

УДК 617.586 – 007.56 – 089 – 036.82:615.477.1

## ПОСЛЕОПЕРАЦИОННАЯ РЕАБИЛИТАЦИЯ ПАЦИЕНТОВ С ПЛОСКО-ВАЛЬГУСНОЙ ДЕФОРМАЦИЕЙ СТОП С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПОДОШВЕННЫХ ОРТЕЗОВ

*В.В. Лашковский<sup>1</sup>, к.м.н., доцент; А.И. Свиридёнко<sup>2</sup>, д.т.н., профессор, академик НАН Беларуси; М.И. Игнатовский<sup>2</sup>, к.т.н.;*

*А.В. Белецкий<sup>3</sup>, д.м.н., профессор; Иоланта Паук<sup>4</sup>, доктор-инженер*

1 - УО «Гродненский государственный медицинский университет»

2 - ГНУ «Научно-исследовательский центр проблем ресурсосбережения НАН Беларуси»

3 - ГУ «Республиканский научно-практический центр травматологии и ортопедии»

4 - Белостокский технический университет РП

*Описана и обоснована методика послеоперационной реабилитации детей с плоско-вальгусной деформацией стопы с использованием подошвенных ортезов, изготовленных по оригинальной технологии с формированием индивидуального и анатомически обоснованного подошвенного рельефа стопы пациента.*

**Ключевые слова:** плоско-вальгусная деформация стопы, оперативное лечение, реабилитация, индивидуальные подошвенные ортезы.

*The paper describes and grounds the method of post-surgical rehabilitation of children with pes plano-valgus deformities with the application of insoles, created using an original technology with the formation of individual and anatomically valid sole-relief of the patient's foot.*

**Key words:** pes plano-valgus deformity, surgical treatment, rehabilitation, individual insoles.

### Введение

Важнейшим достижением каждого государства является здоровье его граждан. Это положение особенно актуально в настоящее время, когда невысокая рождаемость и уменьшение числа жителей приводят к сложной демографической ситуации во многих странах мира. На современном этапе развития общества сохранению и восстановлению здоровья способствуют как передовые направления практической медицины в целом, так и реабилитации, в частности.

Реабилитация, как система взаимосвязанных медицинских, психологических и социальных компонентов, направленных на восстановление здоровья пациента, сохранение целостности личности и её социального статуса, активно развивается. Она призвана вернуть человека в состояние максимально полного физического, духовного и социального благополучия, позволяющего эффективно участвовать в общественно полезном труде [9, 12].

В связи с широкой распространённостью ортопедической патологии стопы у детей школьного возраста (до 30,7%), активным использованием консервативного и хирургического методов лечения особое значение приобретают вопросы ортезного обеспечения пациентов как непосредственно с лечебной целью при консервативном лечении, так и использование последних в реабилитационных программах после хирургических операций [4].

Современные индивидуальные подошвенные ортезы предназначены для коррекции структурных и функциональных нарушений стопы. Их планирование и изготовление базируется на достижениях клинической ортопедии, биомеханики и материаловедения [11, 14].

По функциональным задачам ортопедического назначения подошвенные ортезы подразделяются на корригирующие и аккомодационные [3]. Корригирующие ортезы предназначены для исправления анатомо-функциональных и биомеханических нарушений основных параметров стопы. Аккомодационные используются для снижения пиковых нагрузок на определённые участки опор-

ной поверхности стопы и равномерного распределения функциональной нагрузки.

Если вопросы клинического обследования пациентов с деформациями стопы достаточно хорошо отражены в литературе, то отдельные направления материаловедения и биомеханики применительно к подиатрии находятся в стадии активного развития.

Задачи клинической биомеханики опорно-двигательного аппарата (*биостатические* – восстановление прочности повреждённых структур и дозировка величины биостатических факторов – иммобилизационный период, *биокинематические* – диагностика характера нарушений подвижности органов движения, определение адекватности средств восстановления их подвижности, дозировка средств восстановления – постиммобилизационный период, *биодинамические* – диагностика причин двигательных нарушений, определение адекватных биодинамических средств для их устранения, оптимизация механических нагрузок) активно решаются с позиций современной науки [7].

