
265	85,4 $\pm$ 6,7	0,33 $\pm$ 0,02	0,47 $\pm$ 0,04	20,5 $\pm$ 2,0	58,7 $\pm$ 2,2	0,35 $\pm$ 0,02
270	75,6 $\pm$ 5,2	0,27 $\pm$ 0,01	0,4 $\pm$ 0,04	37,8 $\pm$ 2,8	64,2 $\pm$ 2,4	0,59 $\pm$ 0,04
280	73,5 $\pm$ 4,7	0,24 $\pm$ 0,01	0,36 $\pm$ 0,03	29,2 $\pm$ 2,6	73, $\pm$ 4,9	0,4 $\pm$ 0,03

Work was supported by European Regional Development Fund in framework of Neighbourhood Programme Poland-Belarus-Ukraine INTERREG IIIA/TACIS CBCproject NEB/PL/PDL/2.1/05/238 and Foundation for Polish Science.

## References

1. Bochenek, A. Human anatomy / A. Bochenek. PZWL, Poland 2004.
2. Staheli, L.T. Corrective shoes for children: a survey of current practice / L.T. Staheli. *Pediatrics* 1980; 65:13–17.
3. Smith, M.A. Flat feet in children / M.A. Smith. *Br Med J* 1990; 301:1331
4. Gajewski, R.: Badanie rozmieszczenia nacisków na podszewkowej stronie stopy i ich rola w ocenie deformacji stóp i w projektowaniu wkładek do obuwia. Materiały konferencji CLPO nt. Obuwie Profilaktyczne i ortopedyczne dla dzieci i dorosłych. Potrzeby rynku – wymagania stóp – zaopatrzenie / R. Gajewski, B. Rajchel-Chyla. – Kraków 2005, s.88–91.

### Паук И., Крупич Б., Дерлятка М., Игнатовский М., Лепеша С. **Результаты обследования школьников с плоско-вальгусной деформацией стоп.**

Приводятся антропометрические данные, полученные при комплексном обследовании подростков.

**К.К. Бондаренко<sup>1</sup>, В.В. Солошик<sup>1</sup>, С.В. Шилько<sup>2</sup>, Д.А. Черноус<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>УО «Гомельский государственный университет им. Ф. Скорины», г. Гомель, Республика Беларусь

<sup>2</sup>Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого НАН Беларуси, г. Гомель, Республика Беларусь

### **ИЗМЕНЕНИЕ ТОНУСА ИКРОНОЖНОЙ МЫШЦЫ ПРИ ДИНАМИЧЕСКОЙ НАГРУЗКЕ СТОПЫ**

Функция стопы неразрывно связана с работой икроножной мышцы. В свою очередь, тонус последней характеризует уровень метаболизма, степень напряжения мышечной ткани и является одним из критериев оценки скорости восстановления функций мышцы после снятия нагрузки. В изучении тонуса икроножной мышцы при динамической нагрузке стопы приняли участие легкоатлеты, имеющие уровень спортивной квалификации не ниже 1 разряда. Выполнялось упражнение по подъему на стопе на высоту 5 см длительностью 30 с в чередовании с 1 мин отдыха без касания пяткой пола. Для анализа были выбраны результаты 12 чел, выполнивших упражнение не менее 25 раз.

Тонус скелетной мышцы в зоне латеральной головки икроножной мышцы (*m. gastrocnemius (caput laterale)*) определялся методом миометрии на приборе «Миотон-3».

Динамика мышечного тонуса икроножной мышцы при нагрузке стопы свидетельствует, что после первых повторений происходит спад данного показателя, характеризующий период вработываемости (рис. 1).

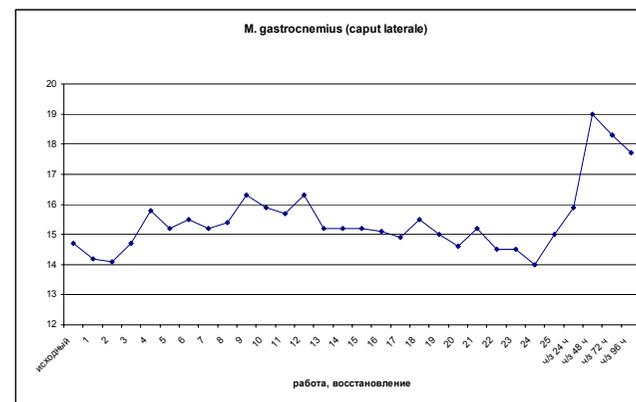


Рис. 1. Динамика изменения мышечного тонуса латеральной икроножной мышцы в процессе нагрузки и восстановления

Нормальные показатели тонуса икроножной мышцы в расслабленном состоянии лежат в диапазоне от 11 до 15 Гц. Повышенный тонус свидетельствует о чрезмерной напряженности мышц, при которой сокращается площадь поперечного сечения кровеносных и лимфатических сосудов, включая капилляры. Это ведет к нарушению кровообращения и циркуляции лимфы, сокращению объема кислорода, транспортируемого через клетку в единицу времени. Пониженный тонус скелетных мышц свидетельствует о невозможности нормального механического напряжения мышц.

В дальнейшем наблюдается повышение мышечного тонуса, выходящее за границы нормы с пятого по девятнадцатое повторение. После двадцатого повторения снова наблюдается снижение мышечного тонуса. У спортсменов, выполнявших нагрузку более 25 повторений, отмечались показатели менее 11 Гц после 27–28 повторений, что свидетельствует о снижении возможности рекуперации мышечной энергии.

По окончании выполнения упражнений изучали тонус скелетной мышцы при отсутствии физической нагрузки. Так, через 24 часа было отмечено повышение мышечного тонуса, который оставался за границей нормы. Одновременно отмечалась незначительная болезненность по всей головке мышцы. В течение последующих 24 часов наблюдается резкое повышение тонуса скелетной мышцы и акцент сильной болезненности в проксимальном конце головки. Показатели мышечного тонуса в расслабленном состоянии перешли граничные показатели тонуса мышц в состоянии напряжения, что говорит о невозможности нормального протекания восстановительных процессов в мышце. Через 72 и 96 часов отмечено постепенное снижение тонуса, однако даже через

96 часов отдыха он не соответствовал нормальной функции. Болезненность скелетной мышцы не отмечалась у спортсменов уже через 96 часов. Вместе с тем, показаны низкий уровень эластичности и неготовность скелетной мышцы к выполнению физической нагрузки после длительного (96 часов) периода отдыха.

Таким образом, миометрия позволила выявить не только изменения функционального состояния скелетных мышц во времени, но и место наибольшего напряжения головки икроножной мышцы при нагружении стопы.

Bondarenko K., Soloshik V., Shilko S., Chernous D. **Variation of activation of m. gastrocnemius under dynamic load of the foot.**

The biomechanical analysis allows determining the time variation of muscular function under dynamic load of the foot. It's shown that this dependence is characterized by extremes due to limited muscles adaptation to the loading.

**А.И. Дойлидо, В.С. Матвеев**

УО «Белорусский государственный университет физической культуры»,  
г. Минск, Республика Беларусь

#### **К ВОПРОСУ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СТОПЫ У СПОРТСМЕНОВ РАЗЛИЧНОЙ КВАЛИФИКАЦИИ И СПЕЦИАЛИЗАЦИИ**

Ведущие отечественные и спортивные специалисты неоднократно обращали внимание на важность стопы в выполнении большинства спортивных движений (В.М. Дьячков, Н.Г. Озолин, Д.П. Марков, Д.П. Ионов, И.А Тер-Ованесян и др.).

Были приведены исследования 100 спортсменов различной специализации и квалификации. Определялось состояние упруго-эластичной системы стопы. На основании антропометрических измерений составляющих ее частей с целью выявления биомеханических особенностей функционирования в зависимости от наличия или отсутствия у обследованных спортсменов признаков дисплазии соединительной ткани.

Согласно результатам анкетирования на наличие или отсутствие болей в области стопы и тестирования функционального состояния ее мышц установлено, что болезненность при движениях и морфофункциональные нарушения стопы значительно чаще отмечаются

среди обследованных лиц, у которых имеются признаки дисплазии соединительной ткани.

На основании результатов проведенного исследования можно заключить, что упруго-эластическая система стопы, как основное условие ее полноценного функционального состояния, может быть нарушенной, когда работа опорно-двигательного аппарата в целом, и стопы в частности, по своим биомеханическим анатомо-физиологическим особенностям соответствовала типу конституции организма.

Практическое выявление на высоком уровне основных функций стопы – статической, амортизационной и динамической возможно, если упруго-эластическая система стопы в полной мере позволит правильно распределить усилия на все звенья опорно-двигательного аппарата в процессе двигательной деятельности спортсмена.

Dojlido A., Matveev V. **On functional condition of the foot in athletes of different qualification and specialization.**

The condition of elastic and flexible foot system in one hundred athletes of different qualification was defined. Anthropometric measurements of foot forming parts were carried out with this purpose. Biomechanical peculiarities of foot functioning in relation to the presence or absence of signs of connective tissue displeasure were revealed simultaneously in tested athletes.

**Л.Ю. Мазаник**

Объединенный институт машиностроения НАНБ, г. Минск,  
Республика Беларусь

#### **ВЛИЯНИЕ ЭФФЕКТА ТЕРМОДИНАМИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ НА ТЕРМОГРАФИЧЕСКИЕ ПОКАЗАТЕЛИ СТОП ПРИ СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЯХ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ**

Среди многообразия методов лечения сосудистых заболеваний нижних конечностей до сих пор превалирует медикаментозная терапия, которая обладает кратковременным действием, часто побочными эффектами, а в тяжелых случаях недостаточна. Так как для данной группы больных нарушение кровотока сопровождается резко выраженным нарушением терморегуляции, представляют интерес способы, которые направлены на регуляцию температурного баланса в организме.

В связи с этим особое внимание привлекает метод, предложенный К.Пиотровичем [Патент NW 97031 (PR)]. Суть его заключается в том, что к стопам прикладывается специальный материал в виде стелек, обладающих отражающими способностями (зарегистрированное название – биоэнерготермические вкладыши для ног PЮKAL®). Таким образом, энергия стоп не рассеивается, а отражается, обеспечивая эффект термодинамической биологической обратной связи (ТерБОС). Как показали исследования, эта энергия воспринимается рецепторами стопы обратно, оказывая многофакторное действие, в том числе тепловое и сосудорегулирующее. Материал вкладыша эластичный, хорошо прилегает к стопе и может длительно воздействовать на организм. В результате взаимодействия стопы и экрана по прошествии некоторого времени (от 5 до 15 минут) обследуемый субъективно ощущает тепловые эффекты в стопах, часто с характерными симптомами локального жжения, печения и муравьения, что создает эффект рефлексотерапии.

В ангиохирургическом кабинете поликлиники Минской областной клинической больницы изучался этот вид биоэнерготермического воздействия на больных с сосудистыми заболеваниями.

Эффективность оценивалась с помощью проведения биоэнерготермической пробы, которая включала в себя проведение параллельной записи реовазограмм (РВГ) и термографии ног в исходном состоянии и после использования вкладышей в течение одного часа (контактное пребывание подошвенной поверхности стоп с вкладышами PЮKAL® через хлопчатобумажный носок в состоянии покоя) с записью результатов на принтере.

Было обследовано 60 больных: из них мужчин – 34, женщин – 26. Возраст от 13 до 77 лет.

По нозологическим признакам группа характеризуется следующим образом: у 31 больных диагностирован облитерирующий атеросклероз, с сегментами поражения: высокое поражение сегмента (подвздошно-бедренный); среднее поражение сегмента (бедренно-подколенный); низкое поражение сегмента (артерии голени). Во второй группе диагностированы функциональные расстройства – 20 больных, у 9 наблюдается диабетическая ангиопатия.

Во всех группах данные РВГ по результатам биоэнерготермической пробы существенных изменений не выявили, т.к. с физической точки зрения, реограмма отражает колебания комплексного сопротивления живых тканей-импеданс. По ее записи, в первую очередь, можно судить о магистральном кровотоке, изменения которого, по всей видимости, в течение первого часа еще не фиксируются данным методом (результаты

РВГ зафиксированы изменением позднее – на 14–30 день использования ТерБОС).

Термограммы же показали значительные изменения. В целом изменение теплового излучения после применения ТерБОС по результатам термографии показали следующее: увеличение теплового излучения в стопах составило в среднем  $+2^{\circ}$  при одновременном уменьшении в голени на  $-0,4^{\circ}$ .

На рисунках 1 и 2 представлены термограммы изменения распределения температуры в стопах у больного с диагнозом: посттромбофлебитический синдром (ПТФС) правой ноги; облитерирующий атеросклероз сосудов ног, дистальное поражение.

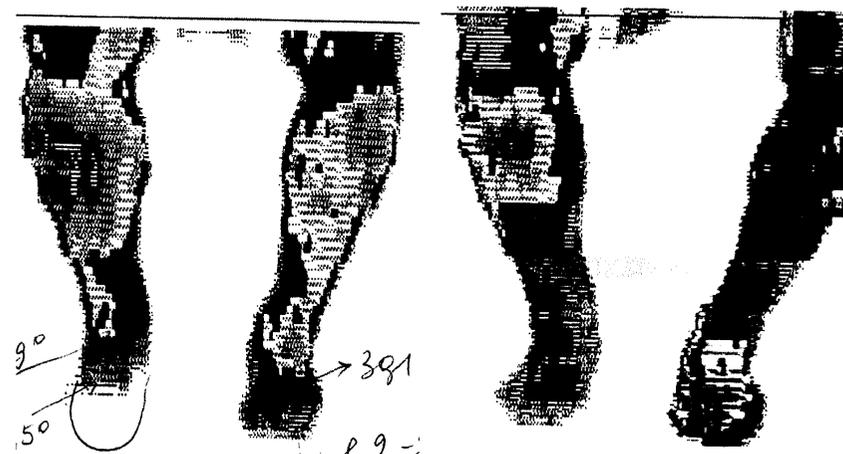


Рис. 1. Исходная термограмма: гипотермия стоп с наличием симптома «термоампутации» правой стопы

Рис. 2. Термограмма того же больного через час после применения вкладышей Пиокал: произошло увеличение теплового излучения правой стопы на  $+4^{\circ}\text{C}$ , левой на  $+0,8^{\circ}\text{C}$ ; увеличение теплового излучения правой голени  $+2^{\circ}\text{C}$ , левой на  $+3,2^{\circ}\text{C}$

На рисунках 3 и 4 представлены термограммы изменения распределения температуры в стопах у больного с диагнозом: сезонная недостаточность лимфодренажа правой стопы нижней трети голени (лимфедема).

Анализ результатов биоэнерготермической пробы с применением ТерБОС позволил сделать выводы, что вкладыши PЮKAL® в контакте с подошвенной частью стопы являются тепловым раздражителем и обладают выраженным биоэнерготермическим действием с повышением кожной температуры стоп, документально подтверждаемыми данными

термографии; создают эффект экранирования или эффект термодинамической обратной связи. Выявлено повышение кожной температуры стоп в 94% случаев, снижение теплового излучения в голених в 48,5% можно объяснить перераспределением крови в мелких кровеносных сосудах голених и стоп по типу «синдрома обкрадывания» (Styll-syndrome), которое происходит из-за перераспределения теплового излучения и наличия или отсутствия коллатерального кровообращения.

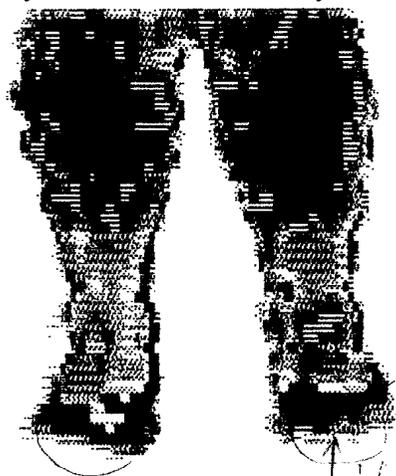


Рис. 3. Исходная термограмма: гипотермия дистальных участков стоп с наличием симптома «термоампутации» пальцев стоп



Рис. 4. Термограмма того же больного через час после прикладывания вкладышей ПИОКАЛ: увеличение теплового излучения пальцев стоп (дистальных участков) на  $+0,8^{\circ}\text{C}$ , проксимальных участков стоп на  $+0,8^{\circ}\text{C}$ ; снижение теплового излучения голених на  $-2,1^{\circ}\text{C}$

Таким образом, термография признана одним из высокоинформативных методов исследования функционального состояния организма. Любое изменение кровообращения в конечности дает четкое отражение на термограмме и возможность провести количественный и качественный анализ.

Mazanik L. **The influence of the thermodynamical feedback effect on the thermographic indices during vascular diseases in lower extremities.**

A new method of vascular diseases treatment is investigated.

Л.Ю. Мазаник<sup>1</sup>, Я.Я. Богдаль<sup>2</sup>, Т.В. Шайкова<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Объединенный институт машиностроения НАНБ, г. Минск, Республика Беларусь

<sup>2</sup> УЗ «Областная клиническая больница», г. Минск, Республика Беларусь

<sup>3</sup> НИИ медико-социальной экспертизы и реабилитации (НИИ МСЭ и Р), г. Минск, Республика Беларусь

### ИССЛЕДОВАНИЕ СВЯЗИ ЭМОЦИОНАЛЬНЫХ И ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ СОСТОЯНИЙ С ТЕМПЕРАТУРНЫМ ДИСБАЛАНСОМ В СТОПАХ

В настоящее время наука располагает огромным объемом информации, связанным с эмоциями. Однако исследований, посвященных связи эмоциональных состояний с температурой в организме человека опубликовано очень мало.

При этом известно, что даже незначительные изменения в температуре тела влияют на скорость протекания метаболических процессов. Кровообращение и его скорость играют важнейшую роль в обеспечении всего организма и его отделов кислородом.

Для исследования того, в какой степени тепловой баланс коррелирует с эмоциональной сферой, отражается на сосудистой патологии, нарушениях в работе опорно-двигательного аппарата – были отобраны в различный период времени 80 больных, у которых сосудистые заболевания нижних конечностей рассматривались как основные: из них мужчин – 42, женщин – 38. Возраст от 13 до 78 лет. Все пациенты жаловались на ощущение холода в конечностях, в том числе в летний период, отмечались явления парестезии. Врачом им был выставлен конкретный диагноз.

К сожалению, в таких случаях применяемые в клинике терапевтические методы часто оказываются малоэффективными, действуют только в период нахождения пациента в стационаре, либо короткое время после стационарного лечения.

В данном исследовании в качестве корректирующего лечения пациенты использовали метод термодинамической биологической обратной связи (ТерБОС). Термодинамическая обратная связь достигалась за счет эффекта экранирования тепла материалом – аппликатором PИOKAL®. Основным местом контакта была стопа. Режим использования – от 4 до 8 часов в сутки. В случае сильных болей (например, суставных, позвоночника) экранирование (прикладывание аппликатора) проводилось дополнительно к месту боли.

Измерение тепла в стопах в ходе коррекции проводилось в ангиохирургическом кабинете и включало в себя проведение параллельной записи реовазограмм (РВГ) и термографии ног в исходном

состоянии и в ходе исследований (коррекции) в течение одного часа, двух недель, одного месяца, трех месяцев. Термография применялась с использованием тепловизора «Радуга-5» и компьютерной обработки данных с последующей печатью на черно-белом принтере. Изменения в состоянии опорно-двигательного аппарата регистрировались хирургом – ортопедом, неврологические расстройства врачом-неврологом, психологические изменения – психологом.

Для оценки тревожности была выбрана шкала самооценки Ч.Д.Спилбергера, адаптированная Ю.Л.Ханиным, с помощью которой можно определить наличие тревожности в данный момент (реактивная тревожность как состояние) и личностной тревожности (как устойчивая характеристика человека). Также для данного исследования были разработаны специализированные АНКЕТЫ и вопросы дополнительного уточняющего тестирования.

Проведены наблюдения по длительному перераспределению тепла в нижних конечностях. Анализ результатов исследований показал, что стабилизация и оптимизация уровня температуры, ее равномерное перераспределение в стопах и организме в целом вызывают стабильное снижение уровня тревоги человека независимо от возраста и, особенно положительно и быстро сказываются на уменьшении реактивного стресса (уже в течение одного часа). Со временем данные положительные изменения закрепляются. Изменения характеризуются индивидуальным количественным и качественным разнообразием.

Процесс перераспределения температуры происходит следующим образом: в первые часы в месте контакта стопы и экрана регистрируется повышение кожной температуры стоп (у каждого пациента индивидуально; всего в 94% случаев) с параллельным снижением теплового излучения в голених (также у каждого в индивидуальной степени, в общем – 52,8% случаев), что можно объяснить перераспределением крови в мелких кровеносных сосудах голени и стоп по типу «синдрома обкрадывания» (Styll-syndrome). Через неделю, месяц, три месяца перераспределение температур продолжается, но менее интенсивно, приближаясь к стабилизации.

С изменением температуры меняется эмоциональное и функциональное состояние человека. Улучшение функционального состояния, как интегральной функции общей работоспособности, эмоциональной стабильности уже к концу первого месяца составляло 68,2%, а к концу 3 месяцев – отмечалось у всех обследуемых пациентов, не смотря на то, что многие из них имели серьезные диагнозы с точки зрения сосудистой и сопутствующей патологии.

Установлено, что увеличение и стабилизация тепла в конечностях и всем теле на определенном комфортном уровне влияет на состояние сна

– скорость засыпания и его продолжительность, причем больше половины испытуемых сообщили об этом уже через две недели.

Отмечено, что при данном типе корригирующего воздействия происходит малозаметное, слабое тепловое раздражение рефлексогенных зон подошвенной поверхности. В стопах развиваются разной сложности рефлекторные реакции, ведущие к изменению центральной, периферической и вегетативной нервной системы с выраженным влиянием на тканевую трофику.

Местное применение стелек-экранов на область суставов, позвоночника – улучшает микроциркуляцию в указанных зонах, активизирует саногенные реакции, что способствует улучшению состояния больных с деформирующим артрозом, остеохондрозом, миозитом различной этиологии.

У части больных с нейродистрофическими синдромами вертеброгенной этиологии (плече-лопаточный периартроз, ангионевроз, перемежающаяся хромота и др.) наступили значительные улучшения.

Данные термографического обследования, объективный осмотр врачами динамики состояния пациентов, тестирование, анкетирование убедительно демонстрируют, что достижение устойчивого эмоционального и функционального состояния в организме прямым образом коррелирует с достижением стабильного теплового режима в нижних конечностях. Метод экранируемой термодинамической обратной связи (Тербос) способствует достижению и поддержанию в организме процессов саморегуляции и саногенеза. Метод может быть рекомендован для коррекции состояния хронического и реактивного стресса индивидуально и в комплексе с другими методами психологической коррекции.

**Mazanik L., Bogdal Y., Shajkova T. Investigation of links of emotional and functional conditions with thermal misbalance in feet.**

Thermographical examination data demonstrates correlation of patient's emotional and functional conditions with obtaining of stable heat in feet.

**А.И. Перепелкин, К.В. Гавриков, В.Б. Мандриков, Л.В. Царапкин**

## ИЗМЕНЕНИЕ МОРФОФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ СТОПЫ ДЕТЕЙ ПЕРВОГО ДЕТСТВА

В настоящее время активно разрабатывается проблема сохранения и укрепление физического здоровья населения РФ, исследуется роль факторов здорового образа жизни, средовых воздействий внешней среды, морфофункциональных генетически закрепленных свойств организма, его конституции. Однако, среди множества подходов к решению этих проблем недостаточно изученным остается вопрос об особенностях анатомо-функциональных свойств стопы человека в связи с его типом телосложения, полом и уровнем физической активности.

Целью нашей работы явилось изучение морфофункционального состояния стоп детей в период первого детства (4–7 лет) в зависимости от типа телосложения. В ходе исследования оценивали следующие параметры стопы: длину, угол отклонения I и V пальцев, площадь опорной поверхности стопы, индексы Вейсфлога, Штритер.

Проведено обследование 197 детей в возрасте от 4 до 7 лет методом планшетного сканирования (патент РФ на изобретение №2253363), разработанного учеными трех волгоградских вузов. У детей с нормостеническим телосложением основные антропометрические параметры длины и площади опоры стопы были больше в возрасте 6–7 лет по сравнению с детьми 4–5 лет. Длина стопы в анализируемой группе детей больше увеличивается за счет среднего и заднего ее отделов ( $p < 0,001$ ), а площадь опорной поверхности стопы за счет заднего и переднего ее отделов ( $p < 0,001$ ). Хотя и площадь среднего отдела стопы увеличивается, тем не менее разница между этими двумя возрастными периодами оказалась не достоверной ( $p > 0,05$ ). Ширина стопы у детей 6–7 лет по сравнению с предыдущим возрастом увеличилась более чем на 10% ( $p < 0,001$ ).

Обращает на себя внимание некоторое уменьшение угла отклонения I пальца стопы ( $p < 0,05$ ) и увеличение показателя отклонения V пальца стопы ( $p > 0,05$ ) у детей этого телосложения в более старшем возрасте по сравнению с младшим. В старшем возрасте наблюдается уменьшение практически всех исследуемых индексов стопы ( $p < 0,001$ ), за исключением индекса Вейсфлога ( $p > 0,05$ ), который остается на одном уровне. Отмечается и уменьшение коэффициента К ( $p < 0,05$ ). Это свидетельствует о продолжающемся формировании продольного свода стопы у детей нормостенического телосложения периода первого детства. Необходимо отметить значительное увеличение пяточного угла

у детей 6–7 лет нормостенического телосложения по сравнению с детьми 4–5 лет ( $p < 0,05$ ).

Основные антропометрические параметры длины, ширины и площади опоры стопы у детей гиперстенического телосложения больше аналогичных параметров детей 4–5 лет. Длина стопы в анализируемой группе детей увеличивается пропорционально за счет всех трех ее отделов ( $p < 0,001$ ). Площадь опорной поверхности стопы увеличивается у детей 6–7 лет в основном за счет заднего ее отдела ( $p < 0,05$ ), несколько меньше за счет переднего отдела ( $p < 0,05$ ), и еще меньше, за счет среднего отдела стопы. Хотя опорная площадь среднего отдела стопы с возрастом увеличивается, тем не менее разница между этими двумя возрастными периодами так же, как и в группе детей-нормостеников оказалась не достоверной ( $p > 0,05$ ). Ширина стопы у детей 6–7 лет по сравнению с предыдущим возрастом увеличилась более чем на 10% ( $p < 0,001$ ).

Обращает на себя внимание некоторое отличие с возрастом изменений углов I и V пальцев стопы гиперстеников от нормостеников. У гиперстеников 6–7 лет происходит увеличение угла отклонения I пальца стопы ( $p > 0,05$ ), и уменьшение показателя отклонения V пальца стопы ( $p > 0,05$ ), по сравнению с младшим возрастом. В 6–7 лет у гиперстеников наблюдается уменьшение индекса Штритер и Штритер-Годунова ( $p < 0,05$ ), и некоторое увеличение индекса Вейсфлога ( $p > 0,05$ ). Отмечается в этой возрастной группе уменьшение коэффициента К ( $p < 0,05$ ). Это свидетельствует о продолжающемся формировании продольного свода стопы у детей гиперстенического телосложения периода первого детства. У детей-гиперстеников в 6–7 лет, также как и у нормостеников, отмечается значительное увеличение пяточного угла, хотя эти изменения не достоверны ( $p > 0,05$ ).

Таким образом, морфологические и функциональные изменения стопы детей первого детства зависят не только от возраста, но и от типа телосложения.

Perelyelkin A.I., Gavrikov K.V., Mandrikov V.B., Carapkin L.V.  
**Changing of morphofunctional foot parameters in the first childhood period.**

One hundred and ninety seven preschool children from 4 to 7 years were observed by using of flatbed foot scanner. Flatbed foot scanner application revealed that along with the analysis of long, wide, and angular morphofunctional characteristics, indices of absolute bearing area and its components (bearing area of hindfoot, forefoot, midfoot) were of great diagnostic value. The parameters of the foot depend of preschool children somatotype.

Л.С. Пинчук<sup>1</sup>, Ю.М. Чернякова<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого НАН Беларуси, г. Гомель, Республика Беларусь

<sup>2</sup> УО «Гомельский государственный медицинский университет», г. Гомель, Республика Беларусь

### ТРИБОЛОГИЧЕСКАЯ ДИАГНОСТИКА ДИСФУНКЦИЙ СИНОВИАЛЬНОЙ ЖИДКОСТИ

Биомеханическая функция голеностопного сустава осуществляется в значительной мере благодаря смазыванию хрящевых поверхностей костей синовиальной жидкостью. Системные заболевания организма вызывают трансформацию синовиальной среды всех суставов, приводящую к изменению структуры, свойств и качества функционирования смазочной прослойки.

Задача исследования состояла в оценке функциональных изменений синовиальной жидкости в норме и при заболеваниях суставов путем трибологических испытаний *in vitro*, а также в изучении влияния на смазочную прослойку синовии внешнего электромагнитного поля, моделирующего биофизическое поле естественного сустава. Для экспериментов использован маятниковый трибометр, содержащий одну – исследуемую – пару трения. Принцип его действия основан на оценке коэффициента трения в опорном узле полимер–металл по регистрируемому параметрам затухающих колебаний маятника. Биофизическое поле естественного сустава моделировали с помощью поля соленоида, окружающего полимерную опору маятника. Значения коэффициента трения определены путем компьютерной обработки электрических сигналов, поступающих с датчика угла отклонения маятника [Патент РБ № 9059. Способ оценки смазочной способности синовиальной жидкости / Пинчук Л. С., Чернякова Ю. М., Кадолич Ж. В. и др. Оpubл. 2007].

Исследовали полученные при пункциях крупных суставов образцы нормальной синовии, а также больных ревматоидным артритом, болезнью Бехтерева, дегенеративно-дистрофическими заболеваниями и острыми синовитами. Биохимические и структурные изменения смазочной прослойки изучали методом электретно-термического анализа [Патент РБ № 9451. Способ диагностики ревматического заболевания / Пинчук Л. С., Чернякова Ю. М., Цветкова Е. А. и др. Оpubл 2007]. Была обнаружена идентичность структурных и функциональных нарушений синовии в разных суставах одного пациента и схожесть патологических изменений в нозологических группах.

Исследованные образцы синовии продемонстрировали различные исходные значения коэффициентов трения: наименьшие (0,065) в пробах

здорового и больного ревматоидным артритом пациентов, 0,066 – при болезни Бехтерева, 0,078 – при дегенеративно-дистрофическом процессе, наибольший (0,082) – при остром воспалении сустава неиммунного генеза. Кинетические зависимости изменений коэффициентов трения образцов синовиальных жидкостей под действием слабого электромагнитного поля разделены на три группы: I – «нейтральная», II – «нисходящая», III – «восходящая».

