

С.И. БОЛТРУКЕВИЧ, В.В. КОЧЕРГИН, К. ЯВОРЕК, М.Г ЛЭМБОЦКИ,
В.С. АНОСОВ, А.Г. МАРМЫШ

**БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ КОНТРОЛЯ КОРРЕКЦИИ И
РЕАБИЛИТАЦИИ ОРТОПЕДИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ СТОПЫ
ОСОБЕННОСТИ ФОРМИРОВАНИЯ ПЛОСКОВАЛЬГУСНОЙ
ДЕФОРМАЦИИ У ДЕТЕЙ**

УО «Гродненский государственный медицинский университет»,
Республика Беларусь
Белостокский технический университет,
Республика Польша

В статье показан механизм развития наиболее распространенной и значимой патологии стопы – плосквальгусной деформации. Представлены новые методы оценки функционального состояния стопы и эффективности проведенного лечения, позволяющие существенно расширить возможности диагностики и реабилитации отклонений в развитии стоп, объективизировать состояние опорно-двигательного аппарата с учетом компенсаторных механизмов, типичных для детского и подросткового возраста. Определены принципы оптимальной коррекции нарушений и динамического контроля состояния стопы.

Ключевые слова: плосквальгусная деформация, динамическая компьютерная барография, биомеханические аппроксимационные зоны, математическая модель стопы, принципы и контроль реабилитации.

The development mechanism of the most widely spread and significant foot pathology – plano-valgoid deformity – is shown in the article. New methods of foot functional condition and efficiency of treatment estimation are presented. They permit to expand essentially the opportunities of feet deformity diagnostics and rehabilitation and to study the skeletal apparatus state, taking into account compensatory mechanisms which are typical for children and teenagers. Principles of optimal abnormalities correction and of feet condition dynamic control are determined.

Keywords: plano-valgoid deformity, dynamic computer barograph investigations, biomechanical approximation zones, foot mathematical model, rehabilitation principles and control.

Человеческая стопа является уникальным, сформированным в процессе эволюции органом, испытывающим на протяжении жизни огромные нагрузки, представляет большой интерес для изучения в связи со сложностью своей анатомо-биомеханической структуры. Стопа состоит из 19 мышц, 26 костей, 33 суставов и 107 связок, сухожилий и нервов [7]. Определяющим для ее развития фактором является многофункциональность конструкции. Выделяют следующие функции стопы:

1. Опорная;
2. Аккомодационная или балансировочная (приспособление к неровной поверхности);
3. Рессорная (компенсация механической нагрузки);
4. Толчковая.

В тоже время, стопа — начальное звено сложной кинетической цепи, а также мощное рецепторное поле, на границе раздела сред (тело/опора), и нарушения ее биомеханики передаются на все вышележащие опорные структуры тела.

При ходьбе стопа принимает на себя ударную нагрузку, соразмерную с массой тела. С каждым шагом по различным жестким покрытиям она испытывает ускорения, равные 18-20 g [2, 16]. С увеличением скорости эти динамические импульсы увеличиваются линейно. При ускорении движения (беге, прыжках) механическое воздействие на стопу значительно возрастает и может превышать вес тела в 6-8 раз. В норме, благодаря сводчатому строению стопы и ее рессорной функции, ускорение до 70% гасится, амортизируется. В итоге на голень действует только 6-7g, на бедро 4-5g, на таз 3-4g, на головной конец — 0,5-1 g [2, 8]. Ударная нагрузка распределяется по суставам и позвоночнику. Такие воздействия имеют кумулятивный характер, что в итоге, при декомпенсации амортизирующе-защитных механизмов опорно-двигательного аппарата (снижение эластичности и упругости соединительнотканых и мышечных элементов), приводит к развитию патологического процесса. Плоская стопа обладает худшими демпфирующими свойствами, что значительно усиливает негативное влияние ударных нагрузок на организм (рис.1).

В период интенсивного роста организма в 3 и 6 месяцев, 1, 3 и 5 лет — происходит дифференциация формы и структуры костей [1, 5]. Неокрепший костный аппарат, соединённый незрелыми и растяжимыми связками, слабые мышцы являются причиной значительных колебаний высоты продольных сводов стопы при нагрузке. Это способствует возникновению статических деформаций стоп, которые могут привести к расстройству статики и кинематики. Неуверенно стоящий ребёнок в возрасте 6-18 месяцев, как правило, имеет варусную форму ног. С началом прямохождения в попытках удержать равновесие ребёнок начинает широко расставлять ноги. При этом колени, как правило, смещаются кнутри, к средней линии тела, и постепенно к 2,5-3 годам

жизни может возникнуть X-образные нижние конечности. В этом возрасте возникают условия для развития плоскостопия деформации стопы, так как для увеличения площади опоры и удержания тела в равновесии ребёнок широко расставляет ноги, опираясь на внутренние отделы стопы.

Своды стопы, форма ног и осанка приобретают очертания, характерные для взрослого человека, как правило, к 7-9 годам [6, 7]. Подростковый возраст с интенсивной эндокринной перестройкой организма является этапом, когда скелетно-мышечная система детей наиболее предрасположена к деформациям. Пол, возраст, генетические особенности, а также факторы среды могут существенно влиять на дальнейшее формирование структур опорно-двигательного аппарата (рис. 2). Продольные своды стопы удерживаются связками: длинной подошвенной связкой, кубовидноладьевидной и подошвенным апоневрозом, а также передней и задней большеберцовыми мышцами и длинными сгибателями пальцев стопы. Вершина свода удерживается короткой и длинной малоберцовыми мышцами с наружной поверхности и передней большеберцовой мышцей с внутренней. Поперечный свод удерживают глубокие поперечные связки подошвенной области, подошвенный апоневроз и длинная малоберцовая мышца.