Главная цель ортезного обеспечения – максимальная оптимизация биомеханики стопы и всей нижней конечности в соответствии с вышеперечисленными задачами. Это обеспечивает коррекцию нервно-мышечной афферентации, создаёт условия для регресса деформации и формирования нового двигательного режима. Основными принципами лечебного действия подошвенных ортезов являются: коррекция патологических отклонений анатомических структур, перераспределение нагрузок на подошвенную поверхность, снижение ударных нагрузок на стопу и вышележащие суставы (голеностопный, коленный, тазобедренный, суставы позвоночника), поддержание свода [5, 18].

Одной из сложных и не до конца изученных проблем ортезирования патологически изменённой стопы является оптимизация рельефа подошвенного ортеза форме свода стопы. Использование ортезных изделий, не соответствующих этим условиям, приводит к избыточной нагрузке отдельных областей стопы и ухудшает биомеханические параметры цикла шага [1, 2, 17].

**Цель исследования:** разработка технологий изготовления индивидуальных подошвенных ортезов для послеоперационной реабилитации пациентов с плоско – вальгусной деформацией стопы с учетом рельефа подошвенной поверхности, а также определение критериев их эффективности.

#### Материалы и методы

Нами за период 2007 – 2009 гг. выполнено индивидуальное ортезирование и педобарографическое обследование 37 детей после хирургической коррекции плоско-вальгусной деформации стопы. Также обследовано 16 детей с физиологическим развитием стоп, они составили контрольную группу.

Всем детям основной группы выполнена реконструктивная костно-пластическая операция на стопе по авторской методике (Способ хирургической коррекции идиопатической плоско-вальгусной деформации стопы у детей и подростков. № а 20080342, МПК А61В17/56, заявл. 24.03.2008). После операции, на весь период ремоделирования костного скелета стопы и костного аутотрансплантата осуществлялась иммобилизация гипсовой повязкой сроком от 8 до 10 недель. После снятия гипсовой повязки обследование пациентов в раннем послеоперационном периоде включало традиционные клинические методы, рентгенологическое обследование стопы в 2-х проекциях с физиологической нагрузкой, педобарографическое обследование в статике. Через 1,5-2 месяца после окончания иммобилизационного периода, когда в достаточной степени восстанавливался цикл шага, проводилось как статическая, так и динамическая педобарография.

Пациентам основной группы (37 детей) были изготовлены индивидуальные подошвенные ортезы по разработанной нами технологии с учетом рельефа подошвенной поверхности стопы. После использования пациентами данной группы индивидуальных ортезов в течение 10-12 месяцев им было проведено повторное педобарометрическое обследование.

Использованы две педобарографические системы: КЭМ (Комплекс электронно-механический для диагностики патологии стоп – Гродненский государственный медицинский университет), на измерительной стельке которого в зависимости от размера стопы размещено от 16 до 24 датчиков и Mediologic «Спорт» с 88-154 датчиками давления [3, 6]. Все исследования проводились в стандартной обуви с размещением в ней измерительных стелек, которые подключались к электронному модулю, где проводилась первичная обработка педобарографической информации. Данные педобарографического исследования обрабатывались по авторской компьютерной программе, позволяющей в статике и динамике анализировать распределение давления на участках подошвы пациента, перемещение центра массы тела по подошвенной поверхности стопы [13]. Полученные данные сравнивались с контрольной группой, проводился анализ достигнутой коррекции деформации и результатов реабилитации по степени функционального восстановления.

В процессе педобарографического обследования изучали следующие показатели: распределение подошвенного давления по 7 биомеханическим зонам стопы, траекторию перемещения вектора давления при ходьбе, график интегральной нагрузки в цикле шага.

При анализе распределения подошвенного давления выделяли следующие семь анатомо-функциональных зон стопы:

1 – пальцевая зона, фаланги пальцев стопы;  
2, 3 – метатарзальная анатомическая область плюснефаланговых суставов – проекция механической оси переката стопы, в ней выделяли внешнюю сторону костей плюсны, зона 2, и внутреннюю сторону плюсны – зона 3;

4, 5 – средний отдел стопы, расположен дистальнее сустава Шопара и разделён на две части продольной линией, проведённой от пяточного бугра к середине расстояния между головками 1 и 5 плюсневых костей. 4- опорная зона кубовидной кости и 5 – рессорная зона – область ладьевидной кости;

6, 7 – пяточная область: 6 – зона внешней стороны пяточной кости, 7 – зона внутренней стороны пяточной кости.