Обнаруженные различия в смазочной способности синовиальной жидкости, взятой из суставов с разной степенью патологии, связаны с «остротой» синовита: чем меньше содержание в синовии загущающего компонента – гиалуроновой кислоты, тем выше коэффициент трения исследованных пар.

Наиболее вероятно, что ухудшение смазочной способности синовиальной жидкости под действием поля при иммунных заболеваниях обусловлено перестройкой комплексных соединений гиалуроновая кислота–белок и белковых надмолекулярных структур в патологически измененной синовии.

Уменьшение коэффициента трения в опоре маятникового трибометра при воздействии электромагнитного поля характерно для смазки синовией, взятой из суставов с синовитами неиммунного происхождения. Результаты экспериментов позволяют оценить воздействие электромагнитного поля на смазочный слой синовиальной жидкости, не имеющей иммунной патологии, как фактор, нормализующий структуру смазочной среды суставов.

В отсутствии заболеваний электромагнитное поле практически не влияет на структуру и смазочные свойства синовиальной жидкости при исследованных режимах трения.

Привлечение методов трибологического анализа для исследований синовиальной жидкости обуславливает новые возможности диагностики структурно-функциональных изменений смазочной прослойки в любом суставе пациента на ранних стадиях заболеваний. Упрощаются прогнозирование результатов влияния магнитотерапии суставов и контроль эффективности их лечения на основании сравнительного анализа результатов исследования до, во время и после завершения лечения.

Pinchuk L., Cherniakova Y. **Tribological diagnostics of dysfunctions of synovial fluid.**

The research task consisted in estimation of functional changes in the normal synovial fluid and that at arthropathy of joints proceeding from tribological *in vitro* tests and the effect of the external electromagnetic field simulating the biophysical field of a natural joint upon the synovial lubricating

film. The experiments were performed using a pendulum tribometer with a single friction pair.

The biophysical field of a natural joint was simulated by a solenoid field surrounding the polymer base of the pendulum.

The authors have studied the samples of the normal synovia and those affected by rheumatoid arthritis, Bechterew's disease, degenerative-dystrophic diseases and acute sinovitis taken by the puncture of the major joints. Biochemical and structural variations of the lubricant layer were studied by the electret-thermal analysis.

The impairment of synovia lubricity under the effect of the field during immune diseases is, most probably, induced by the recombination of complex compounds hyaluronic acid-protein and protein permolecular structures in the pathologically altered synovia.

The reduction of the friction coefficient of the pendulum tribometer base under the effect of electromagnetic field is characteristic for lubrication by the synovia taken from the joints affected by the sinovitis of non-immune origin. The experimental results have made grounds for estimating the effect of electromagnetic field on the synovial lubricating layer devoid of any immune pathology as a factor that normalizes the structure of the lubricating medium in joints.

The electromagnetic field does not practically affect the structure or lubricity of synovia in the absence of diseases within the friction regimes studied.

**А.В. Куриленко, А.В. Чигарев**

УО «Белорусский национальный технический университет»,  
г. Минск, Республика Беларусь

### **МОДЕЛИРОВАНИЕ СИЛ В ТАЗОБЕДРЕННОМ СУСТАВЕ В ФАЗЕ ОДНООПОРНОГО ПОЛОЖЕНИЯ**

Общеизвестно, что полуцикл обычной ходьбы человека состоит из пяти фаз: подседание на левой (опорной) ноге, ее сгибание в коленном суставе; выпрямление левой ноги, ее разгибание в коленном суставе; вынос правой ноги с опорой на всю стопу левой ноги; вынос правой ноги с опорой на носок левой ноги; двойная опора, переход опоры с левой ноги на правую. Во втором полуцикле фазы те же, только в их названиях правую ногу нужно заменить левой, а левую – правой.

Рассмотрим более подробно одноопорное ортостатическое положение, соответствующее третьей фазе. На рисунке 1 показано

схематичное изображение тазобедренного сустава при одноопорном ортостатическом положении.



Рис. 1. Схема тазобедренного сустава

Изобразим моменты сил, стабилизирующие таз при одноопорном ортостатическом положении и представляющие простейшую модель рычага (рис.2).

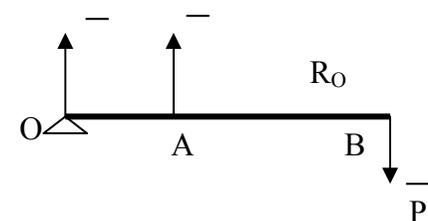


Рис. 2. Схема расчета моментов сил, стабилизирующих таз

Плечо веса тела равно кратчайшему расстоянию от центра головки бедренной кости до линии действия силы тяжести, а плечо силы реакции связки головки бедра – от центра головки бедренной кости до проксимальной точки крепления связки головки бедра (рис. 2). Плечо силы реакции в норме равно сумме радиуса головки бедренной кости и глубины ямки вертлужной впадины. Плечо веса тела есть расстояние от центра тазобедренного сустава до линии действия силы тяжести опущенной из ОЦМ. Плечи указанных сил относятся друг к другу приблизительно как 1:3. Чем больше размеры элементов тазобедренного сустава – головки бедренной кости и вертлужной впадины, а так же глубина ямки вертлужной впадины, и уже таз, тем меньше это соотношение. Для удержания тела в положении устойчивого равновесия необходимо, чтобы сила реакции связки головки бедра превышала вес тела приблизительно в три раза. Зная геометрические размеры таза и тазобедренного сустава, положение ОЦМ и вес тела, можно достаточно точно вычислить величину силы реакции связки головки бедра.

Величина результирующей силы действующей на нижний сектор головки бедренной кости равна разности веса тела и противодействующей ему силы реакции связки головки бедра. Силу реакции связки головки бедра можно найти, используя правило моментов относительно точки О:

$F \cdot OA = P \cdot OB$ , откуда находим  $F = P \cdot OB/OA$ ,  
где  $OB$  – плечо силы тяжести,  $P$  – вес тела,  $OA$  – плечо силы реакции  
связки головки бедра,  $F$  – вертикальная составляющая силы реакции  
связки головки бедра.

Примем, что плечо веса тела в три раза больше плеча вертикальной  
составляющей силы реакции связки головки бедра:

$$OB = 3 \cdot OA.$$

Соответственно, величина вертикальной составляющей силы  
реакции связки головки бедра равна утроенному весу тела:

$$F = 3P.$$

Тогда результирующая сила  $R_O$ , действующая на головку  
бедерной кости со стороны вертлужной впадины, равна:

$$R_O = F - P = 3P - P = 2P.$$

Знак « $\leftarrow$ » обусловлено тем, что силы, уравнивающие таз,  
разнонаправлены.

Простейшие расчеты, с учетом действия связки головки бедра,  
показывают, что результирующая нагрузка на элементы тазобедренного  
сустава значительно меньше, чем можно было бы ожидать при расчетах  
с использованием схемы F.Pauwels (1965, 1980) для одноопорного  
положения. Согласно ей при массе тела 5,7 кг, в одноопорном  
ортостатическом положении нагрузка на тазобедренный сустав  
составляет 175 кг, а при ходьбе возрастает до 258 кг. Иными словами в  
покое она превышает вес тела почти в три раза (2,981 раза), а при ходьбе  
более чем в четыре раза (4,395 раза)! Близкие усредненные  
литературные данные приводит Х.А.Янсон (1975), согласно которым  
при ходьбе в одноопорном периоде на тазобедренный сустав действует  
нагрузка, равная удвоенному весу тела без веса опорной конечности, а  
при быстрой ходьбе она возрастает до 4,3 веса тела. Согласно данным  
других зарубежных ученых при ходьбе на тазобедренный сустав  
действует нагрузка равная от 1.5 до 6 веса тела.

#### *Список литературы*

1. Чигарёв, А.В. Биомеханика: учебное пособие для вузов / А.В. Чигарёв,  
Г.И. Михасев. – Минск: Технопринт, 2004. – 284.

Kurilenko A., Chigarev A. **The forces simulations in the hip joint in the  
phase of one supporting position.**

In this article the forces working on the hip joint during one supporting  
orthostatic position were under consideration. The range of changing loading  
on the hip joint against the phase of walking was determined.

**С.В. Шилько, Е.М. Петроковец**

Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого  
НАН Беларуси, г. Гомель, Республика Беларусь

## **АНАЛИЗ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ФРИКЦИОННО-СВЯЗАННЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ПРОТЕЗА СТОПЫ И КОНТАКТА ПОДОШВЫ С ДОРОЖНЫМ ПОКРЫТИЕМ**

### **Введение**

Проектирование обуви и ортопедических средств включает анализ  
системы «стопа – верх подошвы, низ подошвы – дорожное покрытие», а  
также фрикционно-связанных слоев протеза стопы в виде пластинчатой  
конструкции типа рессоры. Получаемые при моделировании указанных  
сопряжений расчетные и экспериментальные оценки напряжений и  
перемещений важны для изучения физиологии и минимизации  
травматического воздействия ортопедических средств на стопу.

### **Формулировка, методология и результаты исследования**

Для выработки биомеханических критериев качества обуви,  
дорожных покрытий, протезов стопы и др. сопутствующих изделий  
авторами были решены соответствующие контактные задачи.

1. При ходьбе в обуви осуществляется опора стопы на верх  
подошвы, а затем двойной перекаат низа подошвы с пятки на носок и  
снаружи внутрь. В стадии опоры реализуется рессорная функция стопы  
и обуви, а также обеспечивается сцепление низа подошвы обуви с  
опорой в условиях неравномерного и изменяющегося во времени  
распределения давлений. Деформируемые элементы (стопа, подошва  
обуви, слой протеза) имеют малую протяженность, сопоставимую с их  
толщиной. Для расчета параметров контактного взаимодействия и  
напряженно-деформированного состояния (НДС) рассматриваемых  
сопряжений с учетом конструктивных особенностей, а также в условиях  
непредельного равновесия, т.е. перехода от состояния покоя к  
относительному скольжению, предпочтительны экспериментальные,  
расчетно-экспериментальные и численные методы пространственной  
дискретизации конечными, в особенности, граничными элементами. В  
настоящей работе параметры контакта рассчитывали для изменяющегося  
во времени соотношения нормальной нагрузки и сдвигающего усилия,  
рассматривая подошву обуви в виде прямоугольной пластины с  
отверстием, учитывая конструктивную полость, выполняемую для  
снижения веса обуви. В то время как измерение упругих характеристик  
искусственных материалов не представляет трудностей, неинвазивное  
определение модуля упругости мягких тканей стопы может быть  
выполнено лишь косвенными методами, к которым относится  
статическое и динамическое индентирование. Причем динамическое  
индентирование представляется наиболее удобным, т.к. выполняется при

помощи малогабаритного выносного блока и позволяет определить также вязкие характеристики, важные с точки зрения рессорной функции стопы. В настоящем исследовании модуль упругости мягких тканей стопы определяли прибором Импульс-1Р. Расчет показал существенное влияние расположения и размеров полости подошвы на распределение контактных давлений стопы на верх подошвы, а также сцепление низа обуви с дорожным покрытием.

2. Важными преимуществами композитных протезов по сравнению с металлическими аналогами являются: снижение веса, отсутствие остаточных деформаций, уменьшение повреждаемости материала, стойкость к воздействию коррозионно-активных веществ и высокая демпфирующая способность. Модель композитного протеза представляла собой набор упругих пластин из направленно-армированного ортотропного углепластика с упругими константами  $E_x$ ,  $E_y$ ,  $\nu_x$  и  $\nu_y$ .

В расчете пластинчатого протеза методом конечных элементов использовались следующие исходные данные:  $E_y = 10$  ГПа = const; отношение  $E_x / E_y$  варьировалось в пределах от 1 до 10, т.е. рассматривался переход от изотропного материала ( $E_x = E_y$ ) к однонаправленному композиту. Коэффициент Пуассона  $\nu_x = \nu_y$  изменялся от 0,4 (для  $E_y = E_x$ ) до 0,25 (для  $E_y = 10 E_x$ ), что приблизительно учитывало изменение сжимаемости материала при увеличении доли армирующей компоненты ( $\nu_{\text{стекла}} \approx 0,2$ ). Длина базового слоя  $L$  составляла 300 мм; ширина  $S = 100$  мм; толщина каждого слоя  $h = 5$  мм.

Интервалы варьирования характеристик материалов, необходимых для анализа контактного взаимодействия, приведены в таблице.

Таблица

*Фрикционно-механические характеристики элементов сопряжений стопы*

Сопряжение	Коэффициент трения $f$	Модуль упругости
Низ подошвы – опора	0,5 – 0,7	$E_1 = 1 – 5$ МПа
Пластины протеза стопы	0,3 – 0,4	$1 < E_x / E_y < 10$
Стопа – верх подошвы	0,2 – 0,3	$E_1 = 0,1 – 2$ МПа, $E_2 = 1 – 5$ МПа

Установлено, что НДС пластинчатого протеза характеризуется неоднородностью проскальзывания в области контакта и возможностью нарушения прилегания листов на отдельных участках. Эквивалентные напряжения  $\sigma_{\text{экр}}$  по критерию Мизеса на верхней грани равны 6,75 МПа; а на нижней грани рессоры  $\sigma_{\text{экр}} \approx 0$ , что свидетельствует о быстром затухании напряжений и наличии концентрации напряжений на верхней

грани протеза. Анизотропия упругости материала приводит к изменению распределения напряжений  $\sigma_x$  по слоям.

### **Заключение**

Проведенный биомеханический анализ позволяет дать рекомендации по выбору методов диагностики и лечения заболеваний стопы, а также конструкции протезов стопы.

Shilko S., Petrokovets E. **The analysis of interaction of frictionally conjugated elements of foot prosthesis and contact of sole with road coating.**

The carried out biomechanical analysis allows to choose diagnostics and treatment methods and construction of artificial foot.

**К.Н. Сергиенко**

УО «Национальный университет физического воспитания и спорта»,  
г. Киев, Украина

### **КОНТРОЛЬ ПРОСТРАНСТВЕННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК СТОПЫ ЧЕЛОВЕКА**

#### **Постановка проблемы**

В настоящее время существует большое количество методик, позволяющих оценивать различные пространственные характеристики стопы человека. Тем не менее, проблема определения этих характеристик является актуальной ввиду несовершенства существующих способов измерения. Использование современной вычислительной техники дает возможность существенно упростить процесс диагностики различных биомеханических характеристик стопы человека, а также расчет всевозможных промежуточных величин, необходимых для дальнейшего анализа [6].

Традиционно, способы регистрации биомеханических показателей разделяют на контактные и бесконтактные [4]. К преимуществам первых относят точность измерения, а недостатками являются сложность реализации аппаратной части комплекса, и как следствие – относительная дороговизна метода. При отсутствии автоматизации ухудшается эффективность работы исследователя. Компромиссным вариантом является использование бесконтактных (дистанционных) методов. Отсутствие сложных датчиков и аппаратуры сопряжения с ЭВМ существенно упрощает разработку комплексов дистанционного измерения. При этом собственно процесс измерения (оцифровки) в достаточной степени автоматизирован.

**Целью исследования** являлась разработка и апробация пакета прикладных программ для измерения и оценки пространственных характеристик стопы человека.

#### **Методы**

Для решения поставленных задач применялся комплексный подход с использованием анализа и обобщения данных специальной научно-методической литературы; педагогические наблюдения и опрос обследуемых; визуальный скрининг; антропометрия; плантография, подометрия; мионометрия; видеометрия и методы математической статистики.

#### **Изложение основного материала исследования**

На кафедре кинезиологии НУФВСУ был разработан пакет прикладных программ, ориентированных на измерение и анализ биомеханических параметров стопы человека. Пакет включает: программу видео-компьютерного анализа опорно-рессорных свойств стопы – BIG FOT; универсальную программу расчета пространственных характеристик стопы человека – «FOOT-PRINT» [1, 2, 5].

Программное обеспечение «BIG FOOT» позволяет получить следующие морфобиомеханические характеристики стопы: длину стопы; максимальную высоту свода и ее подъема; угол, образованный линией опорной части свода стопы и прямой, соединяющей головку 1-й плюсневой кости с точкой максимальной высоты медиального продольного свода; угол, образованный линией опорной части свода стопы и прямой, соединяющей опорную точку бугра пяточной кости с максимальной высотой медиального продольного свода.

Программа «FOOT-PRINT», используя цифровое изображение (снимок) стопы человека, позволяет получать значения различных пространственных и антропометрических параметров подошвенной поверхности стоп, определять длину и ширину стопы, пяточный угол, угол кривизны большого пальца, угол постановки V пальца, индекс Штритер, индекс Чижина, угловой индекс Кларка и другие характеристики. Снимок стопы может быть получен любым доступным способом: с фото- или видеокамеры (цифровой или аналоговой), либо с удаленного компьютера, используя локальную компьютерную сеть, электронную почту или Интернет. Основными функциональными компонентами программы «FOOT-PRINT» являются:

- а) база данных;
- б) модуль оцифровки,
- в) модуль расчетов и отображения полученных результатов.

#### **Перспектива дальнейших исследований**

Эффективность предложенных программ была подтверждена серийей экспериментов, проводимых на детском контингенте общеобразовательных школ и ДЮСШ г. Киева и Киевской области [3,7].

Опыт использования разработанных программ в практике физического воспитания и спорта свидетельствует о том, что данный подход в биомеханических исследованиях эффективен при диагностике и контроле двигательной функции стопы человека.

#### *Список литературы*

1. Кашуба, В.А. Биомеханика осанки / В.А. Кашуба. – Киев.: Олимпийская литература, 2003. – 260 с.
2. Кашуба, В.А. Компьютерная диагностика опорно-рессорной функции стопы человека / В.А. Кашуба, К.Н. Сергиенко, Д.П. Валиков //Физическое воспитание студентов творческих специальностей: Сб. науч. тр. под. ред. Ермакова С.С. – Харьков: (ХХПИ), 2002. –№1.– С. 11 – 16.
3. Кашуба, В. Біомеханічний моніторинг кінетики тіла школярів у процесі фізичного виховання / В. Кашуба [и др.] // Теорія і методика фіз. виховання і спорту. – 2004. – № 2. – С. 136–142.
4. Практическая биомеханика / А.Н. Лапутин [и др.]. – К.: Науковий світ, 2000. – 298 с.
5. Лапутин, А.Н. Технология контроля двигательной функции стопы школьников в процессе физического воспитания / А.Н. Лапутин, В.А. Кашуба, К.Н. Сергиенко. – Київ: Дія, 2003. – 68 с.
6. Петров, П.К. Современные информационные технологии в подготовке специалистов по физической культуре и спорту (возможности, проблемы, перспективы) / П.К. Петров // Теория и практика физической культуры, №10, 1999, С.6–9.
7. Профилактика нарушений двигательной функции стопы волейболистов 15–16 лет / В.И. Синигоев [и др.]. // Вісник Чернігівського державного педагогічного університету імені Т.Г. Шевченка. Випуск 54. Серія: Педагогічні науки. Фізичне виховання і спорт: Збірник – Чернігів: ЧДПУ, 2008 –№54. – С. 241 – 244.

**Sergienko K. The control of the spatial characteristics of the human's foot.**

In the paper the BIGFOOT and FOOT-PRINT application programs for the human's foot biomechanical characteristics evaluation are offered.

The offered programs can be applied in practice of physical culture as well as in medicine, rehabilitation and kinesitherapy.

**С.Е. Сергеев, В.Г. Татур, Н.М. Белявский**

Научный инженерный центр «Плазмотег» Физико-технического

института НАН Беларуси, г. Минск, Республика Беларусь

### **УСТРОЙСТВО РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОННО-МЕХАНИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ДИСФУНКЦИИ СТОПЫ**

Разработано устройство регистрации электронно-механического комплекса для диагностики патологии стоп. Устройство регистрации состоит из системы тензопреобразователей, которая представляет собой гибкие электрические платы, выполненные в форме стелек с тензодатчиками, двух модулей преобразования и первичной обработки информации «КЭМ – М1», модуля накопления и хранения информации «КЭМ – М2» и является многоканальной автономной системой, размещаемой с максимальным удобством на теле человека таким образом, чтобы не причинять человеку при движении неудобств. Оно выполняет функции нормирования характеристик преобразования и компенсации начального смещения сигнала тензопреобразователей, регистрацию распределения давления в 32÷48 точках в диапазоне от 0 до 1 МПа по поверхности измерительных стелек тензосистемы, опрос тензосистемы с частотой 250 Гц, запись в цифровой форме на карту памяти данных о регистрации. С помощью устройства можно производить считывание данных в ПЭВМ для последующей обработки. В устройстве предусмотрена операция калибровки, что позволяет использовать тензопреобразователи с разбросом параметров до 20% и динамическим диапазоном чувствительности от 1мВ до 0,5В. Устройство может выполнять свои функции не только в сопряжении с тензопреобразователями, но и, например, с системой датчиков температуры и других сенсорных устройств.

Базовым элементом тензосистемы является тензопреобразователь, который выполнен на основе кремниевого тензорезистивного чувствительного элемента мембранного типа, встроенного в металлический корпус круглой формы. Конструкция выводов тензопреобразователя обеспечивает работоспособность тензосистемы в условиях постоянных нагрузок на изгиб. Угол изгиба может достигать 30°. Эта особенность конструкции тензопреобразователей позволяет устанавливать их на гибких платах и формировать тензосистему в виде стелек, которые могут размещаться в любой используемой обуви. Дифференциальный выходной сигнал тензопреобразователей делает тензосистему помехозащищенной и позволяет значительно повысить чувствительность устройства.

Разработанное устройство регистрации в составе измерительного комплекса представляет собой эффективное диагностическое средство, которое позволяет реализовать лечебно-профилактические мероприятия

с применением средств компьютерного анализа, что существенно повышает объективность оценки состояния пациента и дает возможность проводить диагностику и контроль заболеваний опорно-двигательной системы человека, оценку эффективности и выбор тактики консервативного и оперативного лечения нарушений опорно-двигательного аппарата, выбор и индивидуальную подгонку ортопедических стелек при патологии стоп и деформации позвоночника, диабете, ревматоидных и других заболеваниях суставов нижних конечностей, корректировку осанки и стереотипа ходьбы, оценку функциональности ортопедической коррекции новейшими методами с учетом индивидуальных особенностей человека.

Разработанное устройство является основным элементом электронно-механического комплекса для диагностики патологии стоп, включающего также программное обеспечение, разработанное НИЦ ПР НАН Беларуси, и медицинские методики, созданные Гродненским государственным медицинским университетом.

Созданный комплекс прошел полный цикл испытаний, внесен в реестр государственной регистрации под названием «Комплекс электронно-механический для диагностики патологии стоп» и рекомендован для постановки на серийное производство. Комплекс может найти широкое применение не только в медицине, но и в других областях, например, в спорте, для определения биомеханических параметров спортсмена (распределение нагрузок на конечности, перемещения центра массы тела и т.д.) в процессе тренировок с целью корректировки тренировочного процесса.

**Sergeenko S., Tatur V., Bielyavsky N. The device of registration of the electronic mechanical complex for research of foot dysfunctions.**

Description of the device of registration of the electronic mechanical complex as the effective tool for research of foot dysfunction is given.

<sup>1</sup> Гродненский государственный медицинский университет»,  
г. Гродно, Республика Беларусь

УЗ «Городская клиническая больница скорой медицинской помощи  
г. Гродно», г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>2</sup> ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения  
НАН Беларуси», г. Гродно, Республика Беларусь

### **КЛИНИЧЕСКИЕ И БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ ЭФФЕКТИВНОСТИ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ПЛОСКО- ВАЛЬГУСНОЙ ДЕФОРМАЦИИ СТОПЫ У ДЕТЕЙ И ПОДРОСТКОВ**

Идиопатическая плоско-вальгусная деформация стоп (плоская стопа, плоскостопие) – широко распространённое ортопедическое заболевание, при котором продольный свод стопы патологически низкий или вообще отсутствует. Частота данной патологии по данным различных авторов колеблется от 6,9% до 70% населения (Куслик М.М. (1969), Крамаренко Г.Н. (1972)). По данным N.Gould (1980) в США около 40% населения страны на момент проведения исследования имело различные виды патологии стопы, и из них 12% подверглось оперативному лечению.

В формировании данного заболевания основную роль играют костно-сумочно-связочные элементы стопы. Современные биомеханические исследования показали, что 63% стабильности стопы обеспечивается конфигурацией костей стопы и их коротких связок, а 37% – комплексом spring ligament. Пространственно-функциональные взаимоотношения между таранной и пяточной костью являются ключевыми, особенно положение головки таранной кости по отношению к ладьевидной кости и sustentaculum tali пяточной кости. При чрезмерном медиальном смещении головка таранной кости соскальзывает с sustentaculum tali, смещается книзу, перерастягивает капсулу таранно-ладьевидного сустава, подошвенную пяточно-ладьевидную связку (spring ligament) и занимает децентрированное положение по отношению к acetabulum pedis. Возникающие биомеханические нарушения приводят к нарушению функции стопы.

При нормальном развитии стопы основная нагрузка распределяется по подошвенной поверхности от пяточного бугра по наружному краю 4-й плюсневой кости и далее в направлении головки 1-й плюсневой кости. При плоско-вальгусной деформации опорный вектор перемещается ближе к внутренней поверхности стопы. Это меняет характер ходьбы и является причиной усиления динамической нагрузки на весь опорно-

двигательный аппарат, начиная со стопы и голеностопного сустава и заканчивая шейным отделом позвоночника и основанием черепа.

Указанная патология стопы проявляет себя не только болевым синдромом, функциональными нарушениями, косметическими дефектами, но и меняет качество жизни пациента – ограничивает возможность в выборе занятий активными видами спорта, создаёт проблемы в дополнительные затраты при подборе рациональной ортопедической обуви, ограничивает или исключает возможность прохождения службы в ВС РБ, органах МВД, выборе профессии. В то же время в большинстве случаев тяжёлые формы плоско-вальгусной деформации стопы (плоскостопия) при своевременном и квалифицированном оказании ортопедической помощи могли быть достаточно успешно скорректированы консервативными или оперативными способами.

Нами проанализирована динамика развития стопы 40 оперированных детей с нефиксированной плоско-вальгусной деформацией (55 стоп). Возраст пациентов составил от 2,5 до 15 лет. Из 40 детей мальчиков было 27 (67,5%) и 13 (32,5%) девочек. У всех детей отмечена двусторонняя деформация. 18 детей (36 стоп – 65,45%) оперированы на обеих стопах. При обследовании пациентов до и после операции использовались клинические, рентгенологические методы, фотоплантография, подошвенная компьютерная барография, в отдельных случаях спиральная компьютерная томография. У 90,9% пациентов до операции угол продольного свода по данным рентгенологического обследования составлял от 156° до 176°. Все дети оперированы под общим обезболиванием по нашей методике. Цель операции – центрация головки таранной кости по отношению к acetabulum pedis с одномоментным устранением всех компонентов деформации стопы.

Результаты лечения прослежены у всех детей на протяжении от 3 до 9 лет. В клиническом отношении отмечено исчезновение болевого синдрома во время длительной ходьбы, улучшение походки, благоприятное в косметическом отношении изменение внешней формы стопы с восстановлением продольного свода. При опросе как родители, так и пациенты были удовлетворены результатами оперативного лечения. При рентгенологическом обследовании после операции отмечено удлинение пяточной кости на 5–6 мм, увеличение угла наклона пяточной кости в среднем на 12°, угол продольного свода уменьшился на 18°–38°, высота продольного свода увеличилась на 10–24 мм.

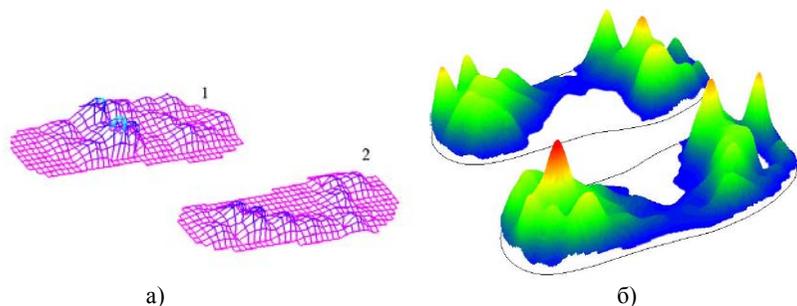


Рис. 1. Пациент С. 14 лет, диагноз: двусторонняя плоско-вальгусная деформация стоп А4 В5, декомпенсированная форма:

а) после выполнения реконструктивной операции на правой стопе (2) – при ходьбе нагрузка распределяется физиологически правильно, по ходу опорной колонны стопы, внутренняя, рессорная, часть свода стопы с опорной поверхностью не соприкасается. 1 – левая стопа не оперирована, нагрузка при ходьбе распространяется на всю подошвенную поверхность с акцентом в области головки таранной кости;

б) тот же пациент после выполнения реконструктивных операций на обеих стопах – на правой и левой стопе при ходьбе нагрузка распределяется физиологически правильно

Биомеханические параметры эффективности хирургической коррекции плоско-вальгусной деформации стопы изучались с использованием компьютерного барометрического комплекса. Результаты биомеханического обследования пациентов до и после оперативного лечения приведены на рисунках 1 и 2. Барометрическая информация, обычно, представляется программным обеспечением в графическом виде. На диаграммах контуром изображается правая и левая стопа пациента. Локальные значения давления на двумерных диаграммах отображаются цветовой заливкой. Связь между значениями давления и цветом задаётся при помощи градуированной шкалы. В случае использования трёхмерной диаграммы, значения давления передаются не только цветовой информацией, но и координатами точек по оси высот. Барометрические диаграммы могут отображать суммарную, для всего процесса ходьбы, и моментальную информацию.

Учитывая полученные результаты можно сделать следующие выводы:

1) использование компьютерного барометрического комплекса при интегральной оценке функциональных особенностей стопы в до и послеоперационном периодах дополняет клинико-рентгенологические методы и позволяет объективно оценить результат лечения;

2) совместная работа ортопедов, биомехаников, специалистов в области новых компьютеризированных методов диагностики – реальный путь улучшения оказания помощи пациентам с патологией стопы.

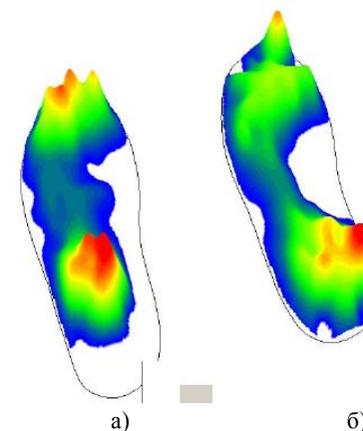


Рис. 2 Пациент С.А. 9 лет, диагноз: двусторонняя плоско-вальгусная деформация стоп А2 В3, субкомпенсированная форма: операция – малоинвазивная ротационная реинсерция ахиллова сухожилия на левой стопе – январь 2008 г:

а) до операции;

б) после операции хорошо прослеживается подсводное пространство

Таблица

*Площадь касания участков левой стопы нормализованная к площади касания левой стопы в течение периода одиночной опоры на левую ногу (пациент С.А. 9 лет)*

Операция	Фаланги пальцев	Кости плоские, внешняя сторона	Кости плоские, внутренняя сторона	Кубовидная кость	Ладьевидная кость	Пяточная кость, внешняя сторона	Пяточная кость, внутренняя сторона	Стандартное отклонение
до	0,23	0,24	0,14	0,22	0,14	0,03	0,01	0,09
после	0,18	0,19	0,09	0,24	0,08	0,11	0,11	0,06

Работа выполнена при поддержке INTERREG IIIA / TACIS CBC проект NEB/PL/PDL/2.1/05/238.