При функциональной перегрузке или переутомлении передней и задней большеберцовых мышц продольный свод стопы теряет амортизационные свойства. Короткие сгибатели пальцев, подошвенный апоневроз и связочный аппарат стопы не в состоянии поддерживать продольный свод. Ладьевидная кость оседает, в результате этого происходит уплощение продольного свода стопы. Плоскостопие находится в прямой зависимости от массы тела: чем больше масса и нагрузка на стопы, тем более выражено продольное плоскостопие. Од-

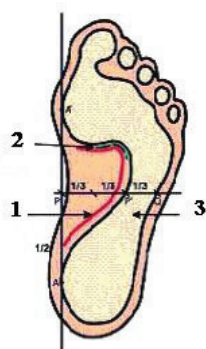


Рис.1. Своды нормальной стопы: 1-дуга продольного свода; 2-дуга поперечного свода; 3- опорная поверхность.

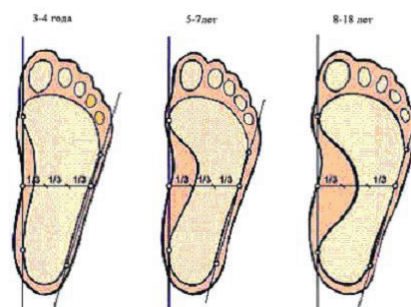


Рис.2. Возрастные этапы формирования продольного свода стопы.

нако в значительном числе случаев в течение длительного времени оно компенсируется за счет дополнительного напряжения мышц супинаторов стопы и не проявляется клинически. При исчерпании и дефиците компенсаторных возможностей или увеличении абсолютной нагрузки (увеличение массы тела, изменение двигательного режима) проявляются признаки декомпенсированного плоскостопия.

Во время передвижения человека нога касается опоры наружной частью подошвенной поверхности пятки, в процессе переката эвертируется. Подтаранный сустав — это ключевой сустав стопы, который позволяет осуществлять трёхплоскостные движения — супинацию и пронацию. Во время фазы опоры, при касании поверхности пяткой, снаружи оси подтаранного сустава возникает сила реакции опоры, создающая пронирующий момент на уровне подтаранного сустава. Увеличение пронационного смещения на уровне подтаранного сустава ограничивается напряжением задней группы мышц голени (в основном задней большеберцовой мышцы), а если силы мышц недостаточно, это пронационное движение на уровне подтаранного су-

става блокируется напряжением связок и натяжением капсул суставов. Недостаточность мышечно-связочного механизма приводит к патологическому повороту таранной кости относительно пяточной. Таранная кость подошвенно сгибается, приводится и ротируется кнутри в горизонтальной плоскости, а пяточная кость занимает вальгусное положение с наружной ротацией. Возникающее при этом смещение центра тяжести еще больше усиливает пронирующий момент на пяточную кость. Если в фазу опоры пяточная кость занимает положение более шести градусов эверсии, то силы мышц супинаторов недостаточно для преодоления пронирующего момента, стопа не супинируется перед отрывом пятки [4, 8]. Это, в свою очередь, снижает жесткость силового рычага стопы и ведет к перенапряжению связок и мышц голени и стопы, перегрузке суставов среднего отдела стопы. Из-за перерастяжения мягкотканых структур стопы и их асептического воспаления появляется болевой синдром [8, 15].

Таким образом, патомеханика плоскостопия характеризуется следующими принципиальными элементами:

- подошвенное сгибание таранно-пя-

точно-ладьевидного костно-суставного блока; избыточная пронация в субтаранном суставе с вальгусным отклонением пяточной кости,

- медиально-подошвенное смещение головки таранной кости по отношению к ладьевидной,

- укорочение наружной и удлинение внутренней колонны стопы,

- супинация переднего отдела стопы по отношению к заднему, с тыльным разгибанием 1 плюсневой кости,

- укорочение ахиллова сухожилия,

- перерастяжение сухожилия задней большеберцовой мышцы и ее функциональная недостаточность.

Материалы и методы

Динамическая компьютерная барография

Сотрудниками кафедры травматологии, ортопедии и ВПХ Гродненского ГМУ при содействии НИЦ проблем ресурсосбережения НАН Беларуси в 2005-2006 годах было осмотрено и проверено состояние опорно-двигательного аппарата у 8 102 детей и подростков в возрасте от 3 до 17 лет. Для дополнительного биомеханического обследования и динамического ортопедического наблюдения была отобрана группа в количестве 2 914 чел. с различными вариантами отклонений в строении и развитии стоп. По результатам, полученным при статических плантографических и динамических компьютерно-барографических исследованиях, выполнена индивидуальная ортопедическая коррекция 1308 отобраным пациентам. Основное внимание уделялось функциональному состоянию стоп для определения биомеханических критериев патологии на самых ранних стадиях, что существенно повышает эффективность профилактических и лечебно-восстановительных мероприятий.