Выделение 7 анатомо-функциональных зон позволяет учитывать разделение стопы на передний, средний и задний отделы, а также центрально-осевое деление этих отделов на внутреннюю и наружную части.

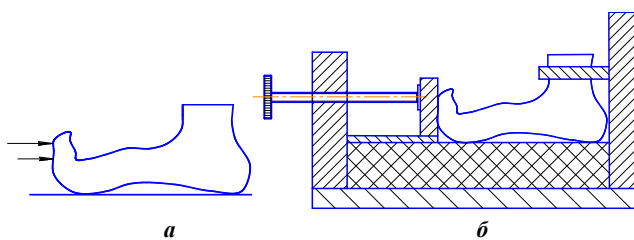
Анализ полученных графиков интегральной нагрузки (график зависимости нагрузки на опорную поверхность от времени ходьбы) и траектории перемещения вектора давления на подошвенной поверхности стопы носил качественный характер.

Для оптимизации биомеханики стопы и всей нижней конечности в комплексе послеоперационной реабилитации применялись подошвенные ортезы, изготавливаемые по авторской методике с использованием импортозамещающих материалов и технологий.

Технология конструирования и изготовления индивидуальных реабилитационных ортезов исходила из набора имеющихся в распоряжении конструкторов и технологов искусственных и природных материалов [3, 10, 15, 17]. Разработка конструкции и последовательность технологических операций осуществлялась с учётом результатов клинической, биометрической и биомеханической диагностики, а также геометрических параметров, характеризующих состояние стопы: высоты свода, общей площади плантарного контакта, площади контакта в основных опорных частях подошвы, положение пяточного отдела, угловых отклонений плюсневых костей.

При проектировании индивидуальных восстановительных ортезов важно на этапе изготовления негативов сформировать оптимальную конфигурацию и размеры свода, а также положение заднего отдела стопы.

При создании гипсового слепка и оптимизации рельефа подошвенного ортеза форме свода стопы использовали клинический тест с пассивным разгибанием 1-го пальца стопы и натяжением сухожилия длинного сгибателя (рис. 1). Данное сухожилие анатомически располагается на внутренней поверхности стопы и непосредственно прилежит к нижней поверхности sustentaculum tali. При выполнении пассивного разгибания 1-го пальца происходит натяжение данного сухожилия, что сопровождается супинацией (инверсией) заднего отдела и формированием оптимального продольного свода. Фиксация данного положения 1-го пальца осуществляется путем удержания его в положении полного разгибания матерчатой лентой, проведённой в нижней трети голени и непосредственно за 1-й палец. В данном положении при физиологической нагрузке массы тела изготавливали гипсовый слепок подошвенной поверхности стопы с использованием специального термомодеформируемого материала. Для выполнения этих манипуляций разработано специальное устройство (подана заявка на патент).



**Рисунок 1 – Методика изготовления профиля подошвенной поверхности стопы с использованием рычажного теста: а) принципиальная схема; б) формирование естественного профиля подошвы с использованием устройства для получения негативной модели подошвенной поверхности стопы**

После этого по известной технологии изготавливали позитивный гипсовый или полимерный слепок (отливка) стопы, на поверхности которого наносили соответствующей формы дополнительные углубления, необходимые для создания адаптационных и корригирующих элементов.

После чистовой обработки поверхностей позитивные модели стоп передаются в технологический участок для изготовления индивидуальных ортезов согласно разработанной нами новой методике. Она включает операции послойного нанесения на поверхности первичной оболочки из диспергированного расплава полимера и последующего закрепления в ней в заданных местах мягких и жестких элементов, обеспечивающих поддержку сводов и формирование пяточной части в виде чаши, имеющей в зоне контакта пятки демпфирующие вставки [8].

В качестве основных материалов использовали: для изготовления каркасов и жестких элементов – полиамиды, полиэтилентерефталаты, жесткие полиуретаны, полиолефины; для изготовления адаптационных элементов – пенополиолефины и их сополимеры, пенополиуретаны, кремний органические и неопреновые каучуки [15, 16, 17].