Lashkouski V., Ihnatouski M. **Clinical and biomechanical parameters of efficiency of surgical treatment plainlyvalgus deformations stops of children and teenagers.**

The results of the clinical and biomechanical parameters of efficiency of surgical treatment plainly - valgus deformations stops of children and teenagers are given.

**С.В. Лепеша, М.И. Игнатовский, А.И. Свиридён**

ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения НАН Беларуси», г. Гродно, Республика Беларусь

**О ВЫБОРЕ МЕТОДИКИ ИНТЕРПРЕТАЦИИ ДАННЫХ ЦИФРОВОЙ ПЛАНТОГРАФИИ**

**Введение**

Оптическая плантография достаточно широко применяется при первичной инструментальной экспресс-оценке плоско-вальгусной деформации стоп. Дальнейшим этапом развития оптической плантографии является использование компьютерно-цифровых технологий обработки плантограмм. Важным в этом процессе является создание компьютерной методики интерпретации экспериментальных данных с целью выбора методов коррекции дисфункций стоп.

В русскоязычной литературе опубликован ряд методик компьютерной обработки плантограмм, отличающихся различным набором признаков, характеризующих степень плоско-вальгусной деформации [1–5].

Рассмотрим некоторые наиболее распространенные методики интерпретации данных цифровой плантографии.

**Методика и результаты исследований**

В качестве основной выбрана схема анализа плантограммы, приведенная на рисунках 1 и 2. Плоское изображение стопы при помощи специальных геометрических построений разделено на ряд зон, характеризующих отдельные анатомические области плоско-вальгусной стопы [1]: угол Кларка –  $\text{BAM}$ ;  $x=AD$ ;  $y=NO$ ;  $z=BE$ ; Индекс Чипаукс-Смирак –  $z/x$ ; Индекс Стенли –  $y/z$ ; Индексы опоры:  $a=FG/FI$ ,  $b=HI/FI$ ;  $Q=LM/JM$ .

Особый интерес представляет индекс  $Q$ , который вычисляется как отношение длины отрезка стопы, приведенного в центре продольного свода, поперек отпечатка, к длине отрезка проведенного от внутреннего края к наружному краю отпечатка стопы.

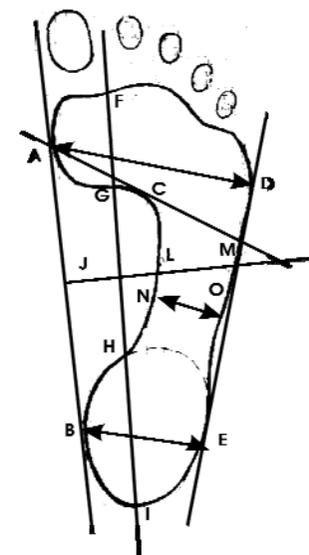


Рис. 1. Схема плантограммы стопы

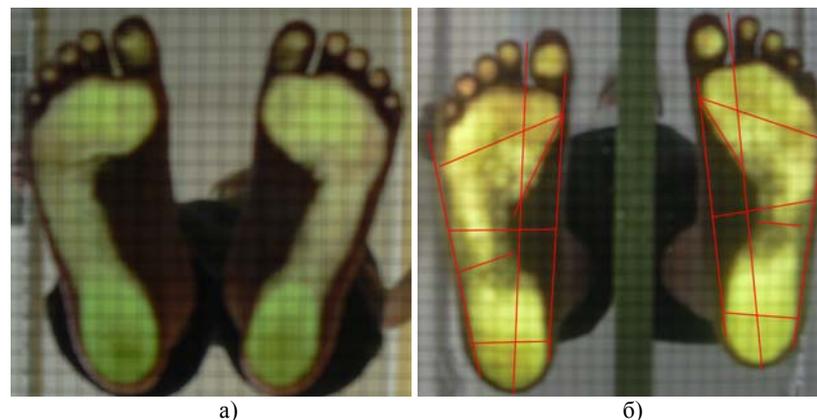


Рисунок 2. а) отпечаток стоп здорового пациента; б) отпечаток стоп пациента с диагнозом плоско-вальгусная деформация

С помощью данного индекса можно судить об следующих заболеваниях стопы:

- 0 ÷ 0.25 – полая стопы;
- 0.26 ÷ 0.45 – нормальная стопа;
- 0.46 ÷ 0.49 – уплощенная стопа 1-й степени;
- 0.5 ÷ 0.75 – уплощенная 2-й степени;

0,76 ÷ 1 – плоская.

С учетом возраста индекс Q имеет значения: 8 лет: 0,44 ÷ 0,54; 9 лет: 0,41 ÷ 0,53; 10 лет 0,4 ÷ 0,53; 11 лет: 0,39 ÷ 0,54.

На рисунке 3 приведены примеры отпечатков стоп при различных данных индекса Q, по значениям которого можно определить тип патологии стопы.

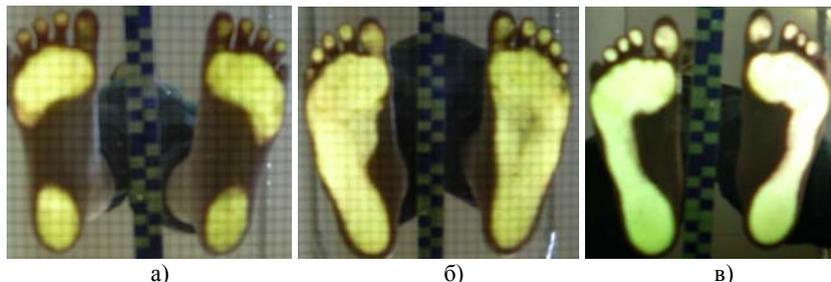


Рис. 3. Отпечатки стоп при различных индексах Q: а) Q=0, б) Q=0,726, в) Q=0,46

Сводные данные изучения геометрических измерений обследованной группы мальчиков и девочек в возрасте 8–14 лет приведены в таблицах 1 – 4.

Анализируя полученные данные (таблицы 1 и 2) и, учитывая приведенные ранее значения индекса Q, можно судить о том, что для мальчиков в возрасте 8 и девочек в возрасте 9 и 10 лет наблюдается отклонение от нормы и можно фиксировать наличие патологии стоп. Анализ угла Кларка показал, что с возрастом наблюдается его увеличение, однако для детей в возрасте 11 и 12 лет данный параметр меньше, что также позволяет судить о патологии стопы.

Таблица 1

Статистика данных по возрастам для мальчиков с диагнозом плоско-вальгусная деформация

Возраст	Угол Кларка, О	х, мм	у, мм	z, мм	Индекс Чипаукс-Смирак	Индекс Стенли	FG, мм
8	25,37	66,33	35,39	41,54	0,63	0,86	36,2
9	45,75	64,58	17,33	39,76	0,62	0,44	45
10	41,63	73,13	24,23	42,95	0,59	0,56	54,58
11	25,45	71,18	20,29	43,58	0,61	0,45	64,28
12	38,36	72,02	29,06	42,74	0,59	0,67	58
13	40,28	76,16	25,8	45,84	0,6	0,57	40,92

Продолжение табл. 1

Возраст	FI, мм	HI, мм	Индекс опоры: а	Индекс опоры: б	LM, мм	JM, мм	Q, мм
8	161,29	50,13	0,22	0,31	49,81	62,42	0,8
9	161,1	58,37	0,28	0,36	25,1	55,86	0,45
10	177,72	71,57	0,31	0,4	29,53	64,16	0,45
11	179,53	74,23	0,36	0,41	26,19	57,9	0,45
12	184,29	60,36	0,32	0,33	35,37	62,3	0,56
13	182,98	56,68	0,22	0,31	36,33	65,54	0,55

Таблица 2

Статистика данных по возрастам для девочек с диагнозом плоско-вальгусная деформация

Возраст	Угол Кларка, О	х, мм	у, мм	z, мм	Индекс Чипаукс-Смирак	Индекс Стенли	FG, мм
9	33,47	66	29,97	40,08	0,61	0,75	45,74
10	31,73	65,98	30,52	39,45	0,6	0,77	30,42
11	43,87	58,87	19,69	38,4	0,67	0,51	47,58
12	36,23	54,47	19,18	32,95	0,46	0,42	63,16
13	40,75	79,36	24,63	42	0,53	0,58	58,54
14	50,2	68,12	11,59	43,96	0,65	0,26	48,55

Возраст	FI, мм	HI, мм	Индекс опоры: а	Индекс опоры: б	LM, мм	JM, мм	Q, мм
9	161,71	69,59	0,28	0,43	36,21	58,7	0,61
10	165,35	40,02	0,18	0,24	17,92	36,24	0,33
11	164,68	63,76	0,29	0,39	27,32	57,57	0,47
12	183,1	70,38	0,34	0,38	25,95	45,89	0,41
13	183,6	72,98	0,32	0,39	32,46	64,75	0,5
14	174,4	70,77	0,28	0,41	19,32	54,83	0,35

Данные повторного обследования после проведения курса лечения и использования стелек приведены в таблицах 3 и 4. Из их анализа следует, что индекс Q для возрастов 8, 9 и 13 лет у мальчиков и 9 лет у девочек уменьшается, что позволяет судить о положительном воздействии выбранного курса лечения.

Таблица 3  
Статистика данных по возрастам для мальчиков с диагнозом плоско-вальгусная деформация при повторном обследовании

Возраст	Угол Кларка, О	x, мм	y, мм	z, мм	Индекс Чипа-укс-Смирак	Индекс Стенли	FG, мм
8	19,3	75,8 2	37,56	43,38	0,57	0,88	33,98
9	52,7	67,3 5	18,62	38,52	0,57	0,48	49,23
10	45,93	72,2 3	22,28	43,84	0,61	0,51	47,89
11	39,8	77,2 5	29,63	50,79	0,66	0,58	58,99
12	21,9	80,4 7	28,56	47,81	0,59	0,6	57,85
13	38,74	78,3 6	22,06	49,43	0,63	0,45	57,93

Возраст	FI, мм	HI, мм	Индекс опоры: а	Индекс опоры: b	LM, мм	JM, мм	Q, мм
8	174	40,23	0,18	0,21	42,35	63,75	0,67
9	171,43	65,31	0,29	0,38	23,72	58,16	0,41
10	185,33	72,44	0,26	0,39	28,15	62,93	0,45
11	190,48	87,04	0,31	0,46	36,77	66,67	0,55
12	200,99	60,19	0,29	0,3	42,38	68,52	0,6
13	195,61	75,08	0,3	0,39	29,97	65,85	0,46

Таблица 4  
Статистика данных по возрастам для девочек с диагнозом плоско-вальгусная деформация при повторном обследовании

Возраст	Угол Кларка, О	x, мм	y, мм	z, мм	Индекс Чипа-укс-Смирак	Индекс Стенли	FG, мм
9	37,15	62,12	26,28	36,41	0,59	0,74	51,75
10	32	70,85	33,56	42,09	0,59	0,76	31,56
11	43,83	72,33	13,87	41,57	0,57	0,34	50,77
12	40,2	75,8	34,81	41,33	0,54	0,95	56,23
13	45	77,69	18,12	43,08	0,56	0,43	60,84
14	33	63,61	21,47	45,03	0,71	0,48	59,16

Продолжение табл. 4

Возраст	FI, мм	HI, мм	Индекс опоры: а	Индекс опоры: b	LM, мм	JM, мм	Q, мм
9	167,88	66,77	0,31	0,4	37,85	57,93	0,65
10	177,63	44,51	0,18	0,26	38,46	64,54	0,58
11	178,9	65,02	0,29	0,36	24,85	61,33	0,41
12	184,36	72,38	0,3	0,39	28,6	62,9	0,45
13	192,02	75,69	0,32	0,39	48,77	50,17	0,6
14	181,41	69,37	0,33	0,38	28,27	60,47	0,47

Индексы опоры а и b является выше для детей с диагнозом плоско-вальгусная деформация и их значение примерно  $0,3 \div 0,5$  – этот параметр показывает, какая часть стопы контактирует с поверхностью.

Анализ отпечатков стопы также возможно провести и другими методами. Достаточно часто в ортопедической практике применяется метод, описанный в [4], согласно которому рекомендуется сравнивать отпечатки стоп, обследуемых с типичными плантограммами отпечатков, соответствующих разным возрастам (см. рисунок 4). Согласно этому, методу отрезок CD делится на 3 равные части и, к примеру, для 3 – 4 – летнего возраста типичная ширина отпечатка будет ограничиваться серединой первой (от касательной) трети отрезка CD.

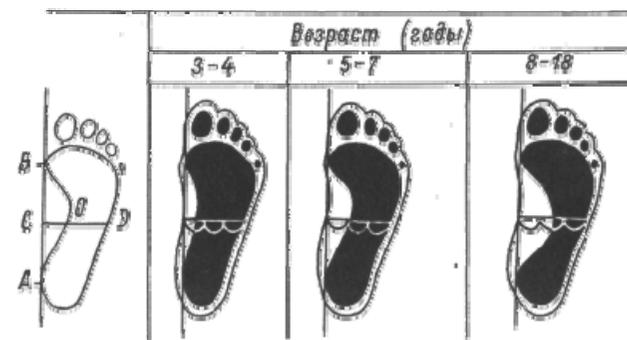


Рис. 4. Максимальная граница стандартной ширины отпечатка по возрастам

Согласно описанному методу у многих детей с диагнозом плоско-вальгусная деформация наблюдается отклонение от стандартных отпечатков. Пример этого можно увидеть на рисунке 2, где представлены отпечатки стоп для детей обследованной группы. Таким образом можно определить изменения стопы лишь приблизительно и практически невозможно точно определить тип заболевания стопы.

Известен метод [6], при котором оценивается динамика графико-математических показателей стоп, характеризующих следующие параметры: длина стопы (с мягкими тканями), косая ширина стопы, коэффициент переднего отдела стопы, коэффициент поперечного уплощения, коэффициент продольного уплощения, угол Шопарова сустава, угол отклонения первого пальца, угол отклонения заднего отдела стопы по вертикали, угол отклонения оси голени от вертикали.

Также проверяется наличие патологии стоп на основе примеров, приведенных на рисунке 5.



Рис. 5. Примеры отпечатков стоп при различных патологиях

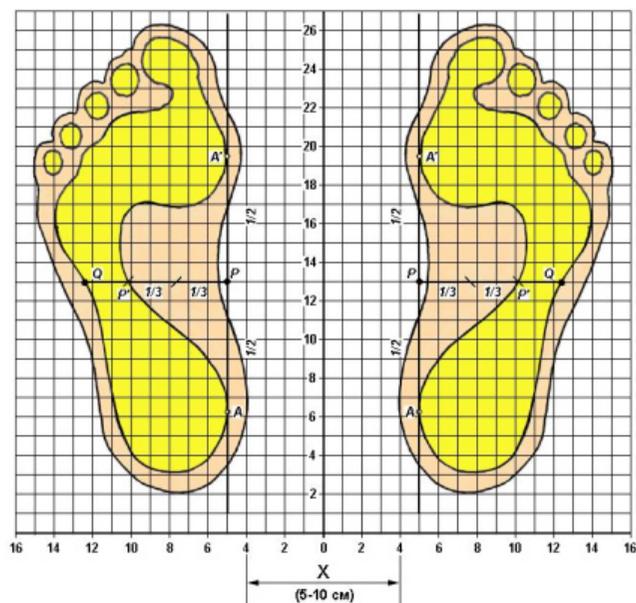


Рис. 6. Схема разделения стопы системой координат

Рассмотрим еще одну методику [6], согласно которой при исследовании стопы пациента должны устанавливаться параллельно на расстоянии ~ 5–10 см друг от друга (на ширине «клинической базы») и выставлены таким образом, чтобы точки А и А' лежали на одной прямой (рисунок 6).

На плантографическом изображении:

точки А и А' – наиболее выступающие точки внутреннего (медиального) края отпечатка пятки и плюсневого отдела стопы;

точка Р – середина расстояния AA';

линия PQ – перпендикуляр к линии AA';

точки Q и Р' соответствуют наружному и внутреннему краю зоны анемии опорной части среднего отдела стопы.

Оценка степени уплощения делается по расположению границ зоны анемии в среднем отделе стопы по отношению к третям перпендикуляра PQ.

Нормальное расположение зоны анемии в зависимости от возраста пациента:

- для детей до 3–4 лет – граница зоны анемии расположена в середине внутренней трети перпендикуляра PQ (физиологическое плоскостопие, если оно не сопровождается вальгусным отклонением пяточного отдела стопы более 7%);

- для детей 5–7 лет – граница зоны анемии расположена на границе внутренней и средней трети перпендикуляра PQ;

- для детей 8–18 лет – граница зоны анемии расположена в середине средней трети перпендикуляра PQ;

- для взрослых – граница зоны анемии расположена в середине средней трети перпендикуляра либо на границе средней и наружной трети перпендикуляра PQ.

Основным недостатком описанных методов является то, что при их использовании оценка производится лишь в статике без учета динамической составляющей. Для более точного анализа и выявления патологии стопы рекомендуется использование компьютерной подометрии в комплексе с другими методами, позволяющими проводить оценку динамических составляющих (системы Mediologic, PadPro, Parotec, Tactilus, Tekscan) (рисунок 7).

Сочетание опто- и электронно-механических систем позволяет с большой точностью выявить тип патологии стоп и на основании полученных данных осуществлять выбор дальнейшего курса коррекции дисфункции стопы.

### Вывод

Для оснащения региональных, в том числе, школьных подиатрических пунктов, обеспечивающих скрининг дисфункций стоп,

целесообразно использование цифровых опто-механических плантографов, способных при помощи специальных компьютерных программ быстро оценивать плоско-вальгусные и другие дисфункции стоп. При более сложных обследованиях опто-механические методики целесообразно комбинировать с обследованиями при помощи современных электронно-механических систем.

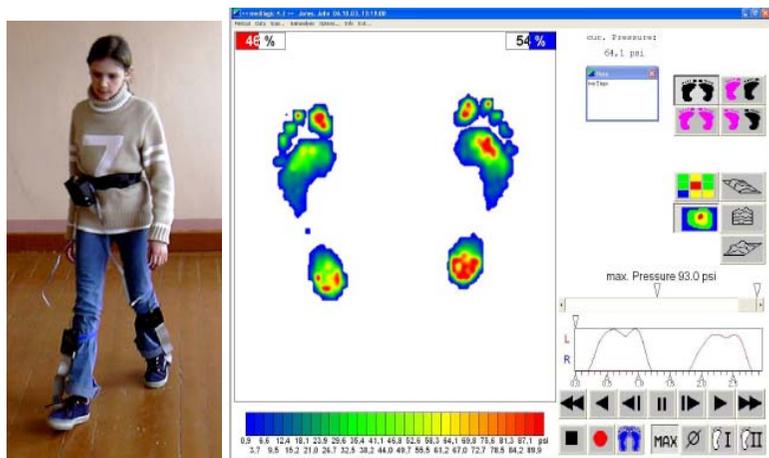


Рис. 7. Фотография примера проведения динамического анализа стопы полученная при помощи системы Mediologic

Работа выполнена при поддержке INTERREG IIIA / TACIS CBC проект NEB/PL/PDL/2.1/05/238.

#### Список литературы

1. Огурцова, Т. Метод обследования опорно-двигательного аппарата человека по отпечаткам стоп в динамике и синтез биомеханических стелек. Промоционная работа / Т. Огурцова. – Рижский технический университет, 2006. – 87с.
2. Современные технологии диагностики, лечения и реабилитации поврежденных и заболеваний опорно-двигательной системы, Материалы VII съезда травматологов-ортопедов Республики Беларусь, Минск, 2002
3. Аносов, В.С. Компьютерно-фотоплантографическая диагностика и контроль коррекции деформаций стопы у детей / В.С. Аносов. – Автореферат. Минск 2007.
4. <http://www.likar.org.ua/content/view/full/5180/318/lang,ru>
5. <http://www.stopa.info/plantoscope/03.shtml>
6. <http://www.stopa.info> Цифровая фотометрическая плантография (по С.В.Кузнецову).

Liapesha S., Ihnatouski M., Sviridenok A. **About a choice of a technique of interpretation of digital plantography.**

The information about a choice of a technique of interpretation of digital plantography are given.

М.И. Игнатовский<sup>1</sup>, В.В. Лашковский<sup>2</sup>

<sup>1</sup> ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения НАН Беларуси», г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>2</sup> УЗ «Городская клиническая больница скорой медицинской помощи г. Гродно», г. Гродно, Республика Беларусь

#### О БАРОМЕТРИИ ПОДОШВЕННОГО ДАВЛЕНИЯ СТОПЫ

При диагностике заболеваний стопы применяются как устройства расширяющие возможность визуального наблюдения: плантоскопы и сканеры, так и приборы непосредственного измерения: барометрические платформы и стельки. Визуальные методы позволяют получить количественные данные об анатомических особенностях преимущественно в статике.

Отличительной особенностью барометрических приборов является фиксация не пространственных координат, а силовых параметров статики или движения. Барометрическая система обычно состоит из платформы или двух стелек, на которых располагаются датчики давления. Стельки помещаются в обувь пациента и при помощи проводов подключаются к электронному модулю, в функции которого входит первичная обработка барометрической информации, её сохранение в запоминающих устройствах, либо передача на компьютер по проводам или радиоканалу (рисунок 1).

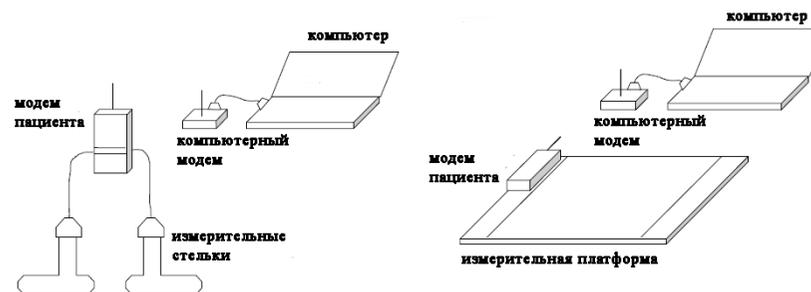


Рис. 1. Барометрические системы: стельки и платформа

К наиболее важным техническим характеристикам барометрических систем можно отнести:

- количество датчиков давления на одной стельке или на единице площади;
- диапазон измеряемого давления;
- чувствительность датчиков давления;
- скорость опроса датчиков давления барометрической системой;
- максимальную длительность сеанса записи данных.

Для современных барометрических систем первого десятилетия XXI века характерно резкое улучшение параметров по сравнению с моделями, предлагаемыми разработчиками в XX веке. Уже не приходится решать вопрос об интерпретации данных, полученных при условии, когда площадь чувствительных элементов датчиков значительно меньше площади самой стельки, и измерительная система фиксирует только часть нагрузки. Использование радиоканала предоставляет возможность записать процесс ходьбы на длинных дистанциях, позволяющих зафиксировать характерные особенности походки, присущие данному человеку.

В процессе измерения особенно важна хорошая фиксация обуви на ноге пациента, препятствующая сдвигу измерительной стельки в плоскости подошвы стопы. На результат измерения влияет рельеф внутренней поверхности подошвы обуви. Предпочтительно выбирать плоскую поверхность, во избежание искажения барометрической информации за счёт неравномерного рельефа или неравномерной плотности подошвы.

Барометрическая информация, обычно, представляется программой в графическом виде. На диаграммах контуром отображается правая и левая стопа пациента. Для двухмерной диаграммы локальные значения давления отображаются градиентной цветовой заливкой. Связь между значениями давления и цветом задаётся при помощи градуированной шкалы (рисунок 2). В случае использования трёхмерной диаграммы, значения давления передаются не только цветовой информацией, но и координатами точек по оси высот (рисунок 3,а). Барометрические диаграммы могут отображать суммарную, для всего процесса ходьбы, и ментальную информацию.

На рисунке 3,б представлены траектории перемещения центра давления для левой и правой ног, а на рисунке 4 – график зависимости суммарного давления левой и правой ног от времени ходьбы. Обе формы представления содержат информацию о процессе ходьбы, позволяя на одной диаграмме проследить зависимость параметра от времени.

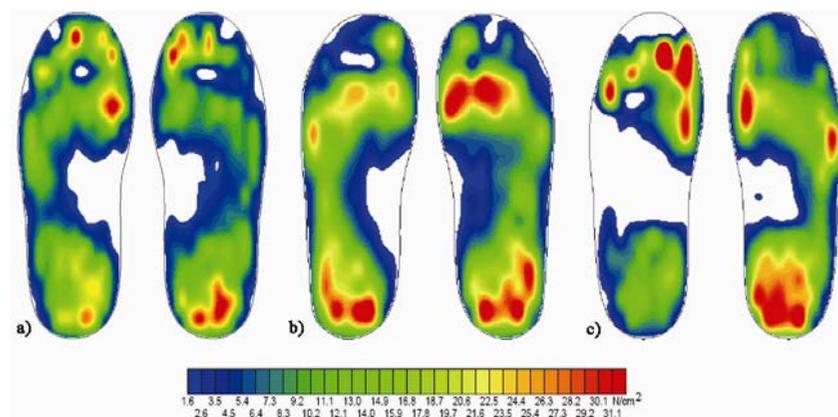


Рис. 2. Двухмерная барометрическая диаграмма (диапазон давлений от 1.6 до 32 Н/см<sup>2</sup>), диагнозы: а) норма для обеих стоп; б) врождённая косолапость слева (после оперативного лечения), плоско-вальгусная деформация правой стопы; в) полая деформация левой стопы с когтеобразной деформацией пальцев, правая стопа – при рентгеновском обследовании – норма

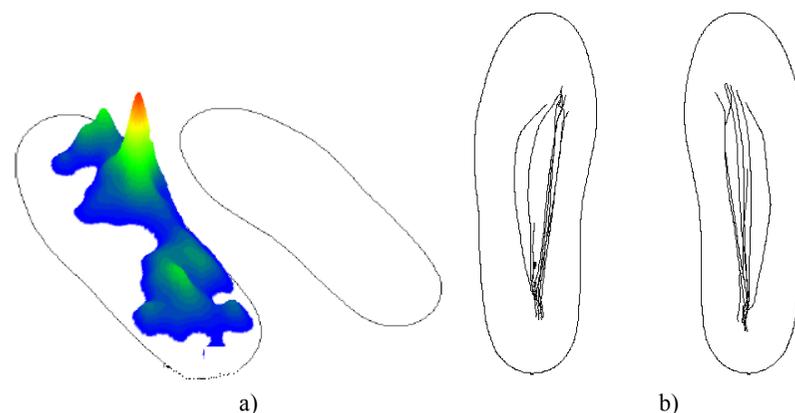


Рис. 3. Барометрия пациента с диагнозом – плоско-вальгусная деформация обеих стоп: а) двухмерная барометрическая диаграмма (диапазон давлений от 1.6 до 32 Н/см<sup>2</sup>); б) траектории перемещения центра давления для левой и правой ног

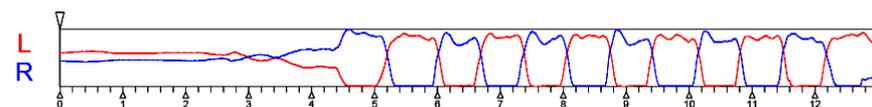


Рис. 4. График зависимости суммарного давления левой и правых стоп от времени ходьбы

На рисунке 2,b приведена барограмма пациента с диагнозом врождённая косолапость слева (после оперативного лечения), плоско-вальгусная деформация правой стопы. Хорошо выражена перегрузка области кубовидной кости и отсутствие нагрузки на все пальцы кроме первого левой стопы. Отличительной особенностью барограммы правой стопы, позволяющей констатировать плоско-вальгусную деформацию, является отображаемая синим цветом локализация подошвенного давления в зоне ладьевидной кости, а также неравномерность его распределения в областях пятки и плюсны, выражающаяся в значительных по размеру пятнах красного цвета.

Интересными объектами для исследований являются пациенты с дисфункцией только одной стопы. На рисунке 2,c приведена барограмма пациента с полой деформацией левой стопы в сочетании с когтеобразной деформацией пальцев, нормальной рентген-анатомией правой стопы. Для левой стопы на барограмме чётко видно образование двух несвязанных пятен давления в областях фаланг и плюсны, а также пятки. Область плюсны нагружена неравномерно, со значительным сдвигом градиента подошвенного давления к 1-му лучу стопы. Картина барограммы правой стопы тоже отлична от нормы. Области кубовидной кости и основания 5-й плюсневой кости задействованы сильнее обычного. Данный случай показывает, что барометрия, отражая дисфункцию опорно-двигательного аппарата, даёт неполные данные о его анатомии. Вследствие этого, необходимо комбинировать методы барометрии с плантрографией, клиническим осмотром и рентгенологическим обследованием.

На рисунке 3,a приведена трёхмерная барометрическая диаграмма пациента с диагнозом – плоско-вальгусная деформация обеих стоп. Отображён момент, когда пациент опирается только на левую стопу. Произошёл прогиб стопы, при котором основная опора переместилась на область ладьевидной кости. На рисунке 3,b представлены траектории перемещения центра давления для левой и правой стоп данного пациента. Необходимо обратить внимание на широкий разброс координат точек траекторий в плоскости поверхности стопы. Прямые участки траектории (рисунок 3,b) на левой стопе коррелируют с показаниями барограммы (рисунок 3,a) в момент прогиба стопы в области ладьевидной кости.

Приведённый качественный анализ барометрической информации позволяет ставить диагноз пациентам с определённой степенью приближения и с учётом поправок на характерные особенности, наблюдаемые врачом или биомехаником при проведении других видов исследований и осмотров.

Работа выполнена при поддержке INTERREG IIIA / TACIS CBC проект NEB/PL/PDL/2.1/05/238.

Ihnatouski M., Lashkouski V. **About barometry of sole pressure.**

The main concept of sole pressure barometry are given. The resulted qualitative analysis of the barometric information allows to diagnose patients with the certain degree of approximation with the amendments on the prominent features observable by the doctor or the biomechanics at carrying out of other kinds of measurements and survey.