Биомеханическая составляющая опорно-двигательного аппарата оказывает формирующее воздействие на анатомическую структуру стопы, и в этой связи очевидна необходимость изучения функционально-динамических компонентов шагового цикла. Традиционно применяющиеся статические методы (рентгенография, плантография, ихнография) не позволяют в полной мере оценить биомеханическую компенсацию нарушений. Стопа стоящего человека принимает на себя нагрузку, равную приблизительно половине массы тела, в то время как при движении импульсы давления возрастают в 4-6 раз [2, 3, 8]. Наиболее существенные различия были нами установлены при исследовании детей в возрасте от 8 до 15 лет, когда упруго-эластичный компонент несформировавшегося в полной мере опорно-двигательного аппарата обладает значительными компенсаторными возможностями. В ряде случаев при статической плантографии регистрируются контуры продольного и поперечных сводов, соответствующие обычным возрастным нормам, однако изучение клинических и динамических параметров обнаруживает изменения, требующие коррекции. Таким образом, определение динамических потенциалов, возникающих в стопе, является важным условием функциональной диагностики различных нарушений опорно-двигательного аппарата. Учитывая, что опорная поверхность стопы имеет выраженную дифференциацию, нами были выделены 5 биомеханических аппроксимационных зон с различными функционально-диагностическими критериями (рис. 3):

А — пальцевая зона, соответствующая расположению фаланг;

В — метатарзальная зона, захватывающая плюснефаланговые суставы и проекцию механической оси переката стопы;

С, D — зоны срединной области, отграниченной линией Шопара и разделен-

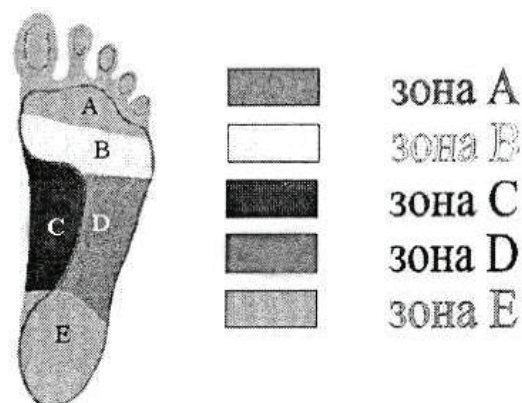


Рис.3. Биомеханические аппроксимационные зоны подошвенной поверхности стопы.

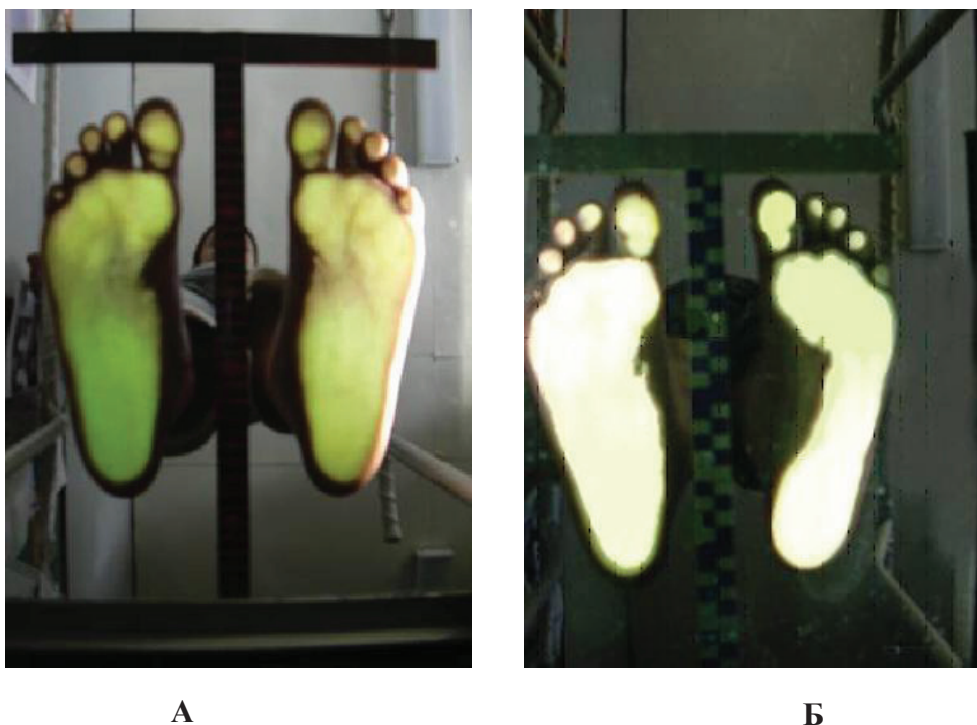


Рис. 4. Плантография пациента 1993 г.р. с плосковальгусной деформацией: А – до операции, Б – после оперативного лечения левой стопы

ной продольной линией, проходящей от пяточного бугра через середину расстояния между головками 1 и 5 плюсневых костей на медиальную или рессорную (С) и латеральную — опорную (D) части, отражающие состояние субтаранного сустава и возможности амортизационной составляющей; Е — пяточная зона, являющаяся основной осевой опорой.