В зависимости от выраженности первоначальной степени деформации и остаточных элементов деформации после хирургической коррекции (при ПВДС стоп 3 степени и более) использовались материалы, различные по степени жесткости.

При примерке и подгонке к обуви пациента изготовленного ортопедического подошвенного ортеза для контроля качества достигнутой коррекции использовалась педобарометрическая система, и при необходимости проводилась доработка и адаптация элементов ортеза до оптимальных показателей.

После реконструктивной костно-пластической операции, когда одномоментно корригировались все компоненты деформации и выполнялось костно-пластическое удлинение переднего отдела пяточной кости, в раннем послеоперационном периоде, до сращения трансплантата с пяточной костью и стабилизации костного скелета стопы, восстановления плотности кости, функции мышц и связок стопы и нижних конечностей – использовали корригирующие ортезы. Этот период составил до 6 месяцев. В последующем пациенты пользовались аккомодационными ортезами.

### Результаты и обсуждение

Распределение подошвенного давления на суммарных педобарограммах контрольной группы (16 детей) в период опоры в фазу контакта пятки с опорной поверхностью характеризуется преобладанием нагрузки в области латерального бугра пяточной кости –  $22,2 \pm 4,5$  ( $p < 0,05$ ). Далее, в фазе полного касания стопы опорной по-

верхности нагрузка концентрируется в области кубовидной кости (зона 4) –  $17,4 \pm 0,9$  ( $p < 0,05$ ). В фазе толчка подошвенное давление акцентировано между 1 и 2 пальцами –  $21,5 \pm 2,1$  ( $p < 0,05$ ).

**Таблица 1 – Распределение подошвенного давления на суммарной педобарограмме ( $\pm$  стандартное отклонение)**

Номер зоны	Контрольная группа, % (SD) 16 детей	Основная группа, обследование до операции, % (SD) 37 детей	Основная группа, обследование через 10-12 мес. после операции, % (SD) 37 детей
1	$4,3 \pm 1,2$	$2,5 \pm 0,7$	$3,2 \pm 0,6$
2	$13,8 \pm 1,8$	$18,7 \pm 0,9$	$17,1 \pm 1,2$
3	$21,5 \pm 2,1$	$17,2 \pm 1,5$	$18,2 \pm 1,7$
4	$17,4 \pm 0,9$	$15,2 \pm 2,8$	$14,2 \pm 1,4$
5	$6,7 \pm 1,8$	$14,3 \pm 2,1$	$12,6 \pm 1,6$
6	$22,2 \pm 2,5$	$13,7 \pm 1,5$	$18,4 \pm 0,9$
7	$14,1 \pm 2,2$	$18,4 \pm 0,9$	$16,3 \pm 0,7$

Обследование основной группы (37 детей) с плоско-вальгусной деформацией стопы до операции показало значительные отличия педобарографических данных в сравнении с показателями, полученными в контрольной группе. Так, в момент касания стопы опорной поверхности в фазу контакта пятки максимум давления смещён кнутри пяточного бугра –  $18,4 \pm 0,9$  ( $p < 0,05$ ). В фазе толчка акцент давления смещается кнаружи и локализуется в проекции головки 3-й плюсневой кости –  $18,7 \pm 0,9$  ( $p < 0,05$ ).

Педобарограммы, полученные после хирургической коррекции плоско-вальгусной деформации стопы и последующего использования в реабилитации индивидуальных подошвенных ортезов, изготовленных по нашей технологии, отразили положительную динамику восстановления биомеханических функций стопы. При этом наиболее значимый результат получен для момента контакта пятки с опорной поверхностью за счет изменившихся соотношений пронации и супинации на уровне подтаранного сустава в сторону увеличения супинации.

Давление в области наружной части пяточного бугра составило  $18,4 \pm 0,9$  ( $p < 0,05$ ), внутренней –  $16,3 \pm 0,7$  ( $p < 0,05$ ). Отмечено уменьшение давления под сводом стопы –  $12,6 \pm 1,6$  ( $p < 0,05$ ). В момент толчка траектория вектора давления сместилась к головкам 1 и 2 плюсневых костей и 1 и 2 пальцам стопы, а также восстановлена роль самих пальцев в создании усилия при отрыве от опорной поверхности  $3,2 \pm 0,6$  ( $p < 0,05$ ).