**М.И.Игнатовский<sup>1</sup>, В.В.Лашковский<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения НАН Беларуси», г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>2</sup> УЗ «Городская клиническая больница скорой медицинской помощи г. Гродно», г. Гродно, Республика Беларусь

### **БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ДЕТЕЙ ГРОДНЕНЩИНЫ: БАРОМЕТРИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ ПОХОДКИ**

В рамках выполнения ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения Национальной академии наук Беларуси» совместно со специалистами УЗ «Городская клиническая больница скорой медицинской помощи г. Гродно» работы по проекту INTERREG / TACIS «Биомеханическое исследование и разработка методов улучшения опорно-двигательного аппарата детей Подлясья и Гродненщины» проведены барометрические измерения походки группы пациентов в возрасте от 8 до 15 лет. Анализ измеренных данных выполнялся в рамках методики, приведенной в работе [1].

Объединение элементов набора по 7-ми конфигурациям выполнено на принципе наличия общей границы и соответствует анатомическим участкам на подошве стопы:

1. фаланги пальцев;
2. кости плюсны, внешняя сторона;
3. кости плюсны, внутренняя сторона;
4. кубовидная кость;
5. ладьевидная кость (свод стопы);
6. пяточная кость, внешняя сторона;
7. пяточная кость, внутренняя сторона.

Для определения фазовых последовательностей принято разбиение цикла шага на две фазы одиночной опоры и две полуфазы двойной

опоры. Значения давления для периода двойной опоры приведены как среднее арифметическое значений измеренных в течение двух полуфаз.

Результаты статистического анализа измерений приведены на рисунке 1.

Сравнение значений отношений давления зон подошвы стопы к интегральному давлению всей подошвы при диагнозах здоров, плоско-вальгусная деформация, полая деформация показало:

- совпадение изменения уровней всех зон обоих стоп в течение фазы одиночной опоры, кроме области внутренней стороны костей плюсны,

- совпадение изменения уровней всех зон обоих стоп в течение фазы двойной опоры, кроме области внешней стороны костей плюсны.

Хорошей способностью к диагностированию полой деформации стопы обладают 2, 3, 5, 6 и 7 зоны при выделении значений в течение фазы одиночной опоры.

Для плоско-вальгусной деформации максимальную информативность имеют 4 и 6 зоны, как для фазы одиночной опоры, так и фазы двойной опоры.

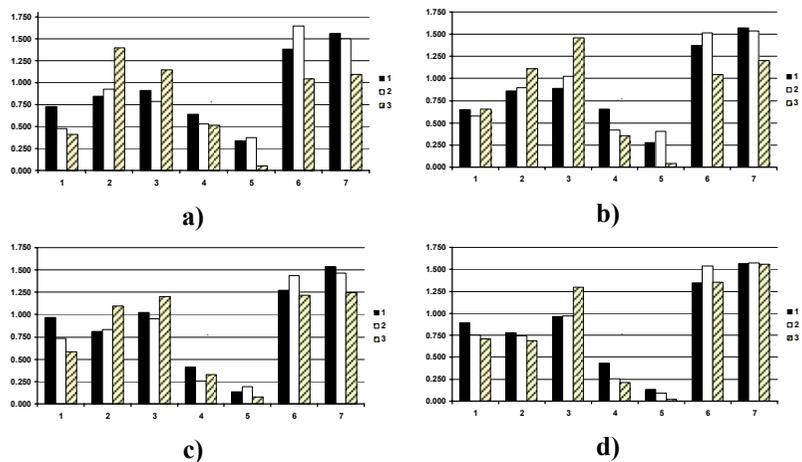


Рис. 1. Значения отношения давления зон подошвы стопы к интегральному давлению всей подошвы при диагнозах плоско-вальгусная деформация (1), здоров (2), полая деформация (3): а) левая стопа фаза одиночной опоры; б) правая стопа фаза одиночной опоры; в) левая стопа полуфаза двойной опоры; д) правая стопа полуфаза двойной опоры

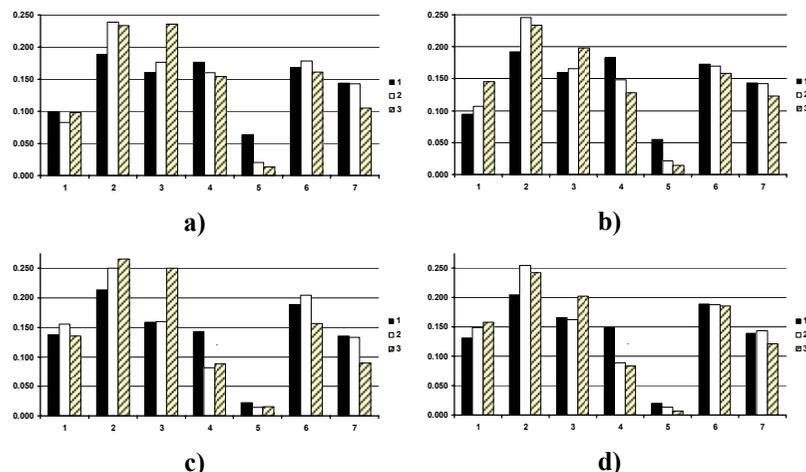


Рис. 2. Значения контактной площади зон подошвы стопы нормализованной к контактной площади всей подошвы при диагнозах плоско-вальгусная деформация (1), здоров (2), полая деформация (3): а) левая стопа фаза одиночной опоры; б) правая стопа фаза одиночной опоры; в) левая стопа полуфаза двойной опоры; д) правая стопа полуфаза двойной опоры

Анализ значений контактной площади зон подошвы стопы, нормализованной к контактной площади всей подошвы, при диагнозах: здоров, плоско-вальгусная деформация, полая деформация показал, что хорошей способностью к диагностированию плоско-вальгусной стопы обладают 2 и 6 зоны.

Работа выполнена при поддержке INTERREG IIIA / TACIS CBC проект NEB/PL/PDL/2.1/05/238.

#### Список литературы

1. Игнатовский, М.И. О Методике анализа последовательностей барометрических данных для описания походки человека / М.И. Игнатовский, А.И. Свириденко, Б. Крупич // Материалы. Технологии. Инструменты. –2007. – Т.12, №2. – С.101 – 103.

Ihnatouski M., Lashkovski V. **Biomechanical researches of children from Grodno area: the barometric measurement of the gait.**

The biomechanical research of the group of children from Grodno area had been made. The barometric measurement of the gait of group had been made.

**РАБОТА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОЦЕНКИ УГЛОВЫХ  
ПЕРЕМЕЩЕНИЙ ОБУВИ**

Любое исследование биомеханики ходьбы человека требует соответствующего метрологического обеспечения. Изучение динамики изгиба обуви представляет интерес как с точки зрения работы самих деталей, так и в качестве основы для разработки группы приборов, имитирующих условия изгиба обуви или ее компонентов, близкие к реальным.

В своем большинстве существующие методы исследования изгиба обуви относятся либо к оптическим, либо к электрическим. И те, и другие имеют свои достоинства и недостатки. Оптические отличаются простотой, но довольно трудоемки, требуют синхронизации работы регистрирующей установки и перемещаемого объекта (обуви); возникают проблемы с масштабированием и расшифровкой полученной информации. Электрические (гониометры) в основном построены на использовании потенциометров, изменяющих величины выходного электрического сигнала в зависимости от угла изгиба обуви. Они довольно громоздки в конструктивном исполнении, затрудняют передвижение испытуемых в обуви и, тем самым, искажают действительную картину изгиба.

Перспективными являются малогабаритные гониометры с использованием тензометрических датчиков. Но известное устройство [1] для определения угловых перемещений имеет серьезный недостаток, заключающийся в необходимости его постоянной перетарировке при изменении установочной базы на урезе обуви. Поэтому при разработке новых устройств, использующих тот же принцип, но лишенных этого недостатка, необходимо более детально рассмотреть условия перемещения его конструктивных элементов при изгибе подошвы.

Предлагаемое устройство (рисунок 1) содержит шарнирно-соединенные: поворотное звено с тензометром AC и рычаг BC, на концах которых расположены два узла фиксации A и B. Узел B с рычагом BC соединены шарниром. Узел A предусматривает жесткое крепление звена AC.

Теоретическое определение координат точки, перемещение которой определяет деформацию тензометра, базировалось на следующих положениях:

при изгибе подошвы траектория точки B описывается параболической кривой, согласно уравнению:

$$x_b^2 = 2py_b \quad (1)$$

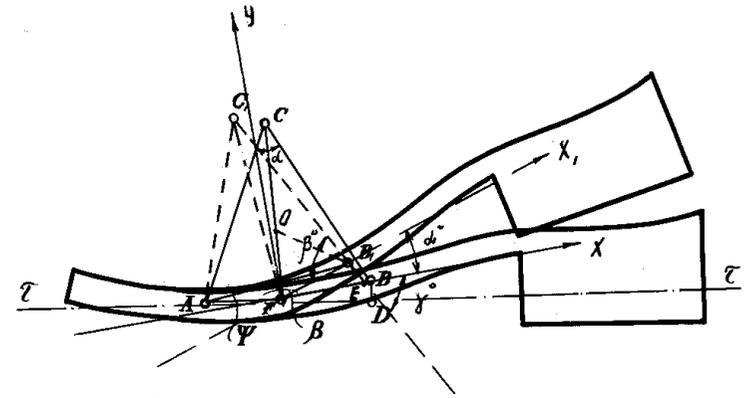


Рис. 1. Схема работы устройства

Обозначим  $OF = a = p/2$ . Тогда уравнение примет вид:

$$x_b^2 = 4ay_b \quad (2)$$

Продолжив прямую  $C_1B_1$ , получаем точку E и угол  $\gamma$ , который равен:

$$\gamma = 180 - \{(180 - \beta) + \alpha\} = \beta - \alpha, \quad (3)$$

где  $\alpha$  – угол подъема подошвы.

Для каждого текущего значения угла подъема подошвы координаты точки B определяем по уравнению параболы. Для этих же положений, определяются координаты точки C по следующим формулам:

$$x_c = \frac{CE}{\sin \gamma} = \frac{BC + BE}{\sin \gamma} = \frac{BC + \frac{y_b}{\sin \gamma}}{\sin \gamma} = \frac{BC}{\sin \gamma} + \frac{y_b}{\sin^2 \gamma} \quad (4)$$

$$y_c = CE \sin \gamma = (BC + BE) \sin \gamma = y_b + BC \sin \gamma \quad (5)$$

Задаваясь конкретными значениями рабочих элементов конструкции, можно найти траекторию точки C и, в конечном итоге, определить форму сигнала на выходе регистрирующего устройства.

*Список литературы*

1. Ковалёв, А. Л. Динамика изгиба деталей низа обуви при ходьбе / А.Л. Ковалёв, В.А. Фукин, В.Е. Горбачик // Известия вузов. Технология легкой промышленности – 1984. – №1. – С. 67–70.

Kovalev A., Gorbachik V. **Work of the device for the estimation of angular movings of footwear.**

In the message questions the researches of angular movings of a bottom of footwear connected with feature are considered at walking.

**В.Е. Горбачик, А.И. Линник, С.В. Смелкова,  
А.Л. Ковалёв, Ю.В. Милюшкова**

УО «Витебский государственный технологический университет»,  
г. Витебск, Республика Беларусь

### **ИССЛЕДОВАНИЕ СОСТОЯНИЯ СТОП И ГОЛЕНЕЙ ЖЕНЩИН РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ**

Одной из сторон качества обуви является ее удобство в использовании, определяемое правильным соотношением антропометрических параметров стопы и внутренней формы обуви. С целью максимального удовлетворения потребности населения Республики Беларусь опорной обувью, кафедрой конструирования и технологи изделий из кожи Витебского государственного технологического университета по заданию концерна «Беллепром» были проведены антропометрические исследования ног женщин и девушек Белоруссии в возрасте от 15 до 75 лет. Программа обмеров включала измерение 24 размерных признаков стопы и голени.

Сравнение результатов обмеров девушек и женщин по возрастам показало, что основные размеры стоп в возрасте 15–39 лет отличаются не значительно и их, в принципе, можно было бы объединить в одну группу при построении размерной типологии. Однако, в последние годы во многих публикациях высказывается мнение о необходимости выделения молодежной моды в самостоятельную, учитывая специфические потребительские предпочтения этой группы населения.

Учитывая это, нами предложено при разработке ассортимента женской обуви выделять следующие возрастные группы: молодежную – 15–20 лет, I-ю взрослую – 21–39 лет и II-ю взрослую – 40 и старше. Для пожилых разрабатывают специальную обувь по СТБ 93–1–93.

Результаты исследований представлены в таблице 1.

Анализ приведенных результатов показывает, что большинство размерных признаков стопы и голени с возрастом существенно изменяется.

*Статистические параметры размерных признаков стоп и голени девушек и женщин различных возрастных групп*

Размерные признаки	Обозначение	Параметры					
		15 – 20 лет		21 – 39 лет		Старше 40 лет	
		М, мм	σ, мм	М, мм	σ, мм	М, мм	σ, мм
1	2	3	4	5	6	7	8
Длина:							
стопы	Д <sub>ст</sub>	242,7	11,4	243,4	11,2	244,2	11,0
до наружного пучка	Д <sub>н.п.</sub>	155,5	8,7	155,3	9,1	155,4	9,5
до внутреннего пучка	Д <sub>в.п.</sub>	175,3	9,4	175,1	9,4	175,2	9,4
до центра пятки	Д <sub>п</sub>	39,7	4,3	41,2	4,7	42,6	5,0
до наружной лодыжки	Д <sub>н.л.</sub>	45,7	6,6	47,2	7,2	48,5	6,8
до внутренней лодыжки	Д <sub>в.л.</sub>	55,1	7,4	56,2	7,2	57,2	6,5
Ширина стопы:							
по наружному пучку	Ш <sub>н.п.</sub>	89,2	5,3	91,8	5,5	94,0	5,7
по внутреннему пучку	Ш <sub>в.п.</sub>	91,3	5,1	94,1	5,3	96,7	5,5
в самом широком месте пятки	Ш <sub>п</sub>	59,7	4,6	62,7	5,2	66,0	5,1
Обхват стопы:							
по наружному пучку	О <sub>н.п.</sub>	224,0	12,0	225,9	11,8	230,6	14,2
по внутреннему пучку	О <sub>в.п.</sub>	221,3	12,2	222,3	12,1	228,9	13,2
через пучки	О <sub>пуч</sub>	229,4	12,6	234,7	13,0	241,1	14,1
через пятку – сгиб	О <sub>к</sub>	305,3	15,4	308,7	16,2	317,5	17,7
Высота стопы до:							
центра наружной лодыжки	h <sub>н.л.</sub>	68,1	5,3	66,9	6,1	66,9	6,4
центра внутренней лодыжки	h <sub>в.л.</sub>	79,1	5,4	76,8	6,2	76,9	6,4
Обхват голени:							
в наиболее узком месте	О <sub>уз</sub>	221,8	15,7	221,3	15,8	230,2	17,6



*Угол отклонения большого пальца по возрастным группам*

Величина угла $\alpha$ отклонения большого пальца	Количество случаев, %		
	15 – 20 лет	21 – 39 лет	Старше 40 лет
0°	2	2	1
1–5°	21	20	14
6–10°	41	35	32
11–15°	27	27	26
более 16°	9	16	27

Результаты исследования могут быть использованы при разработке размерной типологии стоп и проектировании колодок, учитываться при создании методик конструирования обуви.

Gorbachik V., Linnik A., Smelkova S., Kovalev A., Miljushkova Y.  
**RESEARCH OF THE CONDITION OF FEET AND SHINS OF WOMEN OF BYELORUSSIA.**

In the message the results of anthropometrical researches of feet and shins of Byelorussian women of the spent designing and technologists of products from a skin of Vitebsk state technological university on the instructions of concern "Bellegprom" are considered. Comparison of statistical parameters of the basic dimensional signs of feet and shins of women of Belarus on various age groups is resulted. Features of a structure of feet and shins of women of various age groups are revealed. The condition from the direction of sole foot surfaces is studied.

**КОНСЕРВАТИВНЫЕ МЕТОДЫ КОРРЕКЦИИ И РЕАБИЛИТАЦИИ**

**D.V. Skvortsov**

MBN Company, Moscow, Russia

**DIAGNOSTICS FEET AND MUSCULAR-SKELETON SYSTEM PATHOLOGY AND IT'S REHABILITATION BY NEW TEKSCAN TECHNOLOGY**

TekScan systems for diagnostic investigation pressure under feet is well known on the medical and research market. The main point of the TekScan is a unique sensor technology which makes it possible to do them thinner than 0.1 mm with high frequency, resolution and accuracy. These systems are responsible to measure patient/surface interface pressure with minimal

interference. Extremely thin, flexible sensors accommodate most contours of feet in-shoe and provide highly accurate local pressure readings. Generally, there are two types of systems for foot pressure investigations: map and in-shoe.

Map systems (like MatScan, F-Mat or High Resolution Mat) are used to make investigations one or both feet pressure mapping at standing position and registration foot rocker characteristics at stance phase. Additional opportunity from map systems is registering at patient's standing position where Center of Pressure (COP) located relatively feet placement and its movement. The Stance Phase also could be analyzed by additional Stance Timing Analysis Module (STAM).

The in-shoe systems (like F-Scan and F-Scan mobile) make it possible to investigate pressure under each foot while patients walk or stand. Except registration a number of whole walking cycles it is available additional analysis of phases of walking cycle by Timing Analysis Module (TAM). It is workable also to see a partial COP movement and trajectory for each foot. An additional package makes available calculation of the Center of Mass (COM) movements.

From the 2008 year company suggests a new technology which realized as well as hardware, as methodic reflected at additional software package.

The hardware is coming to new generation which is named – VersaTek. VersaTek means versatile technology. The VersaTek hardware provides USB connectivity, common hardware for many Medical systems, greater connection reliability, and is capable of higher scan speeds. Faster scan rates assure that these dynamic events will be captured with the best possible fidelity. With VersaTek electronics, tethered F-Scan will scan at up to 850 Hz, enabling short time duration events to be captured. VersaTek hardware uses a USB connection. It makes VersaTek much friendlier for connection with any type of PCs to a laptop or desktop computer. In the past, different Medical systems used specific types of electronics to connect to the sensor. Now with VersaTek technology most medical systems will employ the same electronics. This makes it more convenient for those who want to switch between in-shoe, floor mat, or any other systems. The new edge connector is an inter-connection method between the sensor and the VersaTek Cuff. Edge connection provides a more reliable connection and gives you the flexibility of adding any Edge connects sensor to your existing system.

In addition to the new hardware, the company has suggested proven modern methods of diagnostics and rehabilitation.

One of these is Sway Analysis Module (SAM). In the past a physician using a mat system could analyze COP position and movement just visually. Now SAM allows a doctor to observe how the sensory feedback systems function and understand how the body achieves and maintains balance. Assess

and document the amount of sway and weight bearing distribution pattern a patient has before treatment and subsequently examine sway again post-treatment. Researchers conduct sway analysis studies to investigate the conditions that affect sway, posture, and balance.

The next technology is rehabilitation. There is Posture Trainer (PT). This is biofeedback software package which is working directly to the MatScan system. This package is utilizing COP movements and position to management of specific rehabilitation games. A patient during a game has to be some kind of joystick manipulator. A physician could set individual parameters for rehabilitation of particular patient. The next step is election specific type of rehabilitation game. Except general tools each game has its own tools tuning. All of these options could be changed by physician at online regimen during training (out from a patient mind control). For specific task of rehabilitation this package has a few games with one degree of freedom. A physician could use not only games developed specifically for PT, but also from independent suppliers (like a flying simulator or snowboard etc). All results of patient's work at PT game are saved at database. After finishing rehabilitation trial is possible to get a result at the specific report.

Therefore these new hardware and methodic technology opened innovative opportunities to diagnose and rehabilitation.

**Скворцов Д.В. Диагностика патологии стоп и опорно-двигательной системы и реабилитация по tekscan технологии.**

В исследовании показана возможность применения новой методики TEKSCAN для диагностики и реабилитации патологии стопы.

**Р.В. Андрухова, В.В. Пивоваров, Ю.И. Недилько**

Украинский научно-исследовательский институт протезирования,  
протезостроения и восстановления трудоспособности,  
г. Харьков, Украина

### **ОСНОВНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ РЕАБИЛИТАЦИИ ФУНКЦИИ ДИАБЕТИЧЕСКОЙ СТОПЫ**

Сахарный диабет без преувеличения считают эпидемией XXI столетия. В Украине только за последние 10 лет распространенность сахарного диабета увеличилась почти в 1,5 раза. Диабетическая стопа является одной из самых частых причин инвалидизации и смертности больных сахарным диабетом. Синдром диабетической стопы (СДС) встречается у 60–80 % больных сахарным диабетом и более чем у

половины из них (53–71 %) может стать причиной развития гангрены конечности и ампутации.

Мультифакторный генез синдрома диабетической стопы и большое количество сопутствующей патологии и различных осложнений значительно ограничивают возможности реабилитации данного контингента больных.

Под нашим наблюдением находилось 115 больных с СДС. Возраст больных колебался от 30 до 82 лет. По форме поражения стопы больные разделились следующим образом: нейропатическая стопа была у 70 больных (60,9 %) больных, ишемическая – у 14 больных (12,2 %) и смешанная (нейроишемическая) – у 31 (26,9 %) пациентов.

В зависимости от формы поражения преобладали те или другие патологические состояния стопы. При нейропатической стопе чаще встречались сухость кожи (92,2 %), ороговелости (81,7 %), натоптыши (26,1 %), язвы (52,2 %), различные деформации стопы: молоткообразные (44,7 %), когтеобразные пальцы (28,7 %), выстояния головок плюсневых костей (36,5 %), плоскостопие (33,9 %), варусная (12,2 %), вальгусная деформация стопы (8,7 %) и другие). При ишемической форме СДС чаще были некрозы пальцев (38,9 %), некрозы мягких тканей стопы (17,8 %), трофические язвы (56,7 %), гангрена стопы (11,2 %), ампутационные дефекты пальцев (14,6 %), переднего отдела стопы (8,9 %). Причем у одного больного встречались одновременно по несколько патологических состояний стопы, деформаций и ампутационных дефектов, что значительно осложняло ходьбу данного человека.

Самой сложной, в плане анатомических взаимоотношений и изменений биомеханических параметров статики и ходьбы, является стопа Шарко (диабетическая нейроостеоартропатия), которая выявлена нами у 6,1 % обследованных больных.

Причиной, приводящей к стопе Шарко, является нейропатия, при которой отмечается потеря всех видов чувствительности (сенсорной, моторной, проприоцептивной, болевой, тактильной), нарастает мышечная атрофия, слабость связочного аппарата, дегенеративные изменения в суставах, остеопороз, остеолитический, спонтанные переломы и вывихи, что в конечном итоге приводит к деструкции архитектуры стопы, опущению свода стопы (стопа «пресс-папье»).

При СДС – стопа как орган, который обеспечивает баланс и движение тела человека, работает в измененных условиях. Основная задача биомеханики при этом – более раннее выявление патологических изменений с целью профилактики их прогрессирования.

При СДС нарушаются две основные функции стопы, это: стопы, как мобильного адаптера, когда стопа, опускаясь на любую поверхность,

поддерживает равновесие тела и действует как поглотитель удара; и стопы как жесткого рычага, который сначала стабилизирует и поднимает вес тела, а затем продвигает его вперед. В связи с этим большое значение при СДС уделялось ортопедическому обеспечению больных, которое направлено на перераспределение давления под стопой, коррекцию деформации, полную или частичную разгрузку пораженных участков стопы.

В зависимости от степени биомеханических нарушений, для их коррекции, назначались ортопедические изделия: стельки или ортезы. При омозоленостях, гиперкератозах, различных деформациях пальцев, плоскостопии, варусной, вальгусной установке стопы – назначались ортопедические стельки. При глубоких и обширных язвенных поражениях назначали разгружающие ортезы, при стопе Шарко – тотально-контактные ортезы.

Проводился также комплекс реабилитационных мероприятий, направленный на нормализацию метаболических нарушений в организме, коррекцию уровня глюкозы крови, симптоматическое лечение.

Больных тщательно обследовали до и после ортезирования: проводили клиническое и рентгенологическое обследование, изучали пороговую чувствительность к давлению под стопой, проводили плантографию, базометрию, подографию, обследовали больных на программно-аппаратном комплексе «ДиаСлед».

Результаты обследования показали значительное улучшение биомеханических показателей статики и ходьбы после проведенного ортопедического обеспечения: увеличилась нагрузка пораженной конечности, о чем свидетельствует увеличение коэффициента опорности с 0,84 до 0,9, улучшился коэффициент ритмичности по опорному периоду с 0,92 до 0,96 и по переносному периоду с 0,88 до 0,94 и другие показатели.

**Andruhova R., Pivovarov V., Nedilko Y. The basic techniques of rehabilitation of the diabetic foot function.**

On a basis of inspection of 115 patients with the diabetic foot syndrome the foot biomechanics has been investigated at different pathological conditions. Appreciable improvement of biomechanical characteristics after orthopedic management of patients with the diabetic foot syndrome has been obtained.

**В.Г. Крючок, В.В. Тишков, О.М. Костюкович**

УО «Белорусский государственный медицинский университет»,  
г. Минск, Республика Беларусь  
Белорусский протезно-ортопедический восстановительный центр,  
г. Минск, Республика Беларусь

**ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ РЕАБИЛИТАЦИИ  
ИНВАЛИДОВ, ПЕРЕНЕСШИХ АМПУТАЦИИ НИЖНИХ  
КОНЕЧНОСТЕЙ**

После протезирования нижних конечностей у пациентов часто возникает болевой синдром в поясничном отделе позвоночника, который развивается на фоне перекоса таза и искривления позвоночника.

При анализе причин, приводящих к развитию болевого синдрома в пояснично-крестцовом отделе позвоночника, было установлено, что одной из основных причин является нарушение схемы построения протеза.

Цель работы: разработать критерии оценки схемы построения протеза для повышения эффективности восстановительного лечения и протезирования после ампутации нижних конечностей

При анализе восстановительного лечения 912 пациентов, перенесших ампутации нижних конечностей, находившихся на стационарном лечении в Белорусском протезно-ортопедическом восстановительном центре, у 629 (69%) наблюдали развитие болевого синдрома в пояснично-крестцовом отделе позвоночника, возникшего вследствие компенсаторного искривления после ампутации нижних конечностей. Нами было обследовано 36 пациентов с болевым синдромом. Оценку результатов протезирования осуществляли в статике и динамике.

В статическом положении оценивали внешние характеристики изготовленного протеза, его соответствие анатомо-функциональным особенностям усечённой конечности.

Для проведения статической оценки схемы протеза использовали методику раздельнопольного (четырёхпольного) взвешивания, для чего применяли стандартные механические весы. Использование данного метода позволило получить представление о распределении давления под стопами в носочных и пяточных областях искусственной и сохранной стоп.

В динамике основное внимание уделяли оценке характера ходьбы, выработке правильного навыка управления протезом, выявлению и исправлению ошибок протезирования. Оценку характера ходьбы во взаимосвязи со схемой протеза проводили путём исследования динамики

топографии давления по плантарной поверхности стоп, миграции центра давления в опорном контуре стопы, фазо-временных отношениях опоры-переноса в шаге, а также зональных фазовременных и силовых отношений в перекате через стопу при помощи комплекса «ДиаСлед-Скан».

В процессе исследований были выявлены различные виды нарушений схемы построения протеза после ампутации голени и после ампутации бедра. Для улучшения процесса ходьбы производили коррекцию схемы построения протеза, а также, по возможности, устраняли причины, зависящие от пациента (контрактуры суставов, порочные культы и т.д.). После проведенной коррекции вновь проводили исследования в статике и динамике и оценивали полученный от коррекции эффект.

Таким образом, проведенные исследования показали, что наличие контрактур суставов, порочных культей, атрофии мышц и другие причины способствуют нарушению схемы построения протеза, что приводит к перекосу таза и развитию болевого синдрома в поясничном отделе позвоночника. Применение методики использования комплекса «ДиаСлед-Скан» позволяет достоверно оценить опороспособность протезированной конечности и произвести целенаправленную коррекцию схемы построения протеза.

Kryuchok V., Tishkov V., Kostiukovich O. **Increasing rehabilitation efficiency of the disabled after lower extremities amputation.**

It was ascertained during the analysis of reasons causing the development of pain syndrome in the lumbosacral part of the vertebral column that the main reason was the disruption of the construction design of the artificial limb.

Objective: To develop criteria for the evaluation of the construction design of the artificial limb to increase the effectiveness of the medical rehabilitation and prosthesis after amputation of lower extremities.

The study shows that the presence of joint contractures of the defective stumps, muscles atrophy and other reasons promote the disturbance in the construction design of the artificial limb resulting in pelvic defect and development of the pain syndrome in the lumbar part of the vertebral column. The use of \*DiaSled-Scan\* technique complex allows to estimate reliably supporting ability of the prosthetic extremity and to carry out purposeful correction of the construction design of the artificial limb.

Э.А. Аскерко, В.П. Дейкало, К.Б. Боллошко, А.Н. Толстик

УО «Витебский государственный медицинский университет»,  
г. Витебск, Республика Беларусь

## РЕАБИЛИТАЦИЯ БОЛЬНЫХ ПРИ ЗАСТАРЕЛЫХ ПЕРЕЛОМАХ ЛОДЫЖЕК

Среди причин, приводящих к нарушению движений стопы, следует выделить переломы лодыжек. При этих видах повреждений нарушаются биомеханические условия функционирования голеностопного сустава. Неустраненное смещение костных отломков, невправленные подвывихи приводят к образованию стойких препятствий для восстановления сгибания и разгибания стопы. При этом потеря движений в дистальном отделе нижней конечности отрицательно отражается на работоспособности пациентов многих профессий, а в ряде случаев приводит к полной утрате возможности выполнения профессиональных обязанностей. В специальной литературе очень мало и поверхностно освещены вопросы лечения больных с застарелыми переломами лодыжек, что создает трудности для практических врачей в плане выбора тактики лечения, объема хирургического вмешательства, целесообразности консервативной терапии перед операцией.

Клиника травматологии и ортопедии УО «Витебский государственный медицинский университет» располагает данными обследования и оперативного лечения 172 пациентов с контрактурой голеностопного сустава по причине застарелых переломов лодыжек в возрасте от 23 до 60 лет. Среди больных преобладали мужчины – 106 (61,63%), женщин было 66 (38,37%). Давность травмы 1–3 мес. Предоперационное обследование включало данные анамнеза, оценку клинического статуса, определение объема движений в голеностопном суставе, рентгенографическое исследование в 2-х проекциях с рентгенометрическим анализом. При оценке характера повреждения костей дистального отдела голени пользовались классификацией АО. В зависимости от причин образования контрактуры голеностопного сустава все больные были разделены на три группы. 1-я группа включала 73 (42,44%) больных с застарелыми переломами лодыжек, во 2-ю группу вошло 64 (37,21%) больных с неправильно сросшимися переломами лодыжек. В 3-ю группу вошло 35 (20,35%) больных с неправильно сросшимися переломами лодыжек и заднего края большеберцовой кости.