Анатомо-биомеханические особенности каждой из этих зон стопы определяют их функциональную специфику. Проецирование потенциалов массы тела на опорную поверхность и их зональное распределение характеризует весь спектр функций стопы. Следовательно, анализ соотношения задействованности определенных подошвенных участков в фазовой динамике шага дает воз-

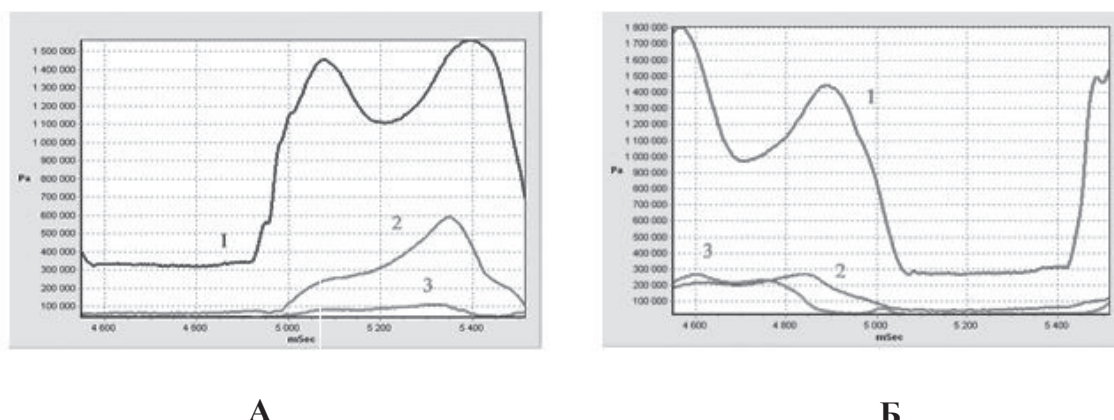


Рис. 5. Амплитудно-частотные параметры подошвенного давления прооперированной (А) и плоскостопной (Б) стопы: 1 — вся стопа; 2 — опорная зона (D); 3 — рессорная зона (С).

возможность не только решать диагностическую задачу, но и является инструментом для создания индивидуальной модели коррекции стопы и компенсации нарушений функциональной состоятельности.

В таблицах представлены результаты динамического компьютерного барографического исследования юноши 1993 г.р. с клинически подтвержденным диагнозом двусторонней плоскостопной деформации. 14.06.2006 г. на левой стопе была произведена операция по методике, разработанной на кафедре травматологии и ортопедии Гродненского медицинского университета. Показаны выборочные показатели амплитуды подошвенного давления на протяжении шагового цикла в зонах С и D, а также общий сигнал со всей стопы (рис. 4).

Характерно, что на стопе с восстановленным продольным сводом значительно увеличены значения давления в зоне D, в сравнении с плоскостопной стопой (600 КПа против 270). При этом амплитуда в зонах С и D на правой стопе почти одинакова, а на прооперированной отличается в 6 раз. Очевидно, что в результате хирургического лечения произошло восстановление функциональной состоятельности опорной и рессорной зон продольного свода, в то время

как на правой стороне дифференциация практически отсутствует (рис. 5).

В то же время, исходя из обширного перечня зарубежных источников [10, 11, 12, 13, 19, 20, 21], а также по собственным материалам [9, 14], стандартизация показателей подошвенного давления, как при статическом, так и при динамическом исследовании, представляется весьма сомнительной. Это обусловлено значительной индивидуальностью строения опорно-двигательного аппарата, соотношения антропометрических параметров, возрастных и половых особенностей, степени физической активности и даже спецификой характера и настроения испытуемого. Поэтому интерпретация результатов, полученных при обычной плантографии, и, особенно, их оценка имеют выраженный субъективизм. На основании изучения массива полученных динамических плантограмм, анализа клинических и антропометрических данных сделан вывод о целесообразности сравнительного анализа распределения подошвенного давления по выделенным зонам. Этот способ представляется достаточно объективным и дает возможность осуществлять дифференцированную оценку функционального состояния стоп (рис. 6).

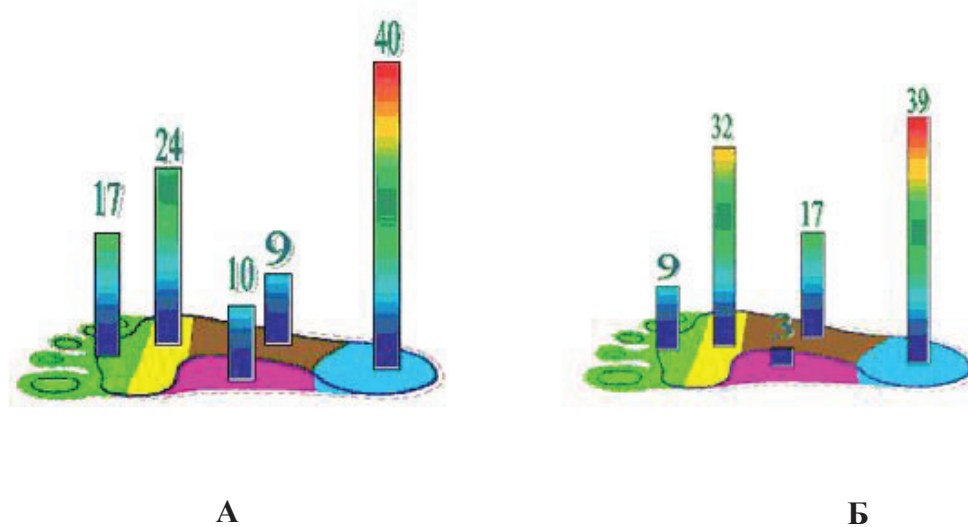


Рис. 6. Зональное распределение подошвенного давления на протяжении шагового цикла (в процентах): А - на плосковальгусной стопе, Б - на прооперированной стопе

Пропорция нагружаемости выделенных биомеханических зон, в зависимости от фаз шагового цикла, в комплексе с исследованием траектории перемещения опорного центра массы позволяет выявить участки компенсаторной нагрузки, не проявляющиеся при обычном статическом обследовании. При детализации распределения давления в зонах с избыточным напряжением можно локализовать критическое давление на стопе, а также участки, функционально недостаточно задействованные. Такая методика упрощает объективизацию нарушений опорно-двигательного аппарата на самых ранних стадиях и конкретизирует конструктивные особенности индивидуальной ортопедической коррекции.