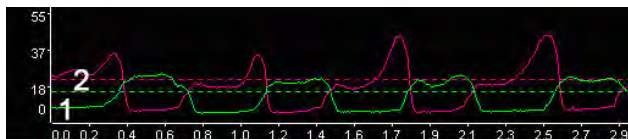
Качественный анализ походки проводился при изучении графика зависимости нагрузки на опорную поверхность в цикле шага в период одиночной опоры (график интегральной нагрузки) и траектории перемещения проекции центра давления на опорную поверхность.

Нами отмечено, что в контрольной группе детей графики интегральной нагрузки имели кривые с хорошо выраженным передним и задним толчком. При этом преобладал задний толчок (толчок носком) над передним (толчок пяткой).

В основной группе детей имело место нарушение соотношения переднего и заднего толчков. При плоско-вальгусной деформации стопы практически у всех пациентов в цикле шага период одиночной опоры отмечено нарушение соотношения нагрузки в фазе касания пятки и фазе отталкивания, при этом преобладал задний толчок над передним, что указывает на нарушение толчковой функции стопы. Также отмечено значительное снижение амплитуды толчков и смещение вектора давления кнутри. У всех пациентов до операции наблюдалось сни-

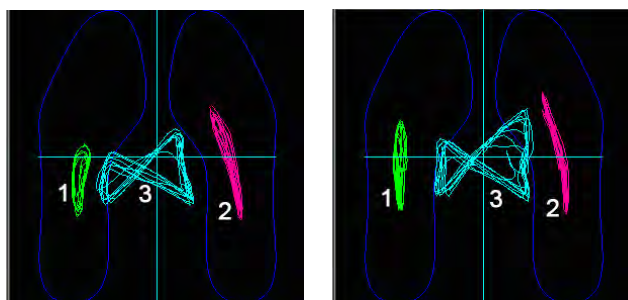
жение амплитуды плавных минимумов на графике интегральной нагрузки, что отражало нарушение амортизационной функции стопы.

На графике, приведенном на рис. 2, показана зависимость нагрузки на опорную поверхность от времени ходьбы, при этом хорошо выражен пик красной линии (2), соответствующий фазе отталкивания от опорной поверхности правой стопой, при отсутствии данного показателя на левой стопе. Пациент в раннем послеоперационном периоде (2,5 мес. после реконструктивной операции) испытывает болевой синдром и основное мышечное усилие при ходьбе развивается на противоположной правой стопе, оперированной 14 мес. назад (май 2009 г.).



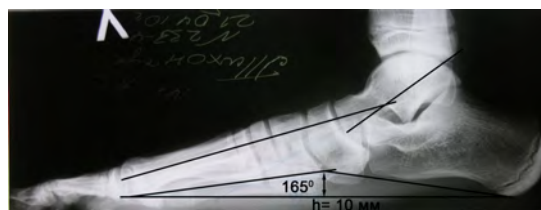
**Рисунок 2 - Пациент Т.14 лет ПВДС 3- 4 ст. График зависимости нагрузки на опорную поверхность от времени (левой стопы – линия 1, правой – линия 2)**

Диаграмма траектории перемещения проекции центра давления на опорную поверхность подтверждает этот вывод, демонстрируя сильно укороченную в направлении вдоль оси стопы, по сравнению с правой, траекторию перемещения вектора давления левой стопы (рис. 3,а). При проведении педобарометрии с использованием индивидуальных подошвенных ортезов диаграмма траектории перемещения проекции центра давления меняет свой характер (рис. 3,б). Для левой стопы она значительно (на 25 %) удлиняется. Для правой стопы, оперированной 14 мес. назад, отрезки траекторий каждого из шагов, сделанных пациентом во время измерения, характеризуются большей степенью повторяемости: собранные в пучок линии имеют меньший разброс координат вдоль направления поперечной оси стопы.