На основании клинических, рентгенологических и рентгенометрических данных осуществляли предоперационное планирование. Во всех случаях оперативное вмешательство выполняли

на обескровленном операционном поле под проводниковой анестезией. Объем хирургического пособия зависел от вида повреждения.

Оценку результатов лечения больных производили через 3–12 мес. и более после завершения полного курса реабилитационных мероприятий. При этом учитывали клинические и рентгенологические данные. Степень функциональной пригодности конечности оценивали в баллах от 1, соответствующего максимальной непригодности, до 5, соответствующих функции здорового сустава.

Многокомпонентный анализ исходов лечения больных с контрактурой стопы при застарелых повреждениях лодыжек и их последствиях позволил с биомеханических позиций обосновать возможности восстановления функции и выделить соответствующие типы повреждений, при которых формируется сгибательно-разгибательная контрактура.

Хирургическая тактика лечения I группы больных была основана на биомеханических позициях необходимости анатомической целостности костного скелета голеностопного сустава. Объем операции у пациентов этой группы заключался в открытой репозиции отломков, устранении всех видов смещений и стабильной фиксации.

Во II группе пациентов весьма сложно обеспечить точную репозицию костных фрагментов, восстановить конгруэнтность суставной поверхности и стабильно фиксировать отломки. Вероятность восстановления движений стопы к исходу 3–5 мес. после операции при такой тактике низка, т.к. требуется длительная иммобилизация после операции. Наша хирургическая тактика лечения этих больных заключалась в открытой репозиции с фиксацией конструкциями в зависимости от уровня повреждения и линии излома. Для обеспечения стабильного положения стопы проводили трансартикулярную ее фиксацию 2–3 спицами Илизарова в течение 3 нед. В отдаленном послеоперационном периоде проводили функциональное лечение на фоне традиционных физиотерапевтических процедур. При этом обязательным условием явилось ношение стелек супинаторов.

В III группе больных нарушение функции стопы было обусловлено полной децентрацией блока таранной кости вследствие смещения лодыжек и заднего края. Лечение больных этой группы было основано на биомеханической концепции восстановления длины голени и необходимостью центрации сустава. Объем хирургического пособия у больных этой группы заключался в выполнении distraction в аппарате Илизарова с восстановлением правильной ориентации суставных поверхностей. В отдельных случаях прибегали к артрорезирующим операциям.

У больных с контрактурой голеностопного сустава, обусловленной смещением или неправильным сращением лодыжек, сгибательно-разгибательные движения и функция сустава могут быть значительно улучшены после восстановления правильной пространственной ориентации суставной поверхности дистального отдела голени и обеспечения центрации голеностопного сустава. При тяжелых деформациях и невозможности создания адекватных условий функционирования показан артрорез сустава.

Askerko E., Dejkalo V., Boloboshko K., Tolstik A. **The rehabilitation of patients with old malleolar fractures.**

The purpose of our study was to examine patients with old malleolar fractures.

172 patients with such kind of trauma were examined. Patients were divided into three groups depending on the character of the damage. The analysis of long-term results is presented.

**А.А.Дьяченко**

УО «Национальный университет физического воспитания и спорта»,  
г. Киев, Украина

### **ОСОБЕННОСТИ ОПОРНО-РЕССОРНЫХ СВОЙСТВ СТОПЫ СЛАБОВИДЯЩИХ ДЕТЕЙ МЛАДШЕГО ШКОЛЬНОГО ВОЗРАСТА**

#### **Постановка проблемы**

Стопа является важнейшим структурным элементом опорно-двигательного аппарата человека, обеспечивающим его статолокомоторную функцию, и представляет целостный морфофункциональный объект, от которого в свою очередь зависит двигательная функция человека [2]. Рессорная, балансирующая и толчковая функции стопы во многом определяются ее сводчатым строением, обеспечивающим ее функциональность. Известно, что снижение этих сводов, ослабление связок, мышц и сухожилий приводит к невыполнению основных функций стопы и, как следствие, развитию многочисленной патологии. В современных социально-экономических условиях, по данным ряда авторов [1–4], все чаще проявляются отрицательные изменения в нарушении осанки и сводов стопы у детей младшего школьного возраста. Данной проблеме, к сожалению, не уделяется должного внимания в адаптивном физическом воспитании. Проблема профилактики отклонений и коррекции имеющихся дефектов

в состоянии ОДА у слабовидящих детей 7–10 лет средствами адаптивной физической культуры представлены единичными статьями в периодической печати, тезисами в научных сборниках [3].

#### Цель исследования

Изучить опорно-рессорные особенности стопы слабовидящих детей младшего школьного возраста.

#### Изложение основного материала исследования

Исследования проводились на базе школы-интерната для слабовидящих детей г. Самгородок, Казатинского р-на, Винницкой области, Украина. В эксперименте приняли участие 30 слабовидящих детей 7–10 лет.

Оценка опорно-рессорных свойств стопы слабовидящих детей проводилась с помощью оцифровки видеogramм внутреннего продольного свода обеих ног в программе «BIG FOOT» [2], на основе справочных таблиц, предложенных Г.С. Козыревым и индексом стопы, предложенным М.О. Фридляндом (рис.1).

В процессе исследования, установлено, что количество детей, имеющих плоскостопие на обеих ногах, возрастает с 25 % в возрасте 7 лет до 50% в 10 лет. В возрасте 10 лет у 75% испытуемых зарегистрировано снижение сводов стоп обеих ног (по Г. С. Козыреву). Величина угла  $\alpha$ , отражающего рессорные свойства стопы, связанные с удержанием сводов активными компонентами — мышцами, в каждом возрастном периоде на правой ноге превышает значения данного угла левой ноги. Так, разница в возрасте 7 лет составляет  $-2, 24^\circ$ , в 10 лет —  $3,60$ .

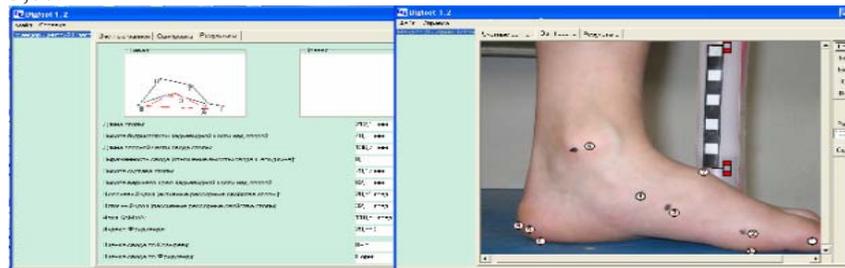


Рис. 1. Окно программы «BIG FOOT»

Изменение величины угла  $\beta$ , отражающего рессорные свойства, связанные с пассивными компонентами (особенностями сочленения костей и связочным аппаратом стопы), происходит неравномерно в каждом возрастном периоде на обеих ногах. Материал наших исследований подтвердил наличие отличий между показателями высоты продольного свода правой и левой стоп обследуемых детей, о которых указывается в работах [4].

#### Перспектива дальнейших исследований

Данные, полученные нами в ходе эксперимента, будут использованы при разработке технологии коррекции нарушений опорно-рессорных свойств стопы слабовидящих детей младшего школьного возраста в процессе физического воспитания.

#### Список литературы

1. Кашуба, В.А. Биомеханика осанки / В.А. Кашуба. – Киев.: Олимпийская литература, 2003. – 260 с.
2. Лапутин, А.Н. Технология контроля двигательной функции стопы школьников в процессе физического воспитания / А.Н. Лапутин, В.А. Кашуба, К.Н. Сергиенко. – Київ: Дія, 2003. – 68 с.
3. Мелентьева, Н.Н. Формирование осанки у младших школьников с нарушением зрения в процессе занятия физическими упражнениями в специальной (коррекционной) школе: Дисс. канд. пед. наук / Н.Н. Мелентьева. – С.-П., 2004. – 135 с.
4. Сергиенко, К.Н. К вопросу о диагностике деформаций стоп //Физ. воспитание студентов творческих специальностей: Сб. науч. тр. / К.Н. Сергиенко // Под. ред. С.С. Ермакова – Харьков: ХХПИ, 2002. –№7.– С. 26 – 31.

#### Djachenko A. Peculiarities of support-sprung properties foot of primary school aged children with poor eyesight.

The dynamics of development of foot of 7–10 aged pupils with poor eyesight has been learned. Quantitative data of support-sprung properties of foot of both legs has been received.

И.А. Свиридён<sup>1</sup>, С.Л. Гавриленко<sup>2</sup>, Л.А. Пирогова<sup>3</sup>

<sup>1</sup> ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения НАН Беларуси», г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>2</sup> Институт механики металлополимерных систем, г. Гомель, Республика Беларусь

<sup>3</sup> УО «Гродненский государственный медицинский университет», г. Гродно, Республика Беларусь

#### ТЕРМОДЕФОРМИРУЕМЫЕ ПОЛИМЕРНЫЕ МАТЕРИАЛЫ С ЭФФЕКТОМ ПАМЯТИ – ЗАМЕНИТЕЛИ ГИПСА

Начиная с 70-х годов прошлого века в материаловедении развиваются направления, связанные с созданием нового класса композиционных материалов, способных при определённых термических условиях быстро и обратимо изменять свои деформационные свойства в диапазоне «мягких» температур – от 60 до

90 °С. Особенно востребованными эти материалы оказались в медицине, где в области иммобилизации развивается тенденция замены гипса на полимерные материалы, которые можно формовать непосредственно на теле человека, не опасаясь, что он получит ожог. Эти материалы применяются при лечении переломов, ушибов, острого нарушения мозгового кровообращения, при лечении лучевой терапией раковых заболеваний, т. е. в тех случаях, когда есть необходимость обездвижить (иммобилизовать) какой-либо сегмент тела. Такое стало возможным благодаря применению полимеров на основе специальных полиуретанов, полиолефинов, полиизопренов, полиэфиров и их сополимеров.

Существует много материалов с «эффектом памяти формы», которые созданы на основе поликапролактона. Поликапролактон – материал, который при комнатной температуре имеет высокую прочность на изгиб и высокий модуль упругости, но при температуре 50 °С становится мягким и очень вязким, теряет свою прочность, упругость и гнётся под собственным весом.

В Европе крупнейшими производителями листовых иммобилизационных термопластов являются фирмы «Т Таре» из Голландии, производящие низкотемпературные материалы под названиями Turbocast, Turbocast Ortho, Turbotreat Comfort, Beachcast, фирмы «Orfit» и «Solvay» из Бельгии. Эти материалы обладают стопроцентной пластической памятью. Это означает, что материал принимает прежнюю форму и возвращается к исходным размерам и толщине после повторного разогревания. Изделия могут быть многократно переформованы, причём материалы фирмы «Orfit» могут растягиваться на 1000% (сверхпластичность), а затем снова возвращаться в первоначальное состояние.

В США и Канаде подобные материалы производят фирмы «North Coast Medical», «WFR Corporation», «Chesapeake Medical Products».

В Научно-исследовательском центре проблем ресурсосбережения НАН Беларуси разрабатываются аналогичные материалы из отечественных ингредиентов.

Эффект памяти формы можно описать на основе гипотезы А.А. Мовчана [1]. Будем считать, что в момент формирования при охлаждении материала его кристаллическая фаза находится в ненапряженном состоянии. Таким образом, рассматривается напряженно-деформированное состояние термопласта с учетом зависимости его фазового состава от температуры, что характерно для многократно обратимого эффекта памяти формы. Связь тензора напряжения  $\sigma_{ij}$  и тензора полной деформации  $\varepsilon_{ij}$  в случае напряженного состояния можно представить в полуаналитическом виде. В качестве управляющего параметра используется степень

кристалличности материала –  $q$ . Зависимость степени кристалличности от температуры устанавливается экспериментально путем пересчета кривых, полученных методом дифференциальной сканирующей калориметрии (ДСК) например модели ЭПФ для металлов, таким управляющим параметром является доля мартенсита.

Приращение полной деформации:  $d\varepsilon_{ij} = d\varepsilon_{ij}^e + d\varepsilon_{ij}^T + d\varepsilon_{ij}^{ph}$ , где  $\varepsilon_{ij}^T = \alpha(T - T_0)\delta_{ij}$  – температурная деформация, где  $\alpha = q\alpha_M + (1 - q)\alpha_A$ ,  $\alpha$  – коэффициент температурного расширения всего материала,  $q$  – степень кристалличности,  $\alpha_M$  – коэффициент температурного расширения кристаллической фазы,  $\alpha_A$  – аморфной,  $\varepsilon_{kk}^e = \frac{\sigma_{kk}}{K}$ ,  $\varepsilon_{ij}^e = \frac{\sigma'_{ij}}{2G}$  –

выражения соответственно для шаровой части и девiatorа упругой деформации, причём коэффициенты объёмного расширения и модуля сдвига зависят от  $q$  – степени кристалличности следующим образом:

$$\frac{1}{K} = \frac{q}{K_M} + \frac{1 - q}{K_A}; \quad \frac{1}{G} = \frac{q}{G_M} + \frac{1 - q}{G_A};$$

Модуль Юнга, соответственно, также зависит от  $q$ . Для величины фазовой деформации соотношения будут разными при нагревании и при охлаждении: 1) при нагревании ( $A \xrightarrow{(q=0)} M$ ):  $d\varepsilon_{ij}^{ph} = (\beta\delta_{ij}$

$+ c_0\sigma'_{ij} + a_0\varepsilon_{ij}^{ph})dq$ , 2) при охлаждении ( $M \rightarrow A$ ):

$$d\varepsilon_{ij}^{ph} = (\beta\delta_{ij} + \lambda c_0 \tilde{\sigma}'_{ij}(q) + (1 - \lambda) \frac{a_0 \varepsilon_{ij}^{0ph}}{e^{a_0 q_0} - 1})dq, \quad \text{где } \tilde{\sigma}'_{ij}(q) \text{ – напряжение,}$$

которое действовало на предшествующем этапе при том же значении  $q$ . Кроме того, для описания параметров НДС по предложенной модели предполагается зависимость температуры от времени ( $T(t)$ ).

В НИЦ ПР НАН Беларуси из материалов обладающих ЭПФ изготавливаются иммобилизационные ортезы для лечения гемипарезов после инсульта (рис.1.).

Предложено использовать новые термомодеформируемые материалы для изготовления основного подошвенного элемента позитивной модели индивидуального элемента позитивной модели индивидуальной ортопедической стельки (рис.2.)



Рис. 1. Лонгета на руку



Рис. 2. Отпечаток опорного профиля индивидуальной ортопедической стельки

Sviridenok I., Gavrilenko S., Pirogova L. **Thermally deformed polymer materials with memory effect – alternate materials for plaster cast.**

The usage of thermally deformed polymer materials in medicine is discussed.

И.Г. Новик<sup>1</sup>, А.Э. Сечко<sup>1</sup>, Л.И. Шашура<sup>1</sup>, О.А. Макаренко<sup>2</sup>

<sup>1</sup> ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения НАН Беларуси», г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>2</sup> ГНУ «ИММС им. В.А.Белого НАН Беларуси», г. Гомель, Республика Беларусь

### КРИОХИМИЧЕСКИЙ МЕТОД ОПТИМИЗАЦИИ ГИГИЕНИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПОЛИМЕРНЫХ ОРТЕЗОВ

#### Введение

В последнее время наблюдается растущий интерес к антимикробным полимерным материалам как в пищевой и текстильной, так и в медицинской промышленности. Использованию этих продуктов способствуют многочисленные исследования, подтверждающие, что предметы, которые ежедневно находятся в пользовании, способны поддерживать и распространять бактерии [1]. Контакт с загрязненными объектами приводит к быстрому перемещению бактерий на тело человека и потенциально может привести к возникновению инфекционных заболеваний. Оптимизация гигиенических свойств особенно актуально для изделий медицинского назначения.

Ортопедические изделия, в частности ортезы, находятся в непосредственном контакте с человеком и эксплуатируются в условиях, благоприятных для развития патогенной микрофлоры. Поэтому на примере ортопедических стелек из волокнисто-пористых полимеров [2] была показана возможность придания полимерным изделиям антимикробных свойств для профилактики грибковых заболеваний и защиты человека от воздействия других болезнетворных микроорганизмов, а также возможность предотвращать разрушение самого изделия от воздействия плесневых грибов и бактерий. Материал в этом случае сохранит свои свойства на весь срок эксплуатации, подавляя распространение микроорганизмов, способных вызывать запахи и ухудшать эксплуатационные свойства изделий.

К настоящему времени известны три основных способа [3] получения антимикробных волокнистых систем: пропитка волокна (изделия) раствором, эмульсией или суспензией бактерицидного или фунгицидного вещества с последующим высушиванием изделий; введение веществ непосредственно в прядильный раствор или расплав во время формования волокон и метод химической прививки активных групп препарата на поверхности волокнообразующего полимера.

При использовании первого метода антимикробная активность полученных волокнисто-пористых систем снижается с увеличением числа мокрых обработок. При использовании второго способа

антимикробная активность материала обеспечивается диффузионной миграцией вещества от центра волокна к периферии и сохраняется при многих мокрых обработках; недостатком этого способа является очень ограниченное число применяемых антибактериальных веществ, т.к. многие препараты либо не растворяются в применяемых для полимеров растворителях, либо частично или полностью разлагаются при температуре плавления полимеров. Наиболее стабильны системы, в которых обеспечивается химическое взаимодействие матричного полимера и применяемого антибактериального вещества. Для его реализации необходима предварительная модификация волокна с целью создания активных функциональных групп, способных взаимодействовать с препаратом, или применять препараты, которые сами содержат активные группы, способные реагировать с функциональными группами полимера. Биологическая активность полученных таким способом антимикробных веществ обусловлена постепенным отщеплением небольшого количества антибактериального компонента вследствие гидролиза или диссоциации связи между препаратом и волокнообразующим полимером. Такие системы сохраняют антимикробную активность при многократных мокрых обработках.

Использование в медицинской практике экологически чистой криогенной технологии обработки материалов, находящихся в контакте с человеком, для антимикробной, противовирусной и антиаллергенной обработки является новым направлением в использовании низких температур. В частности, патентами США (№ 3953270 и № 6679067) подтверждено, что при криогенных температурах прекращаются жизнедеятельность и рост большинства микробов, а также повышается поверхностная активность обрабатываемой поверхности.

В данной связи представляет интерес изучение направленного криогенного воздействия на полимерные волокнисто-пористые материалы с целью изменения их поверхностных свойств и создания на поверхности волокон реакционно-способных центров, способных образовывать химические связи с антибактериальными препаратами.

Выдвигая гипотезу о возможности криогенной активации поверхности, мы руководствовались следующими теоретическими выкладками: как известно, снижение температуры приводит к снижению интенсивности теплового движения молекул, уменьшению расстояний между ними и усилению межмолекулярного взаимодействия. Одновременно в результате охлаждения возникают температурные напряжения, аналогичные по характеру напряжениям, возникающим под действием статических или динамических нагрузок. Учитывая, что снижение подвижности молекул снижает возможность релаксации

возникающих напряжений за счет перемещения сегментов цепей или пачек кристаллического полимера, а возникающей градиент давлений достаточно велик, можно предположить разрыв основной цепи молекулы в наиболее перенапряженных участках, т.е. механическую деструкцию материала – криолиз [4]. В результате образуются макрорадикалы, которые при возвращении к температурам выше температуры стеклования способны вступать в реакции, типичные для свободных радикалов [5]. Таким образом, изменение структуры поверхностных молекул будет способствовать прививке реакционно-способных групп антибактериального вещества-модификатора.

В данном случае проведение криогенной обработки обеспечивает напряженное состояние поверхностных слоев (коэффициент их температурного расширения в несколько раз больше, чем объемных слоев) и повышение поверхностной энергии полимерного материала, которая пропорционально разности температур подготовки поверхности и последующей антибактериальной обработки. Время, позволяющее сохранить активное состояние материала, в случае криогенной обработки в среде жидкого азота составляет по данным [6] примерно 1 час, а усиление донорно-акцепторного взаимодействия между контактирующими веществами достигает 10–50%.

#### **Методика**

Для исследования нами использовались образцы волокнисто-пористого материала, из полиамида-6, изготовленные методом пневмоэкструзии [7], прошедшие криогенную обработку погружением в жидкий азот при температуре – 196°C, а затем обработанные растворами бактерицидных веществ при температуре 80 – 100°C.

В качестве антибактериальных модификаторов были использованы: нистатин (антибиотик полиеновой группы с фунгистатическим и фунгицидным действием, противогрибковое средство), метронидазол (препарат с противомикробным действием группы нитро-5- имидазолов с широким спектром действия в отношении анаэробных микроорганизмов, подавляющий развитие простейших), флуконазол (противогрибковое средство, специфически действующее на грибковые ферменты) и кетоконазол (противогрибковое фунгицидное средство широкого спектра действия). Для растворения кетоконазола использовали спирт, для остальных препаратов – дисцилированную воду.

ИК-спектры снимали на спектрометре с Фурье-преобразованием Nicolet 5700 FT-IR.

#### **Результаты и их обсуждение**

На рисунке представлены ИК-спектры контрольного и модифицированных полиамидных образцов в области длин волн от 4000

до  $400\text{ см}^{-1}$ . В таблице приведены основные полосы поглощения исследованных материалов. Отнесение выполнено с использованием характеристических частот органических соединений [8].

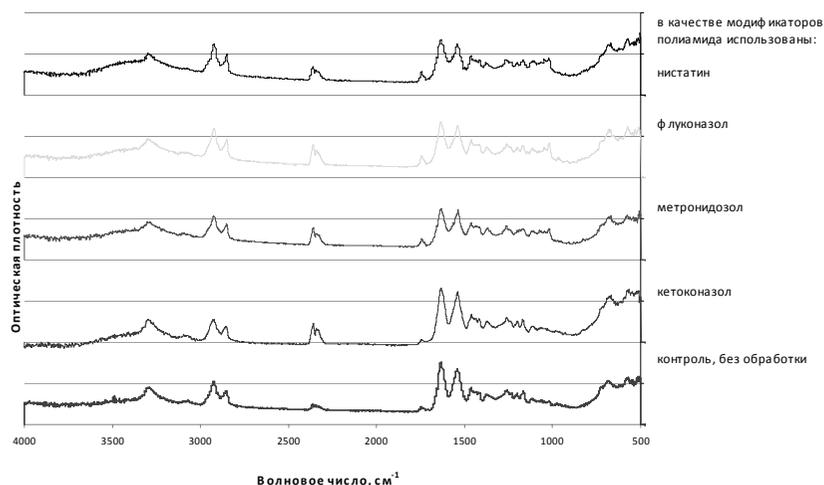


Рис. Спектры поглощения полиамидных материалов в зависимости от вида модификатора

Исследование ИК-спектров модифицированных полиамидных материалов показывает изменения в интенсивности поглощения в области  $3300 - 3500\text{ см}^{-1}$  соответствующее свободным и ассоциированным водородными связями колебаниям групп NH, в области  $1750\text{ см}^{-1}$ , соответствующее колебаниям карбонильной группы и изменению длины CO-связи, в областях  $2800-2900\text{ см}^{-1}$ , соответствующих ассиметричным колебаниям групп  $\text{CH}_2$  и  $\text{CH}_3$ . Изменение спектральной картины в области  $900-1030\text{ см}^{-1}$ , соответствующей плоскостным скелетным колебаниям фрагмента – CONH может свидетельствовать о возможности хемосорбционного характера взаимодействия матричного полимера с модификатором. По данным [9] изменение спектральной картины в области  $970$  и  $1640\text{ см}^{-1}$  свидетельствует о взаимодействии модификаторов с атомами углерода, а перераспределение линий в области колебаний карбонильной и амидной групп о взаимодействии с амидными связями макромолекулы полиамида.

Основные полосы поглощения ( $\text{см}^{-1}$ ) в ИК-спектрах контрольного и модифицированных полиамидных материалов

Волновое число, $\text{см}^{-1}$	Полиамид, контроль	модификатор				
		кетоконазол	метронидазол	нистатин	флуконазол	
		Интенсивность поглощения, %				
1	2				3	
500–550	12	13	12	15	12	Амид V – область $500\text{ см}^{-1}$ колебание, основной вклад в которое вносят неплоские деформации (NH)
700	10	11	11	13	12	Валентные колебания группы – $(\text{CH}_2)$
1000			8	9, 5	8, 5	Амид IV, плоскостные скелетные колебания фрагмента – CONH, проявляющиеся в области $900-1030\text{ см}^{-1}$
1100 – 1250	8	5	8	8	8	Амид III область $1250\text{ см}^{-1}$ Основной вклад вносят валентные колебания CN и деформационные
1370	7	5	8	8	7	Область $1370-1390\text{ см}^{-1}$ Симметричные колебания концевых $\text{CH}_3$ -групп
1450	9	7	9	10	9	$1470-1440$ Ассиметричные деформационные колебания $\text{CH}_3$ -групп
1500	14	12	12	12	13	Амид II область $1530 - 1565\text{ см}^{-1}$ – поглощение, основной вклад в которое вносят деформационные колебания (NH). Наличие водородной связи облегчает смещение кислорода карбонильной группы в сторону донора протона, и азота амидной группы в сторону акцептора. Поэтому полоса амид II смещается в область более высоких энергетических уровней.
1600	15	13	13	14	14	Амид I – $1660\text{ см}^{-1}$ , CO связь $1619-1699\text{ см}^{-1}$ – увеличение длины связи в карбонильной группе
1750	4,5		5, 5	6	5, 5	Амид I – $1752\text{ см}^{-1}$ интенсивное поглощение, основной вклад в которое вносят валентные колебания (C=O) и (NH) $1760\text{ см}^{-1}$ CH=N

Продолжение табл.

1	2					3
2800	8	4	9	10	9, 5	Ассиметричные колебания связей $\text{CH}_2$ дают полосу поглощения около 2870–2840 $\text{cm}^{-1}$ Ассиметричные колебания $\text{CH}_3$ групп происходит в области 2885–2865 $\text{cm}^{-1}$
2900	11	6	11	13	12	2900–3000 $\text{cm}^{-1}$ валентные колебания $\text{CH}_3$ -группы
3000	6	2		6	6	
3250	9	6		10	10	Амид А валентные колебания группы (NH), в спектрах наблюдается низкочастотное плечо Поглощение в области 3305 $\text{cm}^{-1}$ появляется вследствие колебаний NH групп, ассоциированных водородными связями,
3500	7			8	7	3440–3513 $\text{cm}^{-1}$ – колебания свободных NH групп.

Из приведенных данных следует, что криогенная обработка приводит к изменению структуры макромолекул поверхностных слоев волокон и способствует прививке на них новых реакционно-способных групп вещества-модификатора.

Инфракрасные спектры исследованных материалов в основном идентифицируются с полиамидом, однако при этом наблюдается изменение интенсивности характерных полос поглощения, появляются новые пики. Эти данные могут свидетельствовать о частичной ионизации функциональных групп и возникновении и межмолекулярных связей между активированной жидким азотом поверхностью полимера и функциональными группами модификаторов.

#### Заключение.

Проведенные исследования показали возможность использования криохимического метода активации процессов поверхностной модификации полимерных изделий медицинского назначения с целью оптимизации гигиенических свойств на примере волокнисто-пористых ортезов.

#### Список литературы

1. Infection Prevention with Limited Resources / Lynch P. [et al.]; Chicago, Illinois: Etna Communications; 1997. p. 71–4.
2. ТУ РБ 500040372.001–2001 Изделия ортопедические из волокнисто-пористых полимеров
3. Энциклопедия полимеров. Т.1 – М.: Советская энциклопедия, 1972. с182 – 183.

4. Баргенов, Г.М. Физика и механика полимеров: учеб. пособие для втузов / Г.М. Баргенов, Ю.В. Зеленов. – М.: Высш. школа, 1983. – 391 с., ил.,
5. Тагер, А.А. Физикохимия полимеров / А.А. Тагер. – Изд.2-е. – М.: Химия, 1968. – 545 с., ил.
6. Аудронис, Й.К. Наполненные полимерные системы и их свойства / Й.К. Аудронис, Р. Левинкас. – Каунас: Литовский энергетический институт, 2004. – 192 с., ил.
7. Патент РБ № 1765 Полимерная стелька / Свириденок А.И., Кочергин В.В., Максименко А.Д., Шашура Л.И., Болтрукевич С.И. – заявл. – 2004.03.18., опубл. – 2005.03.30.
8. Никаниси, К. Инфракрасные спектры и строение органических соединений / К. Никаниси. – М.: Мир, 1969. – 216 с.
9. Свириденок, А.И. Модифицирование поверхности полиамидных волокон при бактериальном воздействии / А.И. Свириденок, И.М. Ринкевич, А.Н. Арцукевич // Докл. АН Беларуси. 1994. Т.38 №6С. 52–55.

#### Novik I., Sechko A., Shashura L., Makarenko O. **Cryochemical method for an optimization of polymeric corrective inner soles hygienic parameters.**

It is shown an opportunity of superficial properties of polymeric corrective inner soles optimization by cryochemical method of modification.

**А.Д. Максименко, И.В. Санукевич, Л.И. Шашура**

ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения  
НАН Беларуси», г.Гродно, Республика Беларусь

#### **ДЕФОРМАЦИИ СЖАТИЯ И ДЕМПФИРОВАНИЕ МНОГОСЛОЙНЫХ ОРТЕЗНЫХ МАТЕРИАЛОВ ПРИ МЕХАНИЧЕСКОЙ НАГРУЗКЕ**

В последнее время методы диагностики различных патологических состояний стопы достигли определенных успехов и позволяют достаточно точно определять локализацию максимальных нагрузок на ее подошвенной поверхности. Для консервативного лечения используются ортопедические стельки различных конструкций, изготовленные в соответствии с установленным диагнозом.

Ортопедические стельки оказывают многостороннее воздействие на опорно-двигательный аппарат человека: компенсируют физические недостатки, корректируют контакт подошвенной поверхности стопы с опорой, изменяют его осанку, походку.

Известно, что в период опоры свод стопы имеет минимальную высоту и максимальную площадь контакта с опорной поверхностью. В

обычных условиях в течение дня стопы претерпевают  $8000 \div 9000$  циклов нагружений (шагов). Опорная площадь подошвенной поверхности, вычисленная по плантограмме, в среднем составляет  $130 \text{ см}^2$ . При симметричном стоянии удельное нагружение выражается величинами порядка  $0,4 \text{ кг/см}^2$ . В связи с вышеперечисленным, к материалам, из которых изготавливаются ортопедические стельки, предъявляются повышенные требования.