Динамическая математическая модель стопы человека при ходьбе

В последнее время большой интерес вызывают возможности математического моделирования биологических объектов на основе метода нейронных сетей. Разработка и анализ моделей различных сегментов опорно-двигательного аппарата позволяют с высокой точностью контролировать ди-

намические характеристики движения человека. Специфическая биомеханика и уникальная многофункциональность обуславливают важность оценки динамических свойств стопы на основе способа математического моделирования. Это значительно упрощенная модель, так как стопа имеет 33 сустава. Современные измерительные системы, такие, как, например, итальянские ELITE-3D [21] и SMART [22], не позволяют регистрировать изменения всех 33 суставов стопы. С высокой точностью можно зафиксировать изменение положения только двух основных суставов стопы человека, а именно:

- первого плюсне-фалангового сустава,
- голеностопного сустава.

В литературе отсутствуют сведения по линейной и угловой динамике первого плюснефалангового сустава. Такой информации нет даже в двух последних монографиях канадского исследователя Д. Винтера (D. Winter [24]). В то же время, очевидна необходимость в исследовании этого вопроса для получения информации:

- о линейных перемещениях оси первого плюснефалангового сустава,

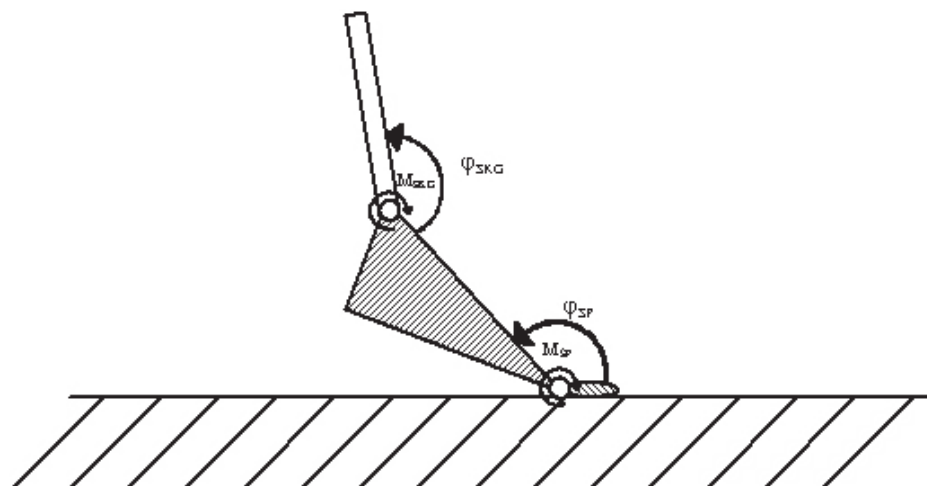


Рис. 7. Двухмерная модель стопы человека при ходьбе по плоской и относительно твердой поверхности в сагиттальной плоскости движения

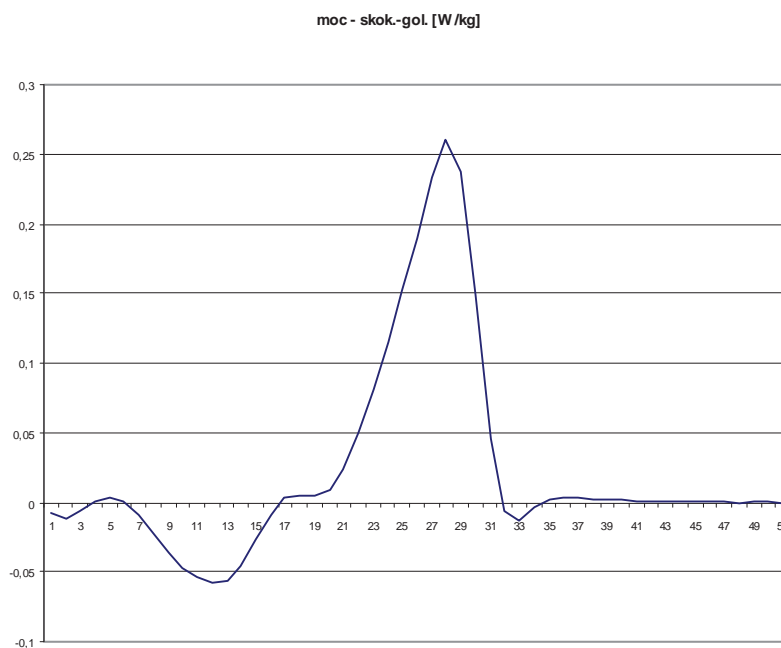


Рис. 8. Динамика мгновенной мощности, развиваемой мышцами в области голеностопного сустава при обычном темпе ходьбы, полученная в лабораторных условиях.