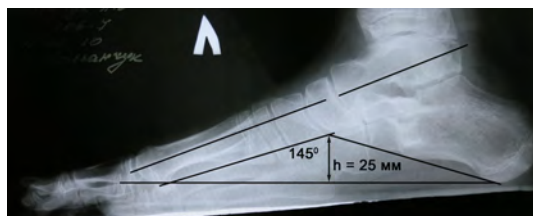


**Рисунок 3 – Пациент Т.14 лет ПВДС 3- 4 ст. Диаграмма траектории перемещения проекции центра давления на опорную поверхность (левой стопы – 1, правой – 2; пациента – 3): а) без подошвенных ортезов, б) с индивидуальными подошвенными ортезами**

Сравнительные данные рентгенологического обследования у пациентов до и после операции показали значительную положительную динамику в отстройке анатомических элементов стопы: отмечено уменьшение угла продольного свода стопы, увеличение угла наклона пяточной кости, увеличение высоты свода стопы, значительно улучшилась центрация головки таранной кости по отношению к проксимальной суставной поверхности таранной кости (рис. 4, 5).

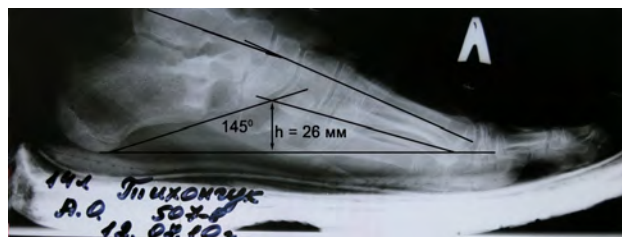


**Рисунок 4 – Пациент Т.14 лет ПВДС 3-4 ст. угол продольного свода 165°, высота свода 10 мм (до операции)**



**Рисунок 5 – Пациент Т.14 лет ПВДС 3-4 ст. угол продольного свода 145°, высота свода 25 мм (2,5 мес. после операции)**

Рентгенологическое обследование пациента в обуви с размещённым в ней подошвенным ортезом позволяет также объективно оценивать результат не только хирургической коррекции, но и местоположение ортеза в обуви и соответствие формы ортеза своду стопы (рис. 6).



**Рисунок 6 – Пациент Т.14 лет ПВДС 3-4 ст. угол продольного свода 145°, высота свода 26 мм (через 2,5 мес. после операции в обуви с индивидуальным подошвенным ортезом)**

Таким образом, использование в послеоперационной реабилитации подошвенных ортезов позволяет улучшить распределение статодинамических нагрузок на стопу. Предложенная методика изготовления индивидуальных подошвенных ортезов, повторяющих форму свода стопы, оптимизирует рельеф ортеза по отношению к форме свода. Педобарографические данные распределения нагрузок по семи зонам подошвенной поверхности стопы показывают расположение областей избыточного давления и участки подошвенной поверхности не задействованные в опорной функции. Эти данные объективизируют решение об использовании корректирующих элементов ортеза. Правильное размещение корректирующих элементов подошвенного ортеза улучшает опорную, рессорную, балансировочную и толчковую функции стопы. При изготовлении ортеза необходимо особое внимание уделять коррекции заднего отдела стопы путём использования пяточного супинатора, что значительно снижает пронирующий момент на уровне подтаранного сустава в фазу опоры и выводит задний отдел в функционально выгодное супинированное положение.

Использование ортезов, изготовленных по данной технологии для реабилитации пациентов после реконст-

руктивной костно-пластической хирургической коррекции плоско-вальгусной деформации стопы, позволяет получить положительный конечный результат, что подтверждается клиническими, рентгенологическими и педобарометрическими данными.

#### Выводы

1. Разработанная импортозамещающая технология изготовления подошвенных ортезов для реабилитации пациентов с плоско-вальгусной деформацией стопы после реконструктивных костно-пластических операций является эффективной и способствует получению оптимальных результатов.

2. Клинические данные, предложенный качественный и количественный педобарометрический анализ походки, рентгенологическое обследование позволяют объективно определить эффективность индивидуально ортезирования.

3. Преимуществами ортезов, выполненных по данной технологии с использованием рычажного теста, являются: индивидуальный и анатомически обоснованный подошвенный рельеф, быстрота изготовления, улучшенные гигиенические свойства.

4. Способ и технология изготовления индивидуального подошвенного ортеза могут быть рекомендованы для широкого применения в материаловедческих производственных структурах и практическом здравоохранении.