Современный подход ортопедического обеспечения больных с различной патологией стоп базируется на использовании при изготовлении ортопедических стелек материалов с определенными физико-механическими свойствами. Материал стельки должен способствовать разгрузке болезненных участков, создавать условия для перераспределения нагрузки по подошвенной поверхности стопы, чем и обусловлена сложность конструкции ортопедической стельки, форма супинаторов и пронаторов, их локализация.

При выборе материалов для изготовления ортопедических стелек и корректирующих элементов наиболее важной характеристикой материала является относительная остаточная деформация при сжатии, так как основным видом нагрузок, которые испытывают ортопедические изделия в процессе эксплуатации, является сжатие как статическое, так и динамическое. Чем выше остаточная деформация материала, тем больше сминаемость ортопедических элементов при носке обуви, что приводит к потере формы стельки и снижению лечебного эффекта от ортопедической коррекции. Комбинируя материалы с различной деформацией возможен подбор необходимых физико-механических характеристик ортопедических стелек в зонах коррекции и разгрузки, а также общей износостойкости – продление срока службы изделия.

В качестве эксперимента проводились испытания ортопедических стелек серийного производства с торговыми марками VIVA и SIESTA, а также ортопедическая стелька, изготовленная по технологии разработанной в НИЦ ПР НАН Беларуси (ВП). На основе полученных данных были построены графики зависимости деформации сжатия (Тср) от прилагаемой нагрузки в идентичных зонах ортопедических стелек (рис. 1 – 3).



Рис. 1. Зависимость деформации стельки Viva от нагрузки в различных зонах

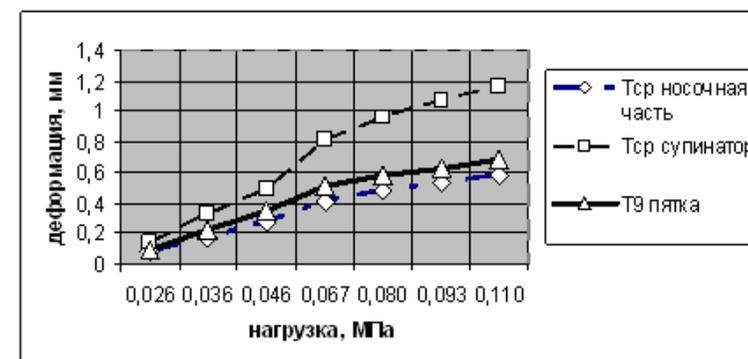


Рис. 2. Зависимость деформации стельки Siesta от нагрузки в различных зонах

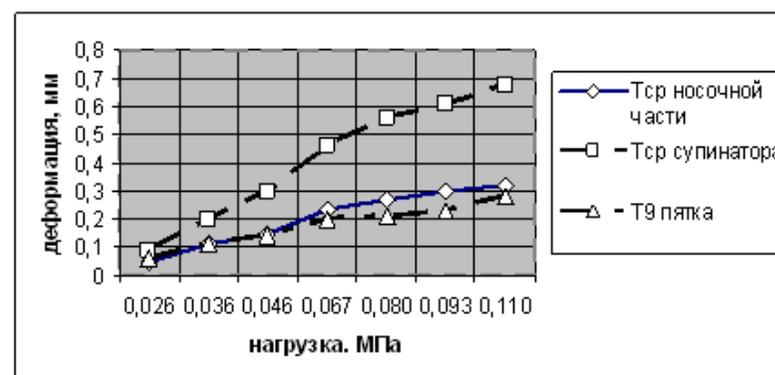


Рис. 3. Зависимость деформации стельки ВП от нагрузки в различных зонах

Из приведенных рисунков видно, что зависимость деформации материалов, включенных в конструкцию стелек, носит нелинейный характер и числовые значения имеют один порядок. Способность материалов к упругой деформации сжатия в данном случае играет роль амортизатора, позволяющего сгладить пики динамических нагрузок при ходьбе, беге и прыжках. При статических нагрузках способность материалов к деформации сжатия не столь существенна и заметна. С уменьшением нагрузки происходит восстановление формы ортопедической стельки, что играет важную роль в процессе эксплуатации и выполнения функции разгрузки проблемных зон подошвенной поверхности стопы.

Для улучшения эксплуатационных свойств ортопедических стелек в качестве материала для супинатора можно использовать материалы с высокой степенью деформации при сжатии, что обеспечит более мягкий терапевтический эффект и увеличит комфортность использования ортопедических стелек. Материалы, используемые для изготовления ортопедической стельки, контактирующий с подошвенной поверхностью стопы должен быть эластичны, устойчивы к истиранию и соответствовать требованиям санитарных правил и норм предъявляемым к изделиям контактирующим с кожей человека. Нижняя часть стельки должна иметь определенную жесткость – чтобы элементы конструкции находились в строго определенных местах и не перемещались в процесс использования. Большое разнообразие современных материалов позволяет создавать ортопедические стельки требуемой конструкции и с предписанными лечебно-восстановительными свойствами.

Работа выполнена при поддержке INTERREG IIIA / TACIS CBC проект NEB/PL/PDL/2.1/05/238.

Maksimenko A., Sanukevich I., Shashura L. **Compressive deformation and damping abilities of multi-layered non-woven fabrics while mechanical loading.**

The different trade marks orthopedic inner soles properties were tested.

Д.И. Сагайдак<sup>1</sup>, М.Ф. Курек<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Республиканский центр проблем человека БГУ, г. Минск, Республика Беларусь

<sup>2</sup> УО «Гомельский государственный медицинский университет», г. Гомель, Республика Беларусь

### **РАЗРАБОТКА ВИБРОТОДА ДЛЯ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ТРАВМ ТЕЛА НА УЧАСТКАХ ЗНАЧИТЕЛЬНОЙ КРИВИЗНЫ**

Актуальной задачей здравоохранения является уменьшение сроков реабилитации после травм и оперативного вмешательства при лечении заболеваний опорно-двигательного аппарата, коррекции фигуры методами пластической хирургии и т.д. С целью уменьшения послеоперационного и посттравматического периода предложены различные методики и средства, в т.ч. устройства для биомеханической стимуляции. Более 15 фирм США, Японии, Южной Кореи, Австрии, Германии интенсивно разрабатывают методы биомеханической стимуляции и производят соответствующее медицинское оборудование. В частности, на рынке СНГ в настоящее время доминируют вибромеханические устройства южнокорейского производства. Однако в отечественной медицинской практике достоинства и эффективность вибромеханического воздействия для указанных применений еще не оценены в нужной мере.

В частности, для реабилитации контуров тела в зонах большой кривизны (например, травм стопы и уменьшения отеков после хирургического исправления фигуры), необходимо разработать специализированные вибропреобразователи – вибротоды, способные реализовать плотность приповерхностного контакта, достаточную для образования флуктуации вакуумных градиентов в стадии отвода вибротода от поверхности тела. Так, для зоны пятки и верхней поверхности стопы следует использовать вибротоды с вогнутой, а для нижней поверхности стопы – выпуклой образующей.

В соответствии с конструктивными принципами, изложенными выше, авторами было выполнено две модификации активного элемента стимулятора вибротода, ориентированных для ускорения реабилитации травмы стопы. Базовые вынуждающие колебания с частотой 16–35 с<sup>-1</sup> и амплитудой 2–4 мм модулировались вакуумными флуктуациями с частотой от 2 с<sup>-1</sup> до 200 с<sup>-1</sup>. Оценка воздействия производилась путем дистанционного измерения температуры поверхности стопы через равные промежутки времени (20 с) при помощи пирометра. Сопоставлялись температурные зависимости, возникающие при

механическом и комбинированном (механическом и вакуумно-флуктуационном) воздействии.

Было показано, что использование вибротодов с вакуумобразующими поверхностями существенно улучшает динамику температурного состояния приповерхностных тканей (рис.) по сравнению с механической стимуляцией. Достигнутый эффект повышения локальных температурных градиентов устойчиво сохраняется на более длительный период (30–40 мин).

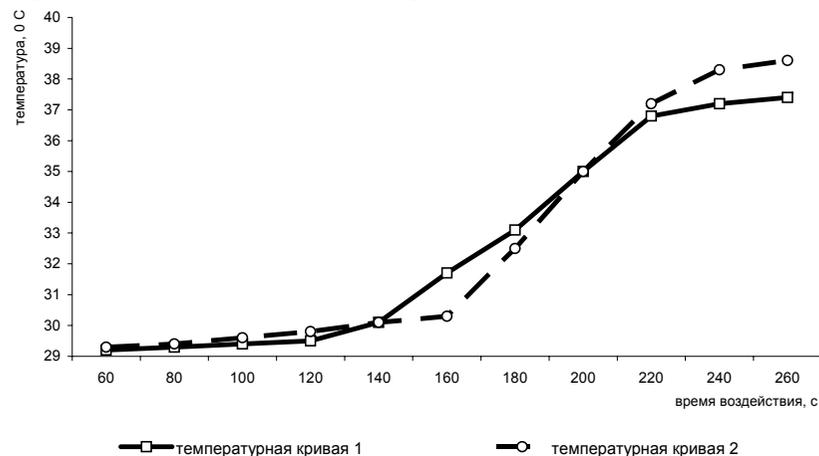


Рис. Изменение температуры поверхности кожного покрова в процессе механического (кривая 1) и комбинированному (кривая 2) воздействию

Данный синергетический эффект можно объяснить реализацией двухстороннего контакта вследствие присасывания вибротода к кожному покрову, что способствует деформированию биотканей по гармоническому закону в отличие от безвакуумного воздействия, при котором реализуется отнулевой цикл нагружения с меньшей эффективной мощностью. Важно отметить также возможность генерации спектра суммарных частот и обертонов, вынуждающих по отношению к собственным колебаниям мышц и органов, что обеспечивает резонансные поглощения колебательной энергии физиологически ответственными частями стопы и сфокусированную интенсификацию локального метаболизма.

#### Заключение

Результаты проведенного исследования позволяют рекомендовать разработку внутримеханических устройств для лечения заболеваний стопы и коррекции фигуры в пластической хирургии.

#### Sagajdak D., Kurek M. **The development of vibrotod for biomechanical treatment of trauma in high curvature zones of body.**

The modification of vibrotode as a component of mechanical stimulator aimed on the foot trauma rehabilitation is discussed. It has been shown that vibrotode with vacuum generated surface essentially promote the temperature dynamics of biotissues. The results of study allow to recommend the biomechanical stimulation method for medical practice.

**А.И. Свириденок, Л.И. Шашура**

ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения  
НАН Беларуси», г. Гродно, Республика Беларусь

#### **СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ОРТЕЗОВ**

##### **Введение**

Для эффективной коррекции дисфункции или патологии стопы различного генеза необходим сложный комплекс мероприятий, неотъемлемой частью которого является использование ортопедических стелек (ортезов).

Корригирующие стельки должны обладать армирующими и амортизирующими свойствами, обеспечивать исправление имеющихся деформаций и отклонений от физиологического положения стопы.

Помимо необходимой прочности, демпфирования, износостойкости, современные производители ортезов стремятся сделать их более комфортабельными, улучшить их санитарно-гигиенические свойства.

Для решения этих задач следует обеспечить:

- достаточную вентилируемость и высокую влагоемкость стелек,
- придание антисептических свойств,
- дезодорирование.

Это достигается использованием мягких пористых материалов, специальных прослоек из активированного угля, пропиткой антимикробными составами и нанесением на внутренние поверхности стельки серебряных нанослоев.

Немаловажным достоинством некоторых стелек является возможность стирки, обработки дезинфицирующими составами и отсутствие усадки при сушке.

В настоящее время известны и широко применяются многочисленные универсальные ортопедические стельки, выпускаемые промышленностью. Однако наиболее оптимальными являются методы

изготовления индивидуальных стелек, которые позволяют учитывать все особенности стопы пациента: степени снижения внутреннего и наружного продольных сводов, эластичности стоп, величину пронации пяточной кости.

Разработка конструкций и последовательности технологических операций осуществляется, исходя из результатов биометрической и биомеханической диагностики с учетом геометрических параметров, характеризующих соответствующие патологии стопы (геометрические размеры высоты свода, площади плантарного контакта в основных опорных частях подошвы, положение пяточного отдела, траектории ходьбы) [1,2].

#### **Технологии изготовления**

Ортопедические стельки в зависимости от технологических решений подразделяются на клееные, литые, термоформуемые, экструзионные и составные.

*Традиционной технологией* получения ортопедических стелек является последовательное склеивание (приварка) изготовленных по индивидуальным чертежам отдельных элементов и деталей.

Чаще всего индивидуальные ортопедические стельки изготавливаются по позитивным моделям стоп пациентов и благодаря этому отражают особенности подошвенной поверхности стопы конкретного потребителя. Данные модели могут быть получены разными способами, самый простой и дешевый из которых – изготовление гипсовых слепков непосредственным гипсованием или по отпечатку стоп, погружаемых в специальный материал фирмы Otto Vok под названием «педилин». Известен способ, предусматривающий формирование негатива и позитива подошвенной поверхности из сыпучего формовочного материала, заключенного в эластичную воздухонепроницаемую оболочку при вакуумном упрочении с индивидуальным учетом влияния формы внутренней опорной поверхности конкретной обуви на анатомическую коррекцию свода стопы.

В подготовленную таким образом пресс-форму помещают разогретую до необходимой температуры стелечную заготовку из полимерного материала (различные термолабильные пластики, выпускаемые под фирменными названиями: ортостиф, европлекс, аквапласт, полипласт и др.) и прижимают с помощью пресса на время формования. После окончания процесса формовки из пресс-формы извлекается стелька, полностью готовая к употреблению. [3].

*Автоматизированные методы* получения модели подошвенной поверхности. Для этого используется устройство, генерирующее числовое описание формы стопы с помощью близко расположенных

штифтов, которые выдвигаются перпендикулярно плантарной поверхности. Пациент в это время стоит или сидит. Стопа располагается на твердой плоской платформе, а штифты выдвигаются перпендикулярно ей с различной силой, деформируя стопу. Перемещение каждого штифта в отдельности фиксируется и выражается числовым значением. Таким образом, группа чисел представляет описание формы стопы. Затем эта числовая информация перерабатывается и используется в качестве исходных данных для аппарата, формирующего стельки [4].

Согласно другому методу, босой пациент должен сделать несколько шагов по чувствительной матрице специальной платформы [5]. Создается цифровая карта давления стопы, которая обрабатывается с помощью необходимого программного обеспечения. Конечный файл направляется в главный аппарат, где изготавливается полужесткий ортопедический вкладыш.

Более совершенный метод предполагает не только измерение распределения подошвенного давления, но и создание оптимального барографического профиля для каждого конкретного пациента, в соответствии с которым и изготавливаются корректирующие ортезы [6].

Таким образом, современные методы все чаще предполагают использование высоких технологий на всех этапах производства ортезов.

Экспресс-технологии *Formthotics* термоформуемых ортезов предложили исключить этап создания пресс-формы, либо виртуальной 3D- позитивной модели стопы из технологического процесса изготовления ортопедических стелек. Данная технология позволяет изготавливать ортезы непосредственно в обуви пациента на его ноге, поскольку используется низкотемпературный термопластичный полимерный материал, размягчение которого происходит при температурах, не вызывающих термического повреждения кожных покровов. После проведения необходимых диагностических мероприятий врач-ортопед выбирает заготовку соответствующей формы и жесткости, затем разогревает ее в обуви пациента на специальном фене, процесс формовки происходит непосредственно в обуви пациента с помощью его же стопы. На повторных приемах через несколько недель эксплуатации производится последующая доводка индивидуальности ортезов путем подклеивания снизу небольших корректирующих клиньев.

Технология изготовления *экструзионных ортопедических стелек* заключается в послойном нанесении расплава полимера, диспергированного горячим воздухом, и формировании волокнистой оболочки на слепке-позитиве. При предварительной обработке

гипсового слепка производится его коррекция в соответствии с медико-диагностическими рекомендациями.

Особенностью технологии [7,8] является возможность локального изменения структуры, твердости и жесткости материала, обеспечивающего эффективную коррекцию сводов и пяточной части, выполняемой в форме чаши. Технология не требует использования дорогостоящих материалов. Производимые таким образом индивидуальные ортопедические стельки отличаются от известных легкостью (60–120 г/пара), воздухопроницаемостью и хорошими гигиеническими свойствами, низкой ценой.

*Составные ортопедические стельки* получают на основе классических стелек, располагая в необходимых местах и временно закрепляя вкладные детали, выполняющие роль корригирующих элементов. При необходимости они легко заменяются другими [9]. Так, известна вкладная стелька для обуви по патенту RU 2129822 Cl. [9]. Заготовка для нее состоит из двух слоев, при этом в области заготовки, соответствующей поперечному своду стопы, выполнена полость, а верхний слой дублирован тканью. Стелька имеет кармашки для размещения съемных корригирующих элементов. При изготовлении этой стельки применяется довольно сложный технологический процесс. Эта стелька имеет большие размеры и не может быть переформована в процессе носки.

Все вышеперечисленные виды индивидуальных ортезов объединяет то, что они содержат в своей структуре определенные конструктивные элементы, обеспечивающие биомеханическую коррекцию заданных зон стопы в соответствии с медицинскими предписаниями. Главным результатом использования индивидуальных ортопедических стелек является устранение или существенное снижение болевых симптомов, достижение чувства комфорта.

Работа выполнена при поддержке INTERREG IIIA / TACIS CBC проект NEB/PL/PDL/2.1/05/238.

#### Список литературы

1. Игнатовский, М.И. О методике анализа последовательностей барометрических данных для описания ходьбы человека / М.И. Игнатовский, А.И. Свириденко, Б. Крунич // *Материалы. Технологии. Инструменты.* – 2007, т.12, № 3, с. 84–89
2. Биомеханическое исследование и разработка методов улучшения опорно-двигательного аппарата детей Подлясья и Гродненщины / М.И. Игнатовский [и др.] // *Энерго- и материалосберегающие экологически чистые технологии.* Гродно, 2007. с. 302–307.
3. RU 2 181 562 C2, RU 2085156
4. US 4517696, US 5640779
5. US 5088503

6. US 6804571

7. Бранков, Г. Основы биомеханики / Г. Бранков. – М.: «Мир», 1981. – 254 с.

8. Дубровский, В.И. Биомеханика / В.И. Дубровский, В.Н. Федорова. – М.: «Владос пресс», 2003. – 672 с.

9. RU 2129822 Cl

Sviridenok A., Shashura L. **Modern technologies of individual insoles production.**

Modern technologies of individual insoles production review is given.

**Г.М. Чочиев, О.И. Алборов**

ГУЗ ВО НПЦ «Научно–практический центр специализированных видов медицинской помощи», г. Владимир, Россия

#### **ВРОЖДЕННАЯ КОСОЛАПОСТЬ – ПЕРВЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ЛЕЧЕНИЯ В РОССИИ ПО МЕТОДУ ПОНСЕТИ**

Проблема лечения врожденной косолапости до сих пор представляется противоречивой и в большинстве своем сводится к вопросу о сроках и объеме первичного оперативного вмешательства. Большинство хирургов-ортопедов, особенно зарубежных, предпочитают ранние вмешательства – в 3–4-месячном возрасте. Альтернативные разработки по изучению патогенеза и лечению врожденной косолапости проводились с 1950 года в университетской клинике штата Айова (США), в основном усилиями американского ортопеда Игнасио Понсети. Применение данного метода позволяло говорить об успешности консервативного лечения в 90–95 % случаев.

Цель настоящей работы оценить результаты лечения больных с косолапостью по методу Понсети, проведенного в нашем центре.

*Материал и метод.* Метод Понсети начал применяться нами с июня 2002 года. По декабрь 2005 года метод применен у 151 ребенка с врожденной косолапостью различной степени тяжести. Из них мальчиков было 95, девочек 56. Правосторонняя форма – 48, левосторонняя – 33, двухсторонняя – 70, общее число пораженных стоп – 221. Лечение начинали в большинстве из случаев (в 82%) в возрасте до 1 месяца.

*Результаты.* В среднем, через 3–5 этапов гипсования по методике Понсети достигалась практически полная коррекция всех элементов косолапости, за исключением 40 случаев сохранения эквинусной деформации в виду резкого напряжения ахиллова сухожилия, что по методике Понсети потребовало выполнения закрытой ахиллопластики под местной анестезией (крем EMLA) (в среднем, в возрасте 4 месяцев).

Ни в одном случае не потребовалось проведение тяжелых оперативных вмешательств.

*Отдаленные результаты.* Прослежены в сроки 3–42 месяца (в среднем, через 21,3 месяца). Частичные элементы деформации выявлены у 9 больных, в большинстве своем связанные с несоблюдением родственниками больных ортопедического режима. У 9 больных (6,47%) отмечен частичный рецидив, проведены 4 открытые ахиллопластики, 3 (2,15%) операции Зацепина, 2 (1,43%) рассечения подошвенного апоневроза, 1 (0, 71%) пересадка сухожилия передней большеберцовой мышцы на наружный край стопы.

*Заключение.* Таким образом, ближайшие результаты лечения косолапости по методу Понсети показали высокую эффективность, экономическую оправданность и, по нашему мнению, позволяют рекомендовать его более широкое распространение.

Chochiev G., Alborov O. **The results of the treatment of congenital clubfoot by ponseti method in Russia.**

The purpose of the presentation is to describe the results of treatment of patients with clubfoot referred to our center and using the Ponseti method.

Materials and methods: We have used the method of Ponseti from June, 2002 until December, 2005. This method was used on 151 children with congenital clubfoot with various degree of severity. There were 95 boys and 56 girls. There were 70 children with bilateral clubfeet, 48 with right side involved and 33 with left side involved for a total of 221 feet. Treatment began in the majority of cases (82 %) by the age of one month.

Short-term results: Most patients achieved practically full correction during three to five stages of plaster application. In forty cases there was a residual Achilles tendon contracture requiring a closed tenoplasty by Ponseti's technique, using EMLA cream for local anesthesia in thirty-nine. One child did not require operative intervention. The average age of children requiring this procedure was four months.

Long-term results: Children were followed from three to forty-two months with an average of 2 1.3 months. Nine patients had residual deformity of some degree. Most of these were related to lack of compliance by the parents. Four were treated with open tenoplasty, three with Zatepin's (posteromedial release) operation. 2 with aponeurosis sectioning, and one received antero-lateral tendon transfer.

Conclusion. We have achieved excellent results of clubfoot treatment using the method of Ponseti and strongly recommend its wider use.

**Е.А. Цветкова**

Институт механики металлополимерных систем им. В.А.Белого  
НАН Беларуси, г. Гомель, Республика Беларусь

### **ЭЛАСТИЧНЫЕ ПОЛИМЕРНЫЕ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА ВОЗДЕЙСТВИЯ НА СТОПУ ЧЕЛОВЕКА**

Заболевания и повреждения органов опоры обычно сопровождаются серьезными функциональными нарушениями двигательного аппарата человека, снижением силы и тонуса мышц, что обуславливает утрату способности к нормальному передвижению и может привести к инвалидности и стойкой потере трудоспособности.

Стопа имеет большое количество рефлексогенных зон, связанных со всеми органами и системами человека. Воздействие на эти зоны постоянным магнитным полем (МП) – проверенный временем путь оздоровления и профилактики ряда заболеваний. Механизмы действия МП реализуются в организме человека с помощью белковых структур, отличающихся на субмолекулярном, молекулярном и надмолекулярном уровнях. Их изменения трансформируются в реакции клеток, тканей и реакции организма в целом. При действии МП с индукцией до 30 мТл через 10–30 мин возрастает скорость кровотока во всех звеньях микроциркуляции, наблюдается разжижение крови и раскрытие резервных капилляров. В результате реализуется общеизвестное противоотечное действие магнитных полей. МП усиливают процессы регенерации костной ткани: в зоне регенерации в более ранние сроки появляются фибро- и остеобласты, интенсивнее происходит образование костного вещества. МП при индукции  $V \geq 70$  мТл могут становиться стрессорным фактором и вызывать дискоординацию эндокринных органов, снижение интенсивности энергетического обмена, нарушение проницаемости клеточных мембран, развитие гипоксии и дистрофических процессов. Следовательно, при назначении лечебных режимов магнитотерапии, отличающейся по сравнению с другими терапевтическими факторами мягкостью действия, необходимы соблюдение техники безопасности и контроль за дозировкой воздействия МП.

Основным требованием к постоянным магнитам для медицинской техники является оптимальная величина магнитной индукции. К настоящему времени в наибольшей мере изучено биологическое действие МП магнитопластов с величиной индукции от  $10^{-4}$  мТл до  $10^{-1}$  Тл. Установлено, что в диапазоне МП с индукцией 20–50 мТл обнаруживается ярко выраженный биоэффект. Вектор индукции МП считают важным биотропным параметром. При смене направления магнитного вектора изменяется биологический эффект. Наибольшую

биоактивность проявляет МП, направленное вертикально по отношению к плоскости пораженного участка стопы. Это объясняют синергическим воздействием магнитного и гравитационного полей.

В настоящей работе акцент сделан на разработку магнитных эластомеров для воздействия на стопы. Главным достоинством магнитных эластомеров является то, что они, обладают оптимальными физико-механическими характеристиками, большим удельным электрическим сопротивлением, легко поддаются обработке, из них можно формировать детали сложной конфигурации с искривленными поверхностями. Для изготовления эластичных магнитов в качестве полимерного связующего использовали силиконовый и бутилкаучуки, полиэтилен, полиметилметакрилат, поливиниловый спирт, поливинилпироллидон и др. Более высокие магнитные и прочностные характеристики имеют магниты на основе полимерных смесей. В качестве магнитного наполнителя использовали магнитотвердый бариевый феррит  $BaO \cdot 6Fe_2O_3$  с гексагональной, плотно упакованной кристаллической решеткой. Его магнитные свойства зависят от наличия примесей, температуры спекания, магнитной и кристаллографической текстуры, создаваемой в процессе прессования изделий.

С учетом требований к объектам медицинской техники из разработанного эластичного магнитного материала были изготовлены магнитотерапевтические коврики и обувь для воздействия на рефлекторные зоны стоп. Сущность технологического процесса изготовления магнитотерапевтической обуви заключается в формировании многослойного эластичного полотна. Между слоями или в углубления верхнего слоя с помощью дозатора наносят порции композиционного материала с магнитным наполнителем. Слой-основа с участками композиционного материала транспортером подается в узел вулканизации, где с помощью обогреваемых вальцов к слою-основе адгезионно прикрепляют верхний слой. Затем производят вырубку подошв по лекалам, совмещая расположение участков магнитной смеси с рефлекторными зонами стоп. После этого изделие подвергают обработке на установке УНЭМ-620 для одностороннего поверхностного намагничивания и контроля за намагничиванием до индукции МП на поверхности от 20 до 30 мТл.

В процессе клинических испытаний и экспериментальной носки разработанной магнитотерапевтической обуви установлено, что она способствует снижению артериального давления, улучшению центральной и периферической гемодинамики, рассасыванию отека тканей, восстановлению подвижности стопы и улучшению общего самочувствия.

Tsvetkova E. **Elastic polymer magneto-therapeutic means of effecting human foot.**

Magnetic materials and their components have been developed for foot curing. The materials display high physico-mechanical characteristics, high specific resistance, preset topography and induction of the magnetic field.

**В.А. Максимович<sup>1</sup>, А.И. Свириденок<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> УО «Гродненский государственный университет им. Я. Купалы»,  
г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>2</sup> ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения  
НАН Беларуси», г. Гродно, Республика Беларусь

## **О РОЛИ СТОПЫ В СПОРТИВНЫХ ДВИЖЕНИЯХ**

### **Введение**

Поисковая система «Google» на запрос по ключевым словам «спорт-стопа» предлагает 151000 источников информации о роли стопы в спортивных движениях. В большинстве публикаций подчеркивается, что стопа играет особую роль в спортивных достижениях, связанных с движениями (лёгкая атлетика, футбол, волейбол, теннис, баскетбол, борьба, лыжи, коньки, хоккей, ручной мяч и др.). Например, известный специалист в области лёгкой атлетики Г.Л. Воробьёв в своём докладе «Особенности формирования опорно-двигательного аппарата спринтера» [1] говорил о том, что при функционально слабой стопе быстрого бега не получится. Такая стопа снижает КПД бега, легко деформируется и спортсмены со слабой стопой во время бега как бы прилипают к дорожке. Слабая стопа перегружается и становится травмоопасной.

Стопа со спортивной точки зрения сравнительно недавно (30–40 лет назад) стала предметом тщательного изучения в странах бывшего СССР [2,3]. Затем этот процесс затормозился. А сегодня наиболее активно вопросы биомеханики стопы в различных видах спорта изучаются в Украине (Национальный университет физического воспитания и спорта Украины) [4, 5].

Важным аспектом изучения стопы является выяснение биомеханических причин её травматизма, т. к. известно, что в целом доля спортивных травм опорно-двигательного аппарата в их общем количестве достигает 70%. Из них до 35% приходится на травмы стопы. Даже в борьбе травмы стопы составляют 15–20%. Поэтому в странах, чьи представители регулярно участвуют и побеждают на многих

мировых аренах, влиянию стопы и её коррекции на спортивные результаты уделяется очень большое внимание [6–8].

#### **Методы обследования спортсменов**

Среди основных методов научно-методического сопровождения спортивных достижений – биохимического, фармакологического, пищевого, функционального, морфологического, психологического, – важное место начали занимать биомеханические методы [1–4]. Например, во Всероссийском научно-исследовательском институте физической культуры и спорта при обследовании спортсменов, кроме названных методов, применяется оценка осанки, видеоанализ спортивных движений, в т.ч. после спортивных травм, и изокинетическая изометрия. Значительное внимание уделяется состоянию стоп, т.к. высокие и длительные перегрузки нередко создают условия для возникновения болевых синдромов опорно-двигательного аппарата, в основе которых лежат биохимические нарушения с последующим позиционным изменением положений звеньев и утомлением мышечно-связного аппарата. Визуально осматриваются своды, форма и поверхности стоп, в том числе оцениваются пальцевые дерматоглифы, которые являются признаками, идентифицирующими основные характеристики пригодности к конкретной спортивной деятельности. На использовании стоп основан метод компьютерной стабиллографии, который позволяет оценивать как общее состояние спортсмена, так и состояние физиологических систем, участвующих в процессе поддержания вертикальной позы.

В последнем докладе ВНИИФК о научно-методическом обеспечении подготовки сборных команд России «Четыре месяца до Пекина» [7] приведена информация о том, что на электронно-механическом подометрическом измерительном комплексе были выполнены ранее не выполнявшиеся исследования биомеханических особенностей техники выполнения педалирования. Изучалась связь усилий на стопе с двигательной способностью велосипедиста. В Отделе медико-биологического мониторинга в спорте высших достижений при обследовании 1500 спортсменов сборных команд России среди рекомендаций по улучшению тренировочного процесса треть посвящена мониторингу состояния стопы и осанки как факторов риска текущей и перспективной травматичности и лимитирования работоспособности, а также коррекции состояния стоп с использованием ортезов.

В Беларуси новейшие методы диагностики, коррекции и реабилитации стопы спортсменов используются пока недостаточно.

#### **Заключение**

Мировой опыт свидетельствует, что современный подход к контролю и управлению функционированием стопы спортсмена позволяет повысить его результаты и снизить травматизм. Вот некоторые высказывания тренеров и консультантов национальных команд о результатах применения спортивных корригирующих ортезов:

✓ Dave Houle – главный тренер US High School: «Применение ортопедических стелек резко уменьшило число повреждений при беге юношей по пересечённой местности».

✓ Jim Bush – Бывший главный тренер команды США по бегу: «При беге в стельках атлеты были меньше утомлены, чем обычно, особенно после двух дней соревнований подряд».

✓ Hugh McCutchen – главный тренер национальной команды США по волейболу: «При нападении стельки помогли увеличить скорость полёта мяча на 5%».

✓ Michael Yessis – консультант по биомеханике олимпийских команд США: «Использование стелек (ортезов) Springback Springsoles позволяет возратить при отталкивании от опоры до 80% приложенной энергии и значительно повысить скорость бега».

✓ Eduard Vozak – помощник тренера Чешской национальной команды: «Игроки чешской команды по волейболу в стельках Springsoles прыгали на 2 дюйма выше».

В Беларуси нужна специальная программа по развитию современных биомеханических методов диагностики и повышения работоспособности на основе современных достижений спортивной подиатрии.

#### *Список литературы*

1. Воробьёв, Г.Л. Особенности формирования опорно-двигательного аппарата спринтера / Г. Л. Воробьёв // «Материалы семинара по спринтерскому и барьерному бегу», – М., – 2001, с. 3–5.
2. Янсон, Х.А. Биомеханика нижней конечности / Х.А. Янсон. – Рига: Зинатке, 1975, 324 с.
3. Заиорский, В.Н. Биомеханика двигательного аппарата человека / В.Н. Заиорский, А.С. Аруин, В.Н. Селуянов. – М.: Физкультура и спорт, 1981, 150 с.
4. Кашуба, В.А. Современные технологии оценки состояния опорно-рессорной функции стопы человека / В.А. Кашуба, К.Н. Сергиенко // Физическое воспитание и спорт. – т. 46, ч.2, Варшава, – 2002, с. 421–422.
5. Сергиенко, К.Н. Биомеханический мониторинг состояния опорно-рессорной стопы юных волейболистов / К.Н. Сергиенко, И.В. Сениговец // «Олимпийский спорт и спорт для всех». Киев, 2005, с. 281.
6. Factor influencing short-term pain and injury in tennis / В.М. Nigg // Int. J. Sports Biomechanics. – 1986, №2, pp. 156–165.

7. Shorten, M.R. Spectral analysis of impact shock during running / M.R. Shorten, D.S. Winslow // Int. J. Sports biomechanics, – 1992, № 8, pp. 288–304.
8. Hunter S., Dolan M. G. Davis J. M. Foot orthotics in therapy and sport / S. Hunter, M.G. Dolan, J. M. Davis. – 1995, 152 p.
9. <http://www.ru/activity/supply1>

Maksimovich V., Bondar A., Sviridenok A. **About the role of feet in sports movements.**

The historical and technical approach of the problem of the role of feet in sports movements are given.

## **ХИРУРГИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ КОРРЕКЦИИ ПАТОЛОГИИ СТОП**

**В.В. Лашковский, С.И. Болтрукевич**

УО «Гродненский государственный медицинский университет»,  
г. Гродно, Республика Беларусь

### **НОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ХИРУРГИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С ПЛОСКО-ВАЛЬГУСНОЙ ДЕФОРМАЦИЕЙ СТОПЫ**

Плоско-вальгусная деформация стопы (плоскостопие) – основная ортопедическая патология данной анатомической области. В работах Куслика М.М. (1969), Крамаренко Г.Н. (1972), Болтрукевича С.И. с соавт. (2005) сказано, что это заболевание отмечено от 6,9% – до 70% населения. Андрианов В.Л. с соавторами (Ленинград, 1988 г.) приводит данные, согласно которым в структуре ортопедических заболеваний в возрасте до 3-х лет плоская стопа встречается с частотой 3,84 на 1000, а в возрасте 11–14 лет в 10 раз чаще – 38,8 на 1000 детского населения. Об актуальности данного вопроса свидетельствует и тот факт, что за пятилетний период (2000–2004 гг.) в г. Гродно и Гродненской области из 54,497 юношей призывного возраста, прошедших медицинское освидетельствование, 930 были признаны негодными к срочной службе в рядах Вооружённых Сил из-за различных видов патологии стопы.

Значительная часть пациентов с тяжёлыми формами плоско-вальгусной деформации стопы, которая не корригируется консервативными методами, подлежит хирургическому лечению.

Предложено много способов оперативного лечения тяжёлых форм плоско-вальгусной деформации стопы. Их все можно условно разделить на 5 основных групп:

1) операции, блокирующие или ограничивающие чрезмерную многоплоскостную подвижность на уровне подтаранного сустава,

2) операции на медиальной колонне стопы: перемещение и пересадка сухожилий, различные виды капсулопластики, артродезирующие операции, корригирующие остеотомии клиновидной и таранной костей,

3) различные виды остеотомии пяточной кости:

а – внесуставные на уровне заднее-верхней части пяточной кости,

б – остеотомии тела пяточной кости кзади от подтаранного сустава,

в – внесуставные удлиняющие остеотомии переднего отдела пяточной кости,

4) комбинированные операции на костных структурах, суставах и мягких тканях,

5) коррекция деформации стопы аппаратами внешней фиксации.

В основе большинства предложенных оперативных методик лежит принцип локального воздействия на основное патогенетическое звено, который не учитывает, что изменения только одной части стопы или отдельного сустава стопы при данном типе деформации встречаются крайне редко.

Нами для одномоментного устранения всех основных компонентов плоско-вальгусной деформации стопы предложена реконструктивная костно-пластическая операция. Цель операции – центрация головки таранной кости по отношению к acetabulum pedis. Основные этапы операции:

- 1 этап – Z-образное удлинение ахиллова сухожилия в сагитальной плоскости с медиализацией точки прикрепления;

- 2 этап – удлинение наружной колонны стопы – поперечная удлиняющая остеотомия переднего отдела пяточной кости. При выполнении этого этапа используются два, предложенных нами инструмента: рычажный и пластинчатый дистракторы, которые позволяют безопасно выполнить визуально контролируемую на всём протяжении остеотомию переднего отдела пяточной кости, одномоментную дистракцию остеотомированных частей и имплантацию костного трансплантата;

- 3 этап – динамическая стабилизация медиальной колонны и устранение супинации переднего отдела стопы:

а) иссечение капсулы таранно-ладьевидного сустава по нижней – внутренней поверхности (включая spring ligament) с последующей капсулопластикой,

б) перемещение сухожилия передней большеберцовой мышцы на нижнюю – боковую поверхность ладьевидной кости и подошвенную

поверхность стопы на уровне 1-й клиновидной и основание 1-й плюсневой кости;

• 4 этап – устранение перерастяжения и функциональной недостаточности сухожилия задней большеберцовой мышцы.

По данной методике нами оперировано 59 детей с нефиксированной плоско-вальгусной деформацией стопы. Возраст пациентов от 2,5 до 16 лет. У всех детей отмечена двусторонняя деформация. Преобладали лица мужского пола. Всем детям до операции проводилось консервативное лечение, которое оказалось не эффективным. В предоперационном периоде пациенты обследованы клинически, рентгенологически, выполнена фотоплантография, подошвенная компьютерная барография, в отдельных случаях, спиральная компьютерная томография.

Результаты лечения прослежены у всех детей на протяжении ряда лет. Достигнут стабильный клинический результат, который подтверждён данными рентгенологического обследования, а так же компьютерной подошвенной барографией.

#### **Выводы:**

1) детям с тяжелыми формами плоско-вальгусной деформации стопы при неэффективности комплексного консервативного лечения, с 5–6 летнего возраста показана хирургическая коррекция деформации,

2) предлагаемая новая методика оперативного вмешательства с использованием рычажного и пластинчатого дистракторов – позволяет одновременно устранить все компоненты деформации заднего, среднего и переднего отделов стопы,

3) данное оперативное вмешательство сохраняет подвижность в подтаранном суставе, суставах среднего и переднего отделов стопы и предотвращает развитие ранних дегенеративных артрозов.

Lashkovsky V.V., Boltrukevich S.I. **New surgical rehabilitation technologies for patients with plano-valgus.**

New surgical rehabilitation method for children with plano-valgus is proposed. Presented Technology uses lever and lamellar distractors and allows to remove all components of deformation in hindfoot, midfoot and forefoot simultaneously.

**Е.Р. Михнович**

УО «Белорусский государственный медицинский университет»,  
г. Минск, Республика Беларусь

### **МЕТОДИКИ ХИРУРГИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ СТОПЫ ПРИ ПОПЕРЕЧНОМ ПЛОСКОСТОПИИ**

Поперечное плоскостопие и hallux valgus являются наиболее распространенной ортопедической патологией стопы у женщин. К настоящему времени предложено огромное количество способов хирургической коррекции (около 400), что несомненно затрудняет выбор оптимальной оперативной методики при различных вариантах данной патологии.

В клинике травматологии и ортопедии Белорусского государственного медицинского университета накоплен значительный опыт хирургической реабилитации стопы при поперечном плоскостопии.

При нефиксированной форме поперечного плоскостопия и hallux valgus («мягкая» стопа) и начальных проявлениях патологии (I–II степень) используем транспозицию приводящей мышцы большого пальца на I плюсневую кость типа McBride. Пересадка мышцы позволяет сблизить разошедшиеся плюсневые кости и обеспечивает коррекцию поперечного свода при сохранении его эластичности. Нами предложена новая методика миотранспозиции, позволяющая корригировать избыточную пронацию I плюсневой кости, устранить дислокацию сесамовидных костей I плюснефалангового сустава и полностью восстановить их опорную функцию. В случаях выраженной нефиксированной деформации (II–III степень) на кафедре травматологии и ортопедии БГМУ разработана операция миотендопластики переднего отдела стопы, включающая, наряду с транспозицией приводящей мышцы, «стяжку» I–V плюсневых костей с помощью сухожильного аутотрансплантата длинного разгибателя V пальца. Сухожильный трансплантат проводится под дистальными отделами II, III, IV плюсневых костей со стороны подошвы и в положении коррекции поперечного свода фиксируется к I и V метатарзальным костям.

Фиксированная деформация переднего отдела стопы («ригидная» стопа) может быть устранена только с помощью остеотомии I плюсневой кости. При значительном увеличении угла латерального отклонения суставной поверхности головки I плюсневой кости выполняем субкапитальные варизирующие остеотомии (Hohmann или chevron). В остальных случаях применяем остеотомию основания I плюсневой кости и, прежде всего, шаровидную остеотомию. После ее

выполнения I метатарзальная кость отклоняется кнаружи и в сторону подошвы, а, при необходимости, производится и деротация I плюсневой кости. При выраженных явлениях остеоартроза I плюснефалангового сустава или отклонении большого пальца кнаружи свыше 45–50° в дополнение используем методику Brandes.

Наряду с изолированными остеотомиями, при фиксированной форме поперечного плоскостопия в нашей клинике широкое применение нашли комбинированные операции, сочетающие корригирующую остеотомию основания I плюсневой кости с транспозицией приводящей мышцы. Важными преимуществами данной методики является устранение патологической тяги приводящей мышцы I пальца, возникающей при поперечном плоскостопии, а также использование ее функции для удержания плюсневых костей в корригированном положении. Учитывая данное обстоятельство, именно комбинированным вмешательствам мы отдаем предпочтение при фиксированной форме поперечного плоскостопия и hallux valgus.

В случаях выраженной центральной метатарзалгии, сопровождающейся болевым синдромом, распространенными натоптышами под головками средних плюсневых костей, а зачастую и молоткообразной деформацией II–IV пальцев, выполняем полную либо частичную резекцию головок соответствующих плюсневых костей. Наряду с данной методикой, в молодом возрасте (30–40 лет) используем укорачивающие остеотомии центральных плюсневых костей в дистальном или проксимальном отделе, позволяющие уменьшить нагрузку на их головки и устранить подвывихи или вывихи средних пальцев.

В послеоперационном периоде после прекращения иммобилизации большое внимание уделяем физиотерапевтическому лечению и своевременной разработке движений в суставах пальцев стопы.

Применение описанных методик хирургической реабилитации при поперечном плоскостопии и hallux valgus позволило получить положительные исходы в 93 % случаев.

#### **Mikhnovich E. Techniques of surgical rehabilitation of the foot for transverse platypodia.**

Hallux valgus is one of the most common foot deformities in women. Various types of surgical correction of transverse platypodia and hallux valgus, including distal soft-tissue procedures (McBride operation, myotendoplastic reconstruction of the forefoot), the first metatarsal osteotomies (Hohmann, chevron, spherical), combined techniques, the second-fourth metatarsal osteotomies (oblique shortening), resection of the second, third and fourth metatarsal heads, were described. The indications for

different types of operations were formulated. Outcomes of surgical treatment were evaluated. Positive anatomical and functional results were achieved in 93% cases.

**Е.Р. Михнович**

УО «Белорусский государственный медицинский университет»,  
г. Минск, Республика Беларусь

#### **БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ СПОСОБА ПРОВЕДЕНИЯ СУХОЖИЛИЯ ПРИ МИОТЕНДОПЛАСТИКЕ ПЕРЕДНЕГО ОТДЕЛА СТОПЫ У БОЛЬНЫХ С ПОПЕРЕЧНЫМ ПЛОСКОСТОПИЕМ**

Характерной особенностью деформации переднего отдела стопы при поперечном плоскостопии и hallux valgus является подвывих и вывих сесамовидных костей в плюсне-сесамовидных сочленениях, развивающийся вследствие внутреннего варусного отклонения I плюсневой кости. Кроме того, в результате взаимодействия сил нагрузки на I метатарзальную кость и реакции опоры возникает момент силы, способствующий пронационной ротации I плюсневой кости и большого пальца. Ротация приводит к еще большему смещению сесамовидных костей в область межплюсневого промежутка и снижению опорной функции головки I плюсневой кости, что сопровождается перегрузкой головок средних плюсневых костей с образованием болезненных натоптышей на подошве.

Поэтому реконструктивная операция, проводимая для коррекции поперечного плоскостопия и hallux valgus, в обязательном порядке должна учитывать описанные компоненты деформации переднего отдела стопы.

Одним из способов оперативного лечения рассматриваемой патологии является «стяжка» плюсневых костей с помощью ауто- и аллосухожилий. На кафедре травматологии и ортопедии Белорусского государственного медицинского университета разработан оригинальный способ сухожильно-мышечной пластики (миотендопластики) переднего отдела стопы для коррекции нефиксированной формы поперечного плоскостопия и hallux valgus. Методика заключается в формировании поперечного свода путем «стяжки» I и V плюсневых костей сухожильным ауто-трансплантатом длинного разгибателя V пальца и транспозиции приводящей мышцы большого пальца на I плюсневую кость.



Эквино-поло-варусная стопа имела у 66,5% больных, эквинусная – у 9%, а остальные пациенты (24,5%) оперированы по поводу варусной, плоско-вальгусной, падающей стопы и деформирующего артроза подтаранного сустава. У 28% больных эквинусная установка стопы превышала 30 град, у 72% она была более 45 град.

При предоперационном обследовании деформирующий артроз голеностопного или таранно-ладьевидного суставов выявлен рентгенологически у 6 пациентов в возрасте до 35 лет и у 13 больных старше 35 лет, причем в последней группе у 5 пациентов отмечено поражение обоих суставов.

Всем больным выполнен корригирующий трехсуставного артродез по Лямбринуди. В 8 случаях (24%) операция сочеталась с удлинением Ахиллова сухожилия. Нагрузку в гипсовой повязке разрешали через 4–6 нед.

Длительность иммобилизации составила 3 месяца, в послеоперационном периоде все больные в течение не менее 2 лет пользовались ортопедической обувью с жестким берцем.

#### **Результаты**

Полная коррекция формы стопы с нормализацией её опорной функции достигнута у 25 пациентов (76%). Значительное улучшение походки наступило у 29 больных (88%), из них 26 пользуются обычной обувью. Среди резидуальных деформаций наиболее часто встречались: эквинус (15%) и супинация (9%).

Несращение в таранно-ладьевидном суставе отмечено в 7 случаях (21%), в пяточно-кубовидном – в 3 случаях, в обоих суставах – в 2 случаях. Умеренный болевой синдром при этом отмечали 4 пациента.

#### **Выводы**

1. При наличии эквинусной, варусной и аддукционной деформации стопы корригирующий трехсуставный артродез по Лямбринуди позволяет добиться полной коррекции её формы в 76% случаев, улучшить походку у 88% больных.

2. При отсутствии прогрессирования деформации стопы корригирующие операции должны производиться в более ранние сроки с целью профилактики деформирующего артроза.

#### **Rutsky A., Kezlya O., Yarmolovich V. The results of lambrinudi arthrodesis for threatment of deformity of the foot.**

We have studied results of 33 operations of Lambrinudi arthrodesis for severe calcaneo-cavus deformity of the foot. Plantigrade position of the foot has been completely normalized in 76%. 80% of patients use ordinary footwear. Conclusions. 1. Lambrinudi arthrodesis is an effective operation for correction severe calcaneo-cavus deformity of the foot. 2. The operation

should be done in early period to prevent degenerative changes in the midtarsal joints.

#### **Л.З. Сычевский<sup>1</sup>, С.И. Болтрукевич<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> УЗ «Гродненская городская клиническая больница скорой медицинской помощи», г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>2</sup> УО «Гродненский государственный медицинский университет», г. Гродно, Республика Беларусь

#### **БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ МЕТОДА ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ СПАСТИЧЕСКИХ ЭКВИНУСНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ**

Общепринятым стандартом хирургического лечения фиксированных деформаций стоп у больных детским церебральным параличом является удлинение икроножной порции трёхглавой мышцы голени при её изолированном поражении и удлинение ахиллова сухожилия при укорочении обеих порций (камбаловидной и икроножной). Основным недостатком и осложнениями изолированного удлинения икроножной мышцы является большое количество рецидивов от 12 до 48 %, связанных с повреждением «зоны роста», находящейся в области перехода мышцы в сухожилие.

Удлинение ахиллова сухожилия также приводит к различного рода осложнениям и функциональным отклонениям, так как *m. triceps surae* состоит из двух совершенно разных по своему функциональному назначению и анатомическому строению мышц, вплетающихся в одно сухожилие: *m. Gastrocnemius* – быстросокращаемая двухсуставная пропульсивная мышца, перемещающая тело в пространстве, имеющая продольное (параллельно силовой линии) расположение мышечных волокон, *m. Soleus* – медленносокращаемая односуставная антигравитационная мышца, стабилизирующая суставы, играющая ключевую роль в создании т.н. подошвенногибательной – коленноразгибательной пары, отвечающей почти на 50% за выпрямленное положение человека и эргономическую оптимальность при ходьбе в фазе опоры за счёт её эксцентрически-стабилизационного действия. Удлинение ахиллова сухожилия всего на 1 см приводит к снижению силы *m. soleus* на 30%, 1,2 см на 50%, а 2 см на 85% (из-за косоого расположения и малой длины её мышечных волокон, более короткого и менее эластичного сухожилия).

Таким образом, при удлинении ахиллова сухожилия происходит расслабление только *m. Gastrocnemius*, а *m. Soleus*, более важная в

функциональном отношении мышца, практически выключается. Поэтому недостаточное удлинение ахиллова сухожилия приводит к рецидивам, но даже достаточное и тем более чрезмерное удлинение приводят к нестабильной, «согнутой» походке и (или) формированию пяточной или пяточно-полой стопы.

Методика перемещения ахиллова сухожилия кпереди на пяточную кость позволяет равномерно расслабить обе порции *m. triceps surae* за счёт уменьшения длины плеча пяточного рычага. При этом сила подошвенного сгибания в фазу переноса стопы и начального контакта уменьшается значительно (на 48%), обеспечивая хорошую чистоту во время переноса, адекватную предустановку и демпфирование при начальном контакте. В фазу опоры точка вращения рычага перемещается от пятки к головке 1 плюсневой кости при этом рычаг 1-го порядка переходит в рычаг 2-го порядка, уменьшая силу подошвенного сгибания незначительно (на 15%), что обеспечивает максимальное сохранение концентрической, позитивной работы икроножной мышцы и эксцентрической, энергосберегающей, стабилизирующей работы камбаловидной мышцы.

Авторами оценены результаты оперативного лечения 37 пациентов (52 стопы), оперированных по поводу спастических эквинусных деформаций путём перемещения ахиллова сухожилия кпереди на пяточную кость по собственной методике. Средний срок наблюдения составил 3 г. 10 мес. (от 6мес. до 10 лет.). Клиническая оценка содержала данные клинического осмотра (измерение объёма движений до и после операции), оценку спастичности (по шкале Ashworth), фотоплантографию, динамическую педобарографию, анализ ходьбы (по Эдинбургской визуальной оценочной методике), анкетирование оценки функции ходьбы (функциональная оценочная анкета Gillette: шкала функции ходьбы), измерение индекса энергетического потребления и анкетирование удовлетворённости результатом оперативного вмешательства. Отмечалось улучшение показателей по всем категориям клинической оценки.

Выводы: Согласно существующим 5 признакам нормальной ходьбы, которые утрачиваются при патологии в соответствии их важности (Регу 1985):

1. Стабильность во время опоры,
2. Чистота во время переноса стопы,
3. Соответствующая фазе переноса предустановка стопы,
4. Адекватная длина шага,
5. Сохранение энергии.(Gage 1991).

Наиболее биомеханически и патофизиологически обоснованным методом лечения укорочения трёхглавой мышцы является перемещение ахиллова сухожилия кпереди на пяточную кость.

#### Sychevsky L., Boltrukevich S. **Biomechanical rationale of surgical treatment of spastic equinus foot deformity.**

Abstract: Authors suggests that heel cord advancement is most biomechanically- and pathophysiologically- grounded procedure for adequate surgical treatment of spastic equinus foot deformity.

**В.А. Ярмолевич, О.П. Кезля**

БелМАПО, кафедра ортопедии и травматологии, г. Минск, Республика Беларусь

#### **ШЕВРОН-ОСТЕОТОМИЯ I ПЛЮСНЕВОЙ КОСТИ В ЛЕЧЕНИИ HALLUX VALGUS**

##### **Цель работы**

Определить возможности углообразной остеотомии в области шейки I плюсневой кости в коррекции вальгусного отклонения I плюсневой стопы и изучить отдаленные исходы этой операции.

##### **Материал и методы**

Прооперированы 46 больных с вальгусной деформацией I пальца стопы. У 29 из них (63%) была II степень деформации, у 17 (37%) – III степень. Женщин было 45, мужчина – 1. У 11 пациентов выполнены операции на обеих стопах (всего 57 операций). Средний возраст пациентов составил 48,6 года. Длительность наблюдения после операции составила 2,8 года (от 2 до 5-и лет).

В пред- и послеоперационном периоде больные обследовались клинически и Rg-логически. Основными жалобами до операции были: выраженный экзостоз (89%), ограничение подвижности в I плюсне-фаланговом суставе (81%), болезненный натоптыш (54%).

У пациентов со II степенью деформации вальгусное отклонение I пальца составляло в среднем  $34,2 \text{ град} \pm 0,8 \text{ град}$ , величина I межплюсневого угла –  $14,2 \text{ град} \pm 1,1 \text{ град}$ . Дегенеративные изменения в I плюсне-фаланговом суставе имелись у 46% пациентов.

В группе больных с деформацией III степени соответствующие величины составили  $46,5 \text{ град} \pm 1,2 \text{ град}$  и  $17,4 \text{ град} \pm 0,6 \text{ град}$ , а дегенеративные изменения определялись у 87 % больных.

### Методика

Всем пациентам была проведена дистальная углообразная "шеvron"-остеотомия в области шейки I плюсневой кости с медиализацией головки на 3–5 мм и последующей иммобилизацией мягкой повязкой на срок 6–8 недель в положении гиперкоррекции деформации. Средний срок нахождения в стационаре составил 4 дня. Нагрузку на наружный край стопы разрешали сразу по уменьшению болей. С целью сохранения фиксирующих свойств повязку сменяли амбулаторно через каждые 7 дней.

### Результаты

Основным критерием эффективности операции было восстановление нормальных осевых взаимоотношений I пальца и I плюсневой кости. В 44 случаях (77%) по результатам самооценки был получен хороший и в 13 (23%) – удовлетворительный косметический эффект. Неудовлетворительных косметических исходов с полным рецидивом деформации не было. Рентгенологически выявлено уменьшение I межплюсневого угла до 8,1 град, вальгусного отклонения I пальца до 13,8 град при II степени деформации и 10,4 град ± 1,5 град и 18,6 град ± 1,8 град соответственно при III степени.

### Исходы и осложнения

В 17 случаях (30%) после операции уменьшился объем движений в I плюсне-фаланговом суставе. Кроме того, имелись 2 случая нагноения послеоперационной раны (5%) и 1 случай аваскулярного некроза головки I плюсневой кости (2,5%).

### Выводы

1. Специфическим осложнением "шеvron"-остеотомии при лечении hallux valgus является ограничение движений в I плюсне-фаланговом суставе.

2. "Шеврон" – остеотомия позволяет полностью нормализовать I межплюсневый угол и угол вальгусного отклонения I пальца при II стадии hallux valgus, что может определять область ее применения в лечении этой патологии.

### Yarmolovich V., Kezlya O. Chevron osteotomy of the i metatarsal in treating hallux valgus deformity.

Results of treating 46 patients with hallux valgus deformity II–III st. using method of chevron osteotomy have been analysed. We have got 77% of good and 23% satisfactory results. The intermetatarsal angle after operation was normal in all cases of II st. deformity. Conclusions. 1. Chevron osteotomy is an effective method of treating hallux valgus deformity II st. 2. The most frequent complication of this procedure is the limitation of the motions in the I metatarso-phalangeal joint.

Л.З. Сычевский<sup>1</sup>, М.И. Игнатовский<sup>2</sup>, А.Г. Мармыш<sup>3</sup>, В.С. Аносов<sup>3</sup>, Т.Б. Шатунова<sup>4</sup>

<sup>1</sup> УЗ «Гродненская городская клиническая больница скорой медицинской помощи», г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>2</sup> ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения НАН Беларуси», г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>3</sup> УО «Гродненский государственный медицинский университет», г. Гродно, Республика Беларусь

<sup>4</sup> БПОВЦ Гродненский филиал, г. Гродно, Республика Беларусь

### ДИНАМИЧЕСКАЯ ПЕДОБАРОГРАФИЯ КАК МЕТОД ДИАГНОСТИКИ И ОЦЕНКИ РЕЗУЛЬТАТОВ ЛЕЧЕНИЯ ДЕФОРМАЦИЙ СТОП У БОЛЬНЫХ ДЕТСКИМ ЦЕРЕБРАЛЬНЫМ ПАРАЛИЧОМ

Динамическая педобарография в последнее время получила широкое распространение, в основном как оценочная методика при различных видах патологии стопы, таких как плосковальгусная деформация, поперечное плоскостопие и Hallux Valgus, диабетическая и ревматоидная стопа. В инструкциях по применению различных коммерческих моделей отсутствует, а в научных публикациях крайне скудна и разрозненна информация о возможном применении динамической педобарографии для диагностики и оценки результатов лечения деформаций стоп у больных детским церебральным параличом.

Существуют 6 основных типов деформаций стоп при спастических параличах: эквинусная, эквиноварусная, эквиновальгусная, плосковальгусная, пяточная и пяточновальгусная. Каждая из этих форм деформаций имеет не только характерную клиническую картину, но и соответственный тип педобарографии. Авторы обобщают и стандартизируют данные динамической педобарографии для качественного анализа деформации во время ходьбы путём оценки структуры графиков интегральной нагрузки, распределения давления в реальном масштабе времени и траектории центра давления, и количественного анализа, вводя понятия сагиттального и фронтального динамического индексов.

Динамическая педобарография простой, неинвазивный, относительно недорогой и объективный метод исследования для диагностики и оценки результатов лечения при деформациях стоп у больных детским церебральным параличом

Работа выполнена при поддержке INTERREG IIIA / TACIS CBC проект NEB/PL/PDL/2.1/05/238.

Sychevsky L., Ihnatousky M., Marmysh A., Anosov V., Shatunova T.  
**Dynamic pedobarography for diagnostic and treatment assessment of spastic foot deformities.**

Authors propose to use dynamic foot pressure measurements for diagnostic and treatment assessment of spastic foot deformities. Pressure-time integral graphic, center of pressure trajectory and pressure movement in real time combined with introducing into practice meanings of sagittal and coronal dynamic foot pressure index are objective, easy to perform and affordable qualitative and quantitative measurements for treatment assessment of spastic foot deformities.

## **ОСНОВНЫЕ ТЕРМИНЫ В ПОДИАТРИИ – БИОМЕХАНИКЕ, ОРТОПЕДИИ И РЕАБИЛИТАЦИИ СТОПЫ**

### **А**

**Ампутация** (лат. amputatio – отсечение) – операция удаления периферической части конечности или какого-либо органа. Ампутация конечности с вычленением в суставе называется экзартикуляцией, полное удаление органа – экстирпацией. Оставшаяся часть конечности (органа) называется культей. Различают А. первичную, вторичную, позднюю, повторную, транспортную,. По способу выполнения – гильотинную, круговую, лоскутную, костнопластическую и др.

**Ангулометрия** (лат. angulus – угол + греч. metreo – измерять), син. гониометрия – определение объема (амплитуды) движений в суставах с помощью угломера (гониометра). См. Гониометрия. Угломер.

**Аппарат ортопедический** – см. Брейс. Ортез. Ортопедические аппараты. Протез.

### **Б**

**Биомеханика** (греч. bios – жизнь + mechanike – механика) – раздел биофизики, изучающий движения тела, конечностей, крови, функцию мышц, связок, сухожилий, суставов, механические свойства тканей и органов, прочность костей и способы их соединения и т. п., методами точных наук: механики, физики, математики, сопротивления материалов т.п.

### **В**

**Вальгусная деформация первого пальца стопы**  
См. Варусная деформация. Деформация.

**Вальгусная деформация первого пальца стопы** – см. Халлюс вальгус

**Вальгусная деформация коленного сустава** – см. Гену вальгум.

**Варусная деформация** (лат. vagus – кривой, изогнутый внутрь + deformatio – искажение) – изменение оси конечности во фронтальной плоскости с образованием угла открытого внутрь, к средней линии тела. См. Вальгусная деформация.

**Варусная деформация коленного сустава** — см. Гену варум.

## Г

**Гену вальгум** – Genu valgum (лат. genu – колено, valgus – изогнутый кнаружи) – деформация коленного сустава с образованием угла между бедром и голенью, открытого кнаружи. При двухсторонней деформации – ноги Х-образные. См. Вальгусная деформация.

**Гену варум** – Genu varum (j genu – колено, varus – изогнут внутрь) – деформация коленного сустава с образованием угла между бедром и голенью открытого внутрь. При двухсторонней деформации – ноги О-образные. См. Вальгусная деформация.

**Гониометр** (греч. gonia – угол metreo – измерять), син. угломер – прибор для измерения объёма движений в суставах.

**Гониометрия** (греч. gonia – угол metreo – измерять), син. ангулометрия – определение объема движений в суставах с помощью угломера (гониометра). См. Ангулометрия.

## И

**Ихнография** (греч. ichnos – след + grapho – писать) – метод изучения походки и формы стопы по отпечаткам подошвенной поверхности стоп, полученным при ходьбе. См. Плантография.

## К

**Каллюс** (лат. callus – мозоль) – костная мозоль, образующаяся при сращении перелома.

**Кальканодиния** (греч. calcaneus – пятка + odyno – боль) – боль в пяточной области без уточнения причины, например при пяточной шпоре или ахиллобурсите. См. Пяточная шпора.

**Кинематика** (греч. kinesis – движение) – раздел механики (биомеханики), изучающий движения и силы, необходимые для их совершения. Рассматриваются движения как части тела (сегмента), так и всего тела, включая бег, лазание и пр. См. Биомеханика.

**Консервативный** (лат. conserva-tivus – охранительный) в травматологии и

ортопедии – метод лечения не связанный с хирургическим вмешательством. Например, при переломах – закрытая репозиция и иммобилизация гипсовой повязкой или скелетное вытяжение.

**Конская стопа** – см. Стопа конская.

## М

**Метатарзалгия** (анат. metatarsus – плюсна + греч. algos – боль) – общее название выраженной боли в области плюсневых костей стопы без уточнения причины. Наиболее часто М. является следствием повторных травм и деформаций стопы.

## Н

**Ноги О - образные** – деформация ног при двухстороннем genu varum. См. Гену варум.

**Ноги Х - образные** – деформация ног при двухстороннем genu valgum. См. Гену вальгум.

## О

**Олигодактилия** (греч. oligos – малый, немногий, незначительный + dactylos – палец) – аномалия развития: неполное число пальцев кистей или стоп.

**Ортезирование** (греч. orthos – прямой) – лечебное воздействие, направленное на восстановление или улучшение формы и функции поврежденной конечности, позвоночника, туловища с применением различных ортезов. См. Ортезы. Ортопедические аппараты.

**Ортезы** (греч. orthos – прямой) – специальные устройства для фиксации, разгрузки, коррекции и активизации функций поврежденной конечности. Могут быть профилактическими, лечебными, постоянными, корригирующими, разгружающими, корригирующими, функциональными, функционально-фиксирующими и др. Конструктивно изготавливаются в виде ортопедических шин, туторов, аппаратов. См. Брейс. Корсет. Ортопедические аппараты. Тутор.

**Ортопедическая обувь** – обувь специальной конструкции для коррекции функции и (или) формы патологически измененной конечности. См. Ортез. Протез.

**Ортопедическая стелька** – ортопедическое изделие в виде вкладываемой в обувь стельки, форма которой повторяет нормальную форму продольного и (или) поперечного свода стопы; применяется для исправления деформаций стопы. См. Плоскостопие.

**Ортопедические аппараты** – протезно-ортопедические изделия серийного или индивидуального изготовления для улучшения, восстановления, предупреждения ухудшения и замещения утраченных функций конечностей, позвоночника, туловища. См. Ортез.

**Ортопедия** (греч. orthos – прямой + paideia – воспитание, обучение; иная, исторически первоначальная, трактовка: paidos – дитя) – специальная отрасль хирургии, которая занимается лечением, профилактикой и лечением всевозможных деформаций конечностей и позвоночника, как врожденных, так и процессами и травматическими повреждениями.

## П

**Плантарный** (лат. plantaris, от planta – ступня, подошва) – относящийся к подошвенной поверхности стопы.

**Плантограмма** (лат. planta – ступня, подошва + греч. gramma – запись) – контур вертикальной проекции стопы, совмещенный с отпечатком ее подошвенной поверхности; используется для диагностики плоскостопия. (См. Плоскостопие. Подометрия.)

**Плантографический индекс** (лат. planta – ступня, подошва + греч. grapho – писать, изображать) – показатель высоты свода стопы, представляющий собой соотношение закрашенной и незакрашенной частей плантограммы на уровне поперечного свода стопы. См. Плоскостопие. Подометрия.

**Плантография** (лат. planta – ступня, подошва + греч. grapho – писать, изображать) – общее название методов определения плоскостопия по отпечатку подошвенной поверхности стопы. См. Плоскостопие. Подометрия.

**Плоскостопие** (pes planus), син. плоская стопа – деформация стопы, при которой уменьшается высота ее сводов. Паралитическое П. обусловлено параличом мышц, поддерживающих свод стопы. Поперечное П.

характеризуется уменьшением высоты поперечного свода. Продольное П. сопровождается уменьшением высоты продольного свода. Профессиональное П. обусловлено длительным непрерывным стоянием при выполнении профессиональной работы. Рахитическое П. наблюдается у детей при рахите, отличается уплощением свода при нагрузке и восстановлением при снятии нагрузки. Статическое П. обусловлено хронической перегрузкой у лиц с избыточным весом. Травматическое П. – следствие переломов лодыжек, пяточной кости, других костей стопы или повреждения её мышц. См. Плантографический индекс. Плантография.

**Подиатрия** (pediatry) – наука, занимающаяся изучением строения, коррекции и реабилитации различных дисфункций и патологий стоп.

**Подобарометрия** (барометрия стоп) – изменение давления на поверхности стоп.

**Подометрия** (греч. pus, podos – нога, ступня + metreo – измерять) – измерение размеров стопы: длины, ширины, высоты и определение их соотношения; выполняется при диагностике плоскостопия. См. Плоскостопие.

**Полая стопа** (pes excavatus) – см. Стопа полая.

**Пронация** (лат. pronatio – склонившийся, наклоненный) – движения вдоль оси конечности, при которых ладонь опущенной руки поворачивается кзади (согнутой в локтевом суставе – книзу), а подошвенная поверхность стопы кнаружи. См. Супинация.

**Протез** (франц. prothese, от греч. prosthesis присоединение, добавление) – любое искусственное приспособление (устройство), предназначенное для возмещения пораженной или утраченной части тела, сегмента конечности. Протезы для культей верхней конечности могут быть косметическими, активными, рабочими, комбинированными. П. для культей нижней конечности различаются в зависимости от количества движений, допускаемых шарнирами («суставами») и способов управления. См. Ортез.

**Реабилитация** (франц. rehabilitation, от лат. re – вновь, назад, пере – + habilis – приспособленный, удобный) – 1) комплекс медицинских, педагогических, социальных, психологических и др. мероприятий, направленных на восстановление или компенсацию нарушенных

функций организма и трудоспособности больных и инвалидов; 2) в физиотерапии – лечение больных с различными заболеваниями и травмами для восстановления здоровья или предотвращения его ухудшения. Р. медицинская включает комплекс лечебных мероприятий, применяемых для лечения больного. Р. профессиональная (производственная) – мероприятия, предпринимаемые для восстановления трудовых возможностей больного. Р. социальная (бытовая) – комплекс мер, направленных на развитие у больного навыков самообслуживания.

**Реадаптация** (лат. readaptatio, от re– вновь, назад, пере– + ad– к, при + aptus – годный, удобный) – комплекс мероприятий (медицинских, государственных, общественных), направленных на приспособление человека к конкретным условиям труда и быта. См. Реабилитация.

С

**Свод стопы** – конфигурация скелета стопы в виде свода, опирающегося на пяточный бугор и головки I и V плюсневых костей и , удерживаемого связками и мышцами. См. Плантография. Плоскостопие.

**Синдактилия** (греч. syn – вместе, daktylos – палец) – врожденное уродство в виде полного или частичного сращение двух и более пальцев кисти или стопы между собой. Различают С. кожную, костную, концевую и др.

**Стопа болтающаяся** (лат. relaxatio pedis) – периферический паралич всех мышц, принимающих участие в движениях стопы, проявляющийся её свисанием.

**Стопа вальгусная** (лат. pes valgus) – сочетание отведения и пронации стопы, при котором опорой служит её медиальный край; встречается при выраженном плоскостопии, при неправильно сросшемся переломе лодыжек. См. Вальгусная деформация.

**Стопа варусная** (лат. pes varus) – сочетание приведения и супинации стопы, при котором опорой служит её латеральный край; встречается при параличе малоберцовой мышцы и последствиях переломов в области голеностопного сустава. См. Варусная деформация.

**Стопа когтеобразная** (лат. pes unguiformis) – деформация стопы в виде

её резкого разгибания, причем пальцы разогнуты в плюсне-фаланговых и согнуты в межфаланговых суставах; признак повреждения большеберцового нерва на бедре.

**Стопа конская** (лат. pes equinus) – контрактура голеностопного сустава, при которой стопа фиксирована в положении подошвенного разгибания; может быть следствием травмы, укорочения икроножной мышцы, длительной иммобилизации стопы гипсовой повязкой в неправильном положении, параличе разгибателей стопы при полиомиелите и др. См. Стопа пяточная.

**Стопа маршевая**, син.: болезнь Дейчлендера, маршевый перелом, перелом новобранцев, ползучий перелом, метатарзалгия. Возникает от функциональных перегрузок у взрослых, у солдат на длительных маршах. Проявляется болью и припухлостью в области II–IV плюсневых костей. Рентгенологически в них видна характерная поперечная линия «просветления» – зоны перестройки Лоозера. См. Лоозера зона перестройки.

**Стопа поляя** (лат. pes excavatus) – деформация стопы, характеризующаяся чрезмерно высоким продольным сводом; развивается при полиомиелите и др.

**Стопа приведенная** (лат. pes adductus) – деформация стопы, при которой её передний отдел приведен; наблюдается при параличе малоберцовой группы – мышц.

**Стопа пяточная** (лат. pes calca-neus) – контрактура голеностопного сустава с фиксацией стопы в положении тыльного сгибания, при котором опора приходится на пяточный бугор (в противоположность конской стопе). См. Стопа конская.

**Стопа траншейная**, син.: иммерсионное повреждение, ознобление, конечность влажная – некроз кожи и пальцев стоп в результате их длительного умеренного охлаждения при температуре воздуха около 0°C и высокой влажности, чаще в военной обстановке. При этом конечность бледнеет, отекает, становится холодной и влажной, возможны мацерация, некрозы и инфицирование тканей. В последующем в течение многих лет может сохраняться повышенная потливость, боли и высокая чувствительность к низким температурам.

**Супинация** (лат. supinatio – переворачивать) – движение вдоль оси

конечности, при котором ладонь опущенной руки поворачивается кпереди, (согнутой в локтевом суставе – кверху), а подошвенная поверхность стопы кнутри. См. Пронация. Ротация.

## У

**Угломер**, син. гониометр (в медицине) – прибор для измерения в угловых градусах амплитуды движений суставов конечностей и подвижности позвоночника, представляет собой соединенные шарниром линейки, к одной из которых прикреплена градуированная дуга, а к другой стрелка-указатель.

## Ф

**Физиокинезотерапия** – комплекс лечебных мероприятий, включающий активную и пассивную гимнастику, использование физических факторов, массаж и психотерапию с целью восстановления функций при повреждениях опорно-двигательного аппарата. См. Кинезотерапия.

**Физкультура лечебная** – 1) метод лечения, профилактики и медицинской реабилитации, основанный на использовании физических упражнений и других средств физической культуры; 2) раздел клинической медицины, изучающий механизмы терапевтического действия физических упражнений, а также других средств физической культуры и разрабатывающий методы их применения с лечебно-профилактической и реабилитационной целью. См. Кинезотерапия, Реабилитация.

## Х

**Халлус вальгус** – Hallus valgus (лат. hallus- большой палец ноги + valgus – кривой, изогнутый кнаружи), син. вальгусная деформация первого пальца стопы – отклонение первого пальца стопы кнаружи. Часто наблюдается при плоской стопе, при этом головка первой плюсневой кости смещается кнутри. На ней возникает экзостоз, над которым образуется периодически воспаляющаяся слизистая. См. Плоскостопие. Стопа плоская.

## Ш

**Шпора пяточная** (лат. calcar calcaneum) – см. Пяточная шпора.

## Э

**Эквинус** (наг. equinus - лошадиный) – см. Стопа конская.

## СПИСОК АВТОРОВ

### А

Акулич Ю.В. 35  
Алборов О.И. 134  
Андрухова Р.В. 105  
Аносов В.С. 154  
Аскерко Э.А. 110

### Б

Балакин В.А. 36  
Белявский Н.М. 75  
Бесманс С. 27  
Богдаль Я.Я. 60  
Болобошко К.Б. 110  
Болтрукевич С.И. 141, 150  
Бондаренко К.К. 53  
Бродко Г.А. 30

### В

Ван Зветен К.Д. 27  
Вандерстин М. 27

### Г

Гавриков К.В. 63  
Гавриленко С.Л. 114  
Гайда Л.С. 12  
Гарелик П.В. 17  
Горбачик В.Е. 97, 99

### Д

Дейкало В.П. 110  
Дерлятка М. 12, 20, 45, 47  
Дойлидо А.И. 55  
Дьяченко А.А. 112

### Е

Епифанов И.В. 17

### И

Игнатовский М.И. 12, 17, 39, 47,  
77, 81, 90, 94, 154

### К

Кашуба В.А. 32  
Кезля О.П. 148, 152  
Ковалёв А.Л. 97, 99  
Костюкевич О.М. 108  
Крупич Б. 12, 20, 45, 47  
Крючок В.Г. 108  
Курек М.Ф. 128  
Куриленко А.В. 67

### Л

Ламур К.С. 27  
Лашковский В.В. 4, 12, 17, 39, 77,  
90, 94, 141  
Лепеша С.В. 47, 81  
Лиггинс А. 24  
Линник А.И. 99  
Липпенс П.Л. 27

### М

Мазаник Л.Ю. 56, 60  
Макаренко О.А. 118  
Максименко А.Д. 124  
Максимович В.А. 138  
Мандриков В.Б. 63  
Мармыш А.Г. 154  
Матвеев В.С. 55  
Махабер Р.В. 27  
Милюшкова Ю.В. 99  
Михнович Е.Р. 144, 146

### Н

Нараин Ф.Х.М. 27  
Недилько Ю.И. 105  
Новик И.Г. 118  
Няшин Ю.И. 35

### О

Олехнович М. 45  
Осипенко М.А. 35

## П

Паук И. 12, 20, 45, 47  
Перепелкин А.И. 63  
Петроковец Е.М. 70  
Пивоваров В.В. 105  
Пинчук Л.С. 65  
Пирогова Л.А. 114  
Подгаец Р.М. 35

## Р

Рейскенс А. 27  
Робинс И. 27  
Ровба Е.А. 37  
Рогальский М. 45  
Рудаков Р.Н. 35  
Руцкий А.В. 148

## С

Сагайдак Д.И. 128  
Санукевич И.В. 124  
Свириденко А.И. 4, 12, 17, 81,  
130, 138  
Свириденко И.А. 114  
Северин А. 12  
Сергеенко С.Е. 75  
Сергиенко К.Н. 32, 72  
Сечко А.Э. 118  
Скворцов Д.В. 103  
Смелкова С.В. 99  
Солошик В.В. 53  
Сотин А.В. 35  
Старовойтов С.А. 37  
Сычевский Л.З. 12, 39, 150, 154

## Т

Татур В.Г. 75  
Тишков В.В. 108  
Толстик А.Н. 110

## Ц

Царапкин Л.В. 63

Цветкова Е.А. 136

## Ч

Черноус Д.А. 53  
Чернякова Ю.М. 65  
Чигарев А.В. 67  
Чочиев Г.М. 134

## Ш

Шайкова Т.В. 60  
Шатунова Т.Б. 154  
Шашура Л.И. 118, 124, 130  
Шилько С.В. 53, 70  
Шмидт К.П. 27

## Я

Ярмолевич В.А. 148, 152

## СОДЕРЖАНИЕ

<b>ПРЕДИСЛОВИЕ</b> .....	3
<b>БИОМЕХАНИКА И ДИАГНОСТИКА ДИСФУНКЦИЙ СТОП</b> .....	4
Свириденко А.И., Лашковский В.В. БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ РАЗВИТИЯ СОВРЕМЕННОЙ ПОДИАТРИИ.....	4
Свириденко А.И., Крупич Б., Лашковский В.В., Северин А., Игнатовский М.И., Паук И., Гайда Л.С., Дерлятка М., Сычевский Л.З. РЕЗУЛЬТАТЫ ВЫПОЛНЕНИЯ В РАМКАХ ЕВРОПЕЙСКОЙ ПРОГРАММЫ «ДОБРОСОСЕДСТВО ПОЛЬША–БЕЛАРУСЬ– УКРАИНА» ПОЛЬСКО-БЕЛОРУССКОГО ПРОЕКТА ПО БИОМЕХАНИЧЕСКОМУ ИССЛЕДОВАНИЮ И КОРРЕКЦИИ ДИСФУНКЦИЙ ДЕТСКИХ СТОП/.....	12
Лашковский В.В., Епифанов И.В., Гарелик П.В., Свириденко А.И., Игнатовский М.И. ДЕТСКАЯ ПОДИАТРИЯ В РАМКАХ РЕСПУБЛИКАНСКОЙ ПРОГРАММЫ «ДЕТИ БЕЛАРУСИ» (ГРОДНЕНСКАЯ ОБЛАСТЬ).....	17
Derlatka M., Pauk J., Krupich B. ANALYSIS OF GROUND REACTION FORCES FOR CHILDREN WITH PLANO-VALGUS.....	20
Liggins A.B. FOOT AND ANKLE MEASURES USING INSTRUMENTED GAIT ANALYSIS: MODELLING CHALLENGES AND PRACTICAL ADAPTATIONS.....	24
Van Zwieten K.J., Biesmans S., Schmidt K.P., Lippens P.L., Reyskens A., Robeyns I., Vandersteen M., Mahabier R.V., Narain F.H.M., Lamur K.S. NON-SAGITTAL MOVEMENTS IN LOWER LEG AND FOOT, AND SOME OF THEIR UNDERLYING ANATOMICAL AND KINEMATICAL PRINCIPLES.//.....	27
Бродко Г.А. ХИРУРГИЧЕСКОЕ ЛЕЧЕНИЕ ВРОЖДЕННОЙ ПЛОСКО- ВАЛЬГУСНОЙ ДЕФОРМАЦИИ СТОП У ДЕТЕЙ.....	30

Кашуба В.А., Сергиенко К.Н. ТЕХНОЛОГИИ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ОПОРНО-РЕССОРНОЙ ФУНКЦИИ СТОПЫ ЧЕЛОВЕКА.....	32
Акулич Ю.В., Няшин Ю.И., Подгаец Р.М., Рудаков Р.Н., Осипенко М.А., Сотин А.В. РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ИСКУССТВЕННОЙ СТОПЫ.....	35
Балакин В.А. ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ СТОПЫ СО СКОЛЬЗКОЙ ПОВЕРХНОСТЬЮ ОПОРЫ.....	36
Ровба Е.А., Старовойтов С.А. МОДЕЛИ РАСЧЕТА ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТЕЛКИ.....	37
Игнатовский М.И. , Лашковский В.В. , Сычевский Л.З. БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ДЕТЕЙ ГРОДНЕНЩИНЫ: ХАРАКТЕРИСТИКА ГРУППЫ.....	39
Derlatka M., Pauk J., Krupicz B., Olechnowicz M., Rogalski M. BIOMECHANICAL RESEARCHES OF CHILDREN FROM PODLASIE – THE CHARACTERISTIC OF THE GROUP.....	45
Pauk J., Krupicz B., Derlatka M., Ihnatouski M., Liapasha S. SCHOOLCHILDREN WITH PLANO-VALGUS. ANTHROPOMETRIC DATA.....	47
Бондаренко К.К., Солошик В.В., Шилько С.В., Черноус Д.А. ИЗМЕРЕНИЕ ТОНУСА ИКРОНОЖНОЙ МЫШЦЫ ПРИ ДИНАМИЧЕСКОЙ НАГРУЗКЕ СТОПЫ.....	53
Дойлидо А.И., Матвеев В.С. К ВОПРОСУ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СТОПЫ У СПОРТСМЕНОВ РАЗЛИЧНОЙ КВАЛИФИКАЦИИ И СПЕЦИАЛИЗАЦИИ.....	55
Мазаник Л.Ю. ВЛИЯНИЕ ЭФФЕКТА ТЕРМОДИНАМИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ НА ТЕРМОГРАФИЧЕСКИЕ ПОКАЗАТЕЛИ СТОП ПРИ СОСУДИС- ТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЯХ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ.....	56

Мазаник Л.Ю., Богдаль Я.Я., Шайкова Т.В. ИССЛЕДОВАНИЕ СВЯЗИ ЭМОЦИОНАЛЬНЫХ И ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ СОСТОЯНИЙ С ТЕМПЕРАТУРНЫМ ДИСБАЛАНСОМ В СТОПАХ.....	60
Перепелкин А.И., Гавриков К.В., Мандриков В.Б., Царапкин Л.В. ИЗМЕНЕНИЕ МОРФОФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ СТОПЫ ДЕТЕЙ ПЕРВОГО ДЕТСТВА.....	63
Пинчук Л.С., Чернякова Ю.М. ТРИБОЛОГИЧЕСКАЯ ДИАГНОСТИКА ДИСФУНКЦИЙ СИНОВИАЛЬНОЙ ЖИДКОСТИ.....	65
Куриленко А.В., Чигарев А.В. МОДЕЛИРОВАНИЕ СИЛ В ТАЗОБЕДРЕННОМ СУСТАВЕ В ФАЗЕ ОДНООПОРНОГО ПОЛОЖЕНИЯ.....	67
Шилько С.В., Петроковец Е.М. АНАЛИЗ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ФРИКЦИОННО-СВЯЗАННЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ПРОТЕЗА СТОПЫ И КОНТАКТА ПОДОШВЫ С ДОРОЖНЫМ ПОКРЫТИЕМ.....	70
Сергиенко К.Н. КОНТРОЛЬ ПРОСТРАНСТВЕННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК СТОПЫ ЧЕЛОВЕКА.....	72
Сергеенко С.Е., Татур В.Г., Белявский Н.М. УСТРОЙСТВО РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОННО-МЕХАНИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ДИСФУНКЦИИ СТОПЫ.....	75
Лашковский В.В., Игнатовский М.И. КЛИНИЧЕСКИЕ И БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ ЭФФЕКТИВНОСТИ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ПЛОСКО- ВАЛЬГУСНОЙ ДЕФОРМАЦИИ СТОПЫ У ДЕТЕЙ И ПОДРОСТКОВ.....	77
Лепеша С.В., Игнатовский М.И., Свириденок А.И. О ВЫБОРЕ МЕТОДИКИ ИНТЕРПРЕТАЦИИ ДАННЫХ ЦИФРОВОЙ ПЛАНТОГРАФИИ.....	81
Игнатовский М.И., Лашковский В.В. О БАРОМЕТРИИ ПОДОШВЕННОГО ДАВЛЕНИЯ СТОПЫ.....	90

Игнатовский М.И., Лашковский В.В. БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ДЕТЕЙ ГРОДНЕНЩИНЫ: БАРОМЕТРИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ ПОХОДКИ.....	94
Ковалёв А.Л., Горбачик В.Е. РАБОТА УСТРОЙСТВА ДЛЯ ОЦЕНКИ УГЛОВЫХ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ ОБУВИ.....	97
Горбачик В.Е., Линник А.И., Смелкова С.В., Ковалёв А.Л., Милюшкова Ю.В. ИССЛЕДОВАНИЕ СОСТОЯНИЯ СТОП И ГОЛЕНЕЙ ЖЕНЩИН РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ.....	99
<b>КОНСЕРВАТИВНЫЕ МЕТОДЫ КОРРЕКЦИИ И РЕАБИЛИТАЦИИ.....</b>	<b>103</b>
Skvortsov D.V. DIAGNOSTICS FEET AND MUSCULAR-SKELETON SYSTEM PATHOLOGY AND IT'S RENABILITATION BY NEW TEKSCAN TECHNOLOGY.....	103
Андрухова Р.В., Пивоваров В.В., Недилько Ю.И. ОСНОВНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ РЕАБИЛИТАЦИИ ФУНКЦИИ ДИАБЕТИЧЕСКОЙ СТОПЫ.....	105
Крючок В.Г., Тишков В.В., Костюкевич О.М. ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ РЕАБИЛИТАЦИИ ИНВАЛИДОВ, ПЕРЕНЕСШИХ АМПУТАЦИИ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ.....	108
Аскерко Э.А., Дейкало В.П., Боллобошко К.Б., Толстик А.Н. РЕАБИЛИТАЦИЯ БОЛЬНЫХ ПРИ ЗАСТАРЕЛЫХ ПЕРЕЛОМАХ ЛОДЫЖЕК.....	110
Дьяченко А.А. ОСОБЕННОСТИ ОПОРНО-РЕССОРНЫХ СВОЙСТВ СТОПЫ СЛАБОВИДЯЩИХ ДЕТЕЙ МЛАДШЕГО ШКОЛЬНОГО ВОЗРАСТА.....	112
Свиридёнков И.А., Гавриленко С.Л., Пирогова Л.А. ТЕРМОДЕФОРМИРУЕМЫЕ ПОЛИМЕРНЫЕ МАТЕРИАЛЫ С ЭФФЕКТОМ ПАМЯТИ – ЗАМЕНИТЕЛИ ГИПСА.....	114

Новик И.Г., Сечко А.Э., Шашура Л.И., Макаренко О.А. КРИОХИМИЧЕСКИЙ МЕТОД ОПТИМИЗАЦИИ ГИГИЕНИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПОЛИМЕРНЫХ ОРТЕЗОВ.....	118
Максименко А.Д., Санукевич И.В., Шашура Л.И. ДЕФОРМАЦИИ СЖАТИЯ И ДЕМПФИРОВАНИЕ МНОГОСЛОЙНЫХ ОРТЕЗНЫХ МАТЕРИАЛОВ ПРИ МЕХАНИЧЕСКОЙ НАГРУЗКЕ.....	124
Сагайдак Д.И., Курек М.Ф. РАЗРАБОТКА ВИБРОТОДА ДЛЯ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ТРАВМ ТЕЛА НА УЧАСТКАХ ЗНАЧИТЕЛЬНОЙ КРИВИЗНЫ.....	128
Свиридёнков А.И., Шашура Л.И. СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ОРТЕЗОВ.....	130
Чочиев Г.М., Алборов О.И. ВРОЖДЕННАЯ КОСОЛАПОСТЬ – ПЕРВЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ЛЕЧЕНИЯ В РОССИИ ПО МЕТОДУ ПОНСЕТИ.....	134
Цветкова Е.А. ЭЛАСТИЧНЫЕ ПОЛИМЕРНЫЕ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА ВОЗДЕЙСТВИЯ НА СТОПУ ЧЕЛОВЕКА.....	136
Максимович В.А., Свиридёнков А.И. РОЛЬ СТОПЫ В СПОРТИВНЫХ ДВИЖЕНИЯХ.....	138
<b>ХИРУРГИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ КОРРЕКЦИИ ПАТОЛОГИИ СТОП.....</b>	<b>141</b>
Лашковский В.В., Болтрукевич С.И. НОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ХИРУРГИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С ПЛОСКО-ВАЛЬГУСНОЙ ДЕФОРМАЦИЕЙ СТОПЫ.....	141
Михнович Е.Р. МЕТОДИКИ ХИРУРГИЧЕСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ СТОПЫ ПРИ ПОПЕРЕЧНОМ ПЛОСКОСТОПИИ.....	144

Михнович Е.Р. БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ СПОСОБА ПРОВЕДЕНИЯ СУХОЖИЛИЯ ПРИ МИОТЕНДОПЛАСТИКЕ ПЕРЕДНЕГО ОТДЕЛА СТОПЫ У БОЛЬНЫХ С ПОПЕРЕЧНЫМ ПЛОСКОСТОПИЕМ.....	146
Руцкий А.В., Кезля О.П., Ярмолович В.А. ОТДАЛЁННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ КОРРИГИРУЮЩЕГО ПОДТАРАННОГО АРТРОДЕЗА ПО ЛЯМБРИНУДИ В ЛЕЧЕНИИ ДЕФОРМАЦИЙ СТОП.....	148
Сычевский Л.З., Болтрукевич С.И. БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ МЕТОДА ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ СПАСТИЧЕСКИХ ЭКВИНУСНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ.....	150
Ярмолович В.А., Кезля О.П. ШЕВРОН-ОСТЕОТОМИЯ I ПЛЮСНЕВОЙ КОСТИ В ЛЕЧЕНИИ HALLUX VALGUS.....	152
Сычевский Л.З., Игнатовский М.И., Мармыш А.Г., Аносов В.С., Шатунова Т.Б. ДИНАМИЧЕСКАЯ ПЕДОБАРОГРАФИЯ КАК МЕТОД ДИАГНОСТИКИ И ОЦЕНКИ РЕЗУЛЬТАТОВ ЛЕЧЕНИЯ ДЕФОРМАЦИЙ СТОП У БОЛЬНЫХ ДЕТСКИМ ЦЕРЕБРАЛЬНЫМ ПАРАЛИЧОМ.....	154
<b>ОСНОВНЫЕ ТЕРМИНЫ В ПОДИАТРИИ – БИОМЕХАНИКЕ, ОРТОПЕДИИ И РЕАБИЛИТАЦИИ СТОПЫ.....</b>	<b>156</b>
<b>СПИСОК АВТОРОВ.....</b>	<b>164</b>

Научное издание

**Биомеханика стопы человека**

Материалы I Международной  
научно-практической конференции

Редакторы Н.Н.Красницкая, Е.А. Смирнова  
Компьютерный набор, вёрстка,  
дизайн: А.Ч. Свистун

Сдано в набор 23.03.2006. Подписано в печать 29.06.2006.  
Формат 60\*84/16. Бумага офсетная.  
Печать RISO. Гарнитура Таймс.  
Усл. печ. л. 16,74. Уч.-изд. л. 22,22. Тираж 200 экз. Заказ

Учреждение образования «Гродненский государственный  
университет имени Янки Купалы».  
ЛИ № 02330/0133257 от 30.04.2004. Ул. Пушкина, 39, 230012, Гродно.

Отпечатано на технике издательского центра  
Учреждения образования «Гродненский государственный  
университет имени Янки Купалы».  
ЛП № 02330/0056882 от 30.04.2004. Ул. Пушкина, 39, 230012, Гродно.