- об изменениях относительного угла $\varphi_{СП}$ (см. рис. 7),
 - о моментах мышечных сил, достигаемых группой мышц первого плюснефалан-

гового сустава, – динамических напряжениях основных групп мышц первого плюснефалангового сустава. Из-за отсутствия в литературе данных о кинематических и ди-

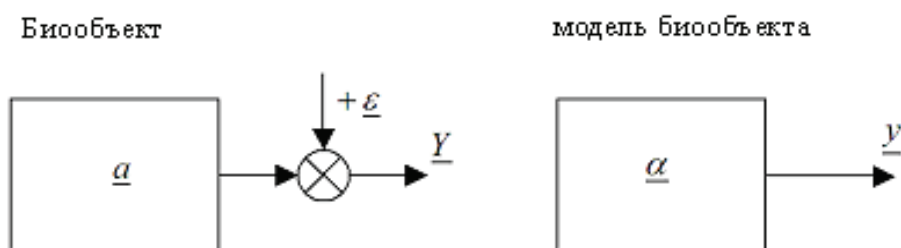


Рис.9. Расчет мгновенной мощности реального биообъекта.

намических особенностях этого принципиального, с точки зрения биомеханики ходьбы, сустава, дальнейшие рассуждения представлены на примере только голеностопного сустава. В сравнении с первым плюснефаланговым суставом алгоритм построения математической модели сохраняется в полном объеме (рис. 8).

Исследования проводились в Миланском Центре Биоинженерии в Италии [20].

Расчет мгновенной мощности, развиваемой в голеностопном суставе человека, проводился следующим образом:

На рис.9 представлен алгоритм математической модели естественного биообъекта (например, мгновенной мощности, развиваемой в голеностопном суставе человека), где:

\underline{a} - коэффициент уравнения биообъекта,
 $\underline{\alpha}$ - коэффициент уравнения модели биообъекта,

$\underline{\varepsilon}$ - сигнал помех,

\underline{Y} - выходной сигнал биообъекта,

\underline{y} - выходной сигнал модели биообъекта.

Характерно, что на схеме не учтены входные сигналы, как это обычно происходит при технических расчетах (например, в системах автоматического регулирования или управления и т.п.). При расчете модели биообъекта (в частности голеностопного сустава) невозможно измерение входного сигнала, то есть выходов нейронных се-

тей, регулирующих мышечные группы этого сустава. Для полученных при измерениях, выходных сигналов \underline{Y} в условиях действующих помех $\underline{\varepsilon}$ (трактуемых как фоновые помехи биообъекта и измерительной системы) модель биообъекта определяется с учетом коэффициента $\underline{\alpha}$.

Уравнение, характеризующее голеностопный сустав и его математическую модель для n -временного отрезка, представляется в следующем виде:

$$Y_n = a_1 \cdot Y_{n-1} + a_2 \cdot Y_{n-2} + \dots + a_{n-k} \cdot Y_{n-k} + \varepsilon_n, (1)$$

или

$$Y_n = \underline{u}_n \cdot \underline{a} + \varepsilon_n, (2),$$

где:

\underline{a} — матрица искомого коэффициента уравнения модели биообъекта,

$$\underline{a} = [a_1 \quad a_2 \quad \dots \quad a_{n-k}]^T, (3);$$

\underline{u}_n — матрица выходной величины биообъекта для n -временного отрезка,

$$\underline{u}_n = [Y_{n-1} \quad Y_{n-2} \quad \dots \quad Y_{n-k}], (4);$$

k — количество коэффициентов идентификации биообъекта.

Модель биообъекта (в частности голеностопного сустава) можно представить в виде дифференциального уравнения для n -ного измерения со следующей зависимостью:

$$y_n = \underline{u}_n \cdot \underline{\alpha}, (5),$$

где:

y_n — размер выходной величины (размер мгновенной мощности, развиваемой основными мышцами нижней конечности в n -временной период измерений),

Уравнение (5) называется в специальной литературе функцией регрессии, матрица коэффициентов $\underline{\alpha}$ — матрицей коэффициентов функции регрессии, а y_n является величиной, полученной непосредственно при исследовании биообъекта.

Для вычисления коэффициентов идентификации $\underline{\alpha}$ модели регрессии (методом минимальной суммы квадратов ошибок) строим функционал в виде:

$$S_{N_p} = \sum_{n_p=0}^{N_p} e_n^2, \quad (6),$$

где:

e_n – погрешность оценки модели биообъекта в виде

$$e_n = Y_n - y_n \quad (7).$$

В результате минимализации функционала S_{N_p} (6) относительно значения $\underline{\alpha}$ получаем алгебраическое уравнение, позволяющее определить коэффициенты $\underline{\alpha}$ в виде:

$$\underline{\alpha} = (\underline{u}^T \cdot \underline{u})^{-1} \cdot (\underline{u}^T \cdot \underline{Y}), \quad (8),$$

где:

$$\underline{u} = \begin{bmatrix} Y_{2,1} & Y_{1,2} & Y_{0,3} \\ Y_{3,1} & Y_{2,2} & Y_{1,3} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ Y_{N_p,1} & Y_{(N_p-1),2} & Y_{(N_p-2),3} \end{bmatrix}, \quad (9);$$

\underline{Y} — прямоугольная матрица выходных сигналов биообъекта (т.е. голеностопного сустава человека)

$$\underline{Y} = \begin{bmatrix} Y_2 \\ Y_3 \\ \vdots \\ Y_{N_p} \end{bmatrix}, \quad (10).$$

Знание коэффициентов $\underline{\alpha}$ определенных по уравнению (8) в виде:

$$\underline{\alpha} = [\alpha_1 \quad \alpha_2 \quad \dots \quad \alpha_k]^T, \quad (11)$$

для $2 \leq k < N_p$,

позволяет выделить уравнение выходных сигналов y из модели биообъекта (голеностопного сустава человека)

$$y = \underline{u} \cdot \underline{\alpha}, \quad (12),$$

где:

y — выходные сигналы модели биообъекта,

$\underline{\alpha}$ — матрица искомых коэффициентов уравнения модели биообъекта,

\underline{u} — матрица выходных сигналов биообъекта с количеством k столбцов, равных числу коэффициентов идентификации биообъекта и модели биообъекта с числом строк, равных

$N_p - k + 2$ где: $n_p = 0, 1, 2 \dots N_p$ — количество измерений.

При лабораторных исследованиях ходьбы человека (как в норме, так и в патологии) регистрация линейных перемещений в сагитальной плоскости движения выполняется с периодом импульса $\Delta T_{op} = 0,02$ секунды.

Для полного цикла движения человека выбирается $n_p = 0, 1, 2, \dots, 50$ проб. В этом случае уравнение (12) приобретает вид:

$$y = \begin{bmatrix} Y_{2,1} & Y_{1,2} & Y_{0,3} \\ Y_{3,1} & Y_{2,2} & Y_{1,3} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ Y_{N_p,1} & Y_{(N_p-1),2} & Y_{(N_p-2),3} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \alpha_3 \end{bmatrix}, \quad (13),$$

где:

y — матрица выходных сигналов модели биообъекта (голеностопного сустава человека),

$\underline{\alpha}$ — матрица коэффициентов уравнения модели биообъекта,

N_p — последнее измерение,

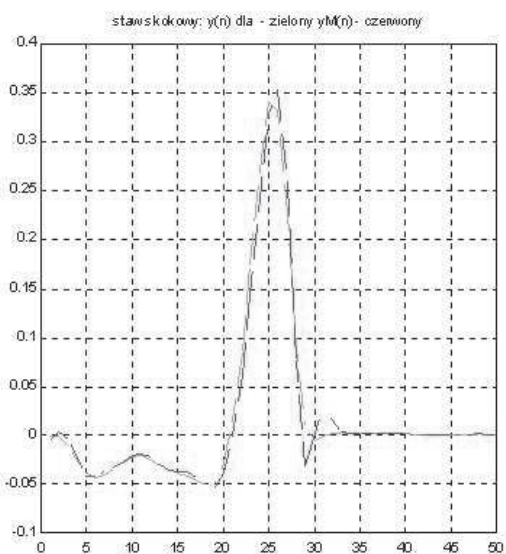


Рис.10. Примерная динамика моментальной мощности для голеностопного сустава человека при обычной ходьбе в сагиттальной плоскости движения (зеленой линией обозначены величины, полученные при исследовании, красной линией – полученные по модели этого сустава); время длительности биосигнала $0,02 \cdot 51 = 1,02$ [s].

\underline{Y} — прямоугольная матрица выходных сигналов биообъекта.

Знание матрицы \underline{u}_n , а также матрицы $\underline{\alpha}$ позволяет выделить математическую модель моментальной мощности, развиваемой основными мышцами голеностопного сустава согласно уравнению (5), в виде следующего дифференциального уравнения третьего порядка

$$y(n) = \alpha_1 \cdot y(n-1) + \alpha_2 \cdot y(n-2) + \alpha_3 \cdot y(n-3), \quad (14),$$

где:

$\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$ — коэффициенты математической модели голеностопного сустава человека,

$y(n)$ — выходной сигнал модели голеностопного сустава человека в n -временной период измерения биообъекта.

Пример развития моментальной мощности (адаптированный к массе исследуемого человека) основными группами мышц голеностопного сустава человека при обычной ходьбе показан на рисунке 11. Заметно хоро-

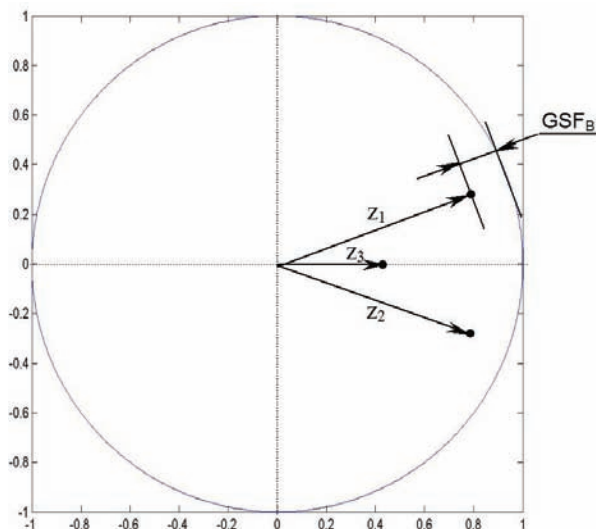


Рис.11 Расположение корней уравнения (16) на плоскости Гаусса, в границах окружности с единичным радиусом, для голеностопного сустава человека, по данным из таблицы 1.

шее соответствие динамики, моделированной методом функции регрессии (МФР) и динамикой, полученной в лабораторных условиях.

Вероятностная характеристика полученной математической модели голеностопного сустава человека

Полученная математическая модель голеностопного сустава человека характеризуется:

- равенством средних величин выхода модели биообъекта и самого биообъекта,
- суммой погрешностей оцениваемой модели биообъекта равна нулю,
- ортогональностью величин выхода и погрешностей модели биообъекта.

Однако необходимо отметить, что определение коэффициентов $\underline{\alpha}$ уравнений модели биообъекта по вышеприведенной схеме не позволяет достаточно достоверно оценить реальный биообъект по полученной математической модели.

Для точного сравнения можно применить три следующих варианта оценки работанной модели биообъекта:

- вычислить выходную величину модели биообъекта по расчетным данным и определенному вектору $\underline{\alpha}$, а затем сравнить полученные результаты с выходной величиной реального биообъекта.

- Определить показатели качества идентификации, такие, как:

- коэффициент корреляции,
- оценка дисперсии помех,
- границы доверительного интервала коэффициентов биообъекта.

Необходимо отметить, что при определении коэффициентов уравнения модели биообъекта (матрицы $\underline{\alpha}$), они характеризуются как стохастические переменные.

Для вычисления этих коэффициентов устанавливается допуск погрешности $\underline{\varepsilon}$. Эти погрешности характеризуются:

- нормальным распределением,
- нулевым средним значением,
- стабильной дисперсией,
- стохастической независимостью.

Справедливость принятых допусков можно обосновать исследованиями:

- разницы выходных величин модели биообъекта и реального биообъекта e_n ,

- применить тест соответствия Колмогорова (для уточнения, что разница e_n характеризуется нормальным распределением),

- использовать тест Ньюмана (Neuman) или Дарбина–Ватсона (Durbin–Watson) для оценки стохастической независимости разниц e_n .

Выяснилось, что при идентификации математической модели голеностопного сустава человека по приведенной методике предложенная модель дифференциального уравнения моментальной мощности является правильной, а точность результатов находится на достаточно высоком уровне. Это позволяет утверждать что погреш-

ности, отмеченные при исследованиях ходьбы человека (в лабораторных условиях), характеризуются нормальным распределением, нулевым средним значением, стабильной дисперсией и стохастической независимостью.

«Движение» человеческой стопы по плоскости Гаусса

Если дифференциальное уравнение (14) для голеностопного сустава человека преобразовать Z, получится:

$$Y(z) = \alpha_1 \cdot z^{-1} \cdot Y(z) + \alpha_2 \cdot z^{-2} \cdot Y(z) + \alpha_3 \cdot z^{-3} \cdot Y(z), \quad (15)$$

где:

$Y(z)$ — преобразование Z сигнала биообъекта,

$y(n)$ — выходной сигнал модели биообъекта в n-временной период.

Допуская, что преобразование $Y(z) \neq 0$, уравнение (15) примет вид:

$$z^3 - \alpha_1 \cdot z^2 - \alpha_2 \cdot z - \alpha_3 = 0, \quad (16)$$

Из уравнения (18) для известных коэффициентов уравнения модели биообъекта α_1 , α_2 и α_3 , всегда получаем три разных корня z_1 , z_2 , z_3 — количество которых равно количеству коэффициентов идентификации биообъекта — k.

В таблице 1 показаны величины коэффициентов идентификации $\underline{\alpha}$, полученные методом функции регрессии (МФР) для голеностопного сустава человека при обычной ходьбе в сагиттальной плоскости в лабораторных условиях.

На основе метода функции регрессии (МФР) всегда (!) получаем: два комплексных сопряжения и один существенный корень, решая уравнение (16). Полученные корни z_1 , z_2 , z_3 из уравнения (16) переносим на плоскость Гаусса.

Расположение корней уравнения (16), полученных из таблицы 1, показано на рисунке 10.

Необходимо заметить, что при относительно стабильной скорости испытуемого

Таблица 1

Величины коэффициентов идентификации α , полученные методом функции регрессии при обычной ходьбе в сагиттальной плоскости движения

Сустав человека	Величины коэффициентов
Голеностопный сустав	$\alpha_1 = 2,356436$ $\alpha_2 = -2,130208$ $\alpha_3 = 0,734120$

(в сагиттальной плоскости движения) «движение» его на плоскости Гаусса характеризуется тремя корнями уравнения (16), которые могут изменять свое положение тогда и только тогда, когда меняется скорость и частота шага исследуемого.

Понятие запаса (границ) безопасности при ходьбе человека

До сих пор ни одному из исследователей двуножной локомоции не удавалось определить понятие стабильности динамической системы человека при ходьбе в лабораторных условиях. Это вызвано следующими факторами:

- человек при движении имеет около 250 степеней свободы, что делает описание его динамики вопросом чрезвычайно сложным; эта задача не решена до настоящего времени;
- до сих пор не разработаны передаточные или импульсные функций для различных переменных, получаемых при исследовании ходьбы человека в сагиттальной плоскости (в лабораторных условиях);
- обычно используются только выходные величины, такие, как относительный угол, моменты мышечных сил, сила реакции опоры и т.д.

Известно, что с увеличением скорости и частоты ходьбы возникает большая вероятность падения, спотыкания на неровной поверхности и т.п. Можно ли определить безопасность ходьбы и ее границы, если к

настоящему времени исследователям не удалось охарактеризовать понятия стабильности и запаса стабильности движения человека?

Расположение корней уравнения (16) на плоскости Гаусса зависит от изменения скорости и частоты движения человека. Оно характеризует безопасность двуножной ходьбы. Чем ближе корни комплексного переменного уравнения (16) приближаются к краю окружности с единичным радиусом на плоскости Гаусса, тем менее устойчивой становится ходьба человека! Таким образом становится возможным определение границ безопасности ходьбы человека в следующем виде:

«Границами безопасности SF является наименьшее расстояние модуля существенного корня или модуля одного из двух комплексных корней сопряжения комплексного переменного уравнения (16) на плоскости Гаусса – при использовании метода функции регрессии».

Наименьшее расстояние модуля существенного корня или модуля двух комплексных корней сопряжения уравнения (16) от окружности с единичным радиусом на плоскости Гаусса предлагается называть индексом безопасности ходьбы человека и