#### Литература

1. Аржанникова, Е.Е. Ортопедическое обеспечение при деформациях стопы. Плоскостопие. Руководство по протезированию / Е.Е. Аржанникова, И.К. Горелова; под ред. проф. А.Н. Кейера, проф. А.В. Рожкова. – СПб., 1999. – С.450 – 461.
2. Аруин, А.С. Эргономическая биомеханика ходьбы и бега / А.С. Аруин, В.М. Зациорский.- М.:ГЦОЛИФК, 1983.- 52 с.
3. Биомеханика и коррекция дисфункций стоп. Под ред. А.И. Свириденка, В.В. Лашковского – Гродно: ГрГУ им. Я.Купалы, 2009.- 279 с.
4. Болтрукевич, С.И. Особенности формирования стопы у детей школьного возраста / С.И. Болтрукевич, В.В. Кочергин, В.В. Лашковский // Журнал Гродненского медицинского университета. – 2005.-№4.- С.55-57.
5. Болтрукевич, С.И. Биомеханические подходы к ортопедической коррекции патологии стоп / С.И. Болтрукевич, В.В. Ко-

чергин, В.В. Лашковский // 1 Международная конференция по патологии стопы и голеностопного сустава: тезисы, Москва, 31 марта – 01 апр. 2006 / РАГС. – М., 2006. – С.19.

6. Болтрукевич, С.И. Применение электронно-механического комплекса (КЭМ) в индивидуальном подошвенном ортезировании пациентов с патологией стопы/ С.И. Болтрукевич, А.Г. Мармыш, В.С. Аносов // Журнал Гродненского государственного медицинского университета. – 2008. – №3(23). – С. 94 – 96.

7. Ефимов А.П. Биомеханика в системе реабилитации больных с последствиями травм опорно-двигательного аппарата // Реабилитация больных с повреждениями и заболеваниями опорно-двигательного аппарата. Сборник научных трудов под ред. проф. М.Г. Григорьева, МЗ РСФСР, Горький 1984, С. 5-11.

8. Композиционные материалы и конструкции в ортопедии стопы человека / А.И. Свириденко, А. Северин, М.И. Игнатовский., В.В. Лашковский, Б. Крупич // Композиционные материалы в промышленности: Матер. 28 межд. конф.26-30 мая 2008 г. Ялта – Киев: УИЦ «Наука. Техника. Технология», 2008 – С. 100 – 104.

9. Медицинская реабилитация: Руководство для врачей / под ред. В.А. Епифанова.- М.: МЕДпресс – информ.- 2008.- 352 с. – С. 7- 19.

10. Мицкевич В.А., Арсеньев А.Д. Подиатрия – Бином, М., 2006, – 136 с.

11. Свириденко, А.И. Биомеханика и биоматериаловедение / А.И. Свириденко, Е.Д. Белоенко // Журнал Гродненского государственного университета, 2005, № 4, С. 3-7.

12. Смычек, В.Б. Реабилитация больных и инвалидов / В.Б. Смычек.- М.: Мед. лит.,2009.- 560 с.- С. 1-13.

13. Ichnatouski M., Sviridenok A., Lashkovski V., Krupicz B. Biomechanical analysis of anthropometric and functional zones on human plantar at walking // Acta mechanica et automatic.- 2008, Vol. 2, no 4. – P. 19 – 23

14. Hunter, S. Foot Orthotics in Therapy and Sport. S. Hunter, M.G. Dolan, J.M. Davis – Human Kinetics Publishers, 1995. – 142 p.

15. Lunsford, T.R. Strength of Materials in Orthotic and Prosthetic Design American Academy of Orthotics and Prosthetics / T.R. Lunsford. – Kendall/Hunt Publishing Company, 1996. – 112 p.

16. Lusardi, M.M. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation / M.M. Lusardi, C.N. Caroline. – Butterworth-Heinemann, 2006. – 928 p.

17. Michaud, T.C. Foot Orthosis and Others Form of Conservative Footcare / T.C. Michaud. 2 ed.– Newton Massachusetts, 1997. – 249 p.

18. Wu, K.K. Foot orthoses: Principles and clinical applications / K.K. Wu. – Baltimore etc.: Williams & Wilkins, 1990. – 379 p.

Поступила 19.10.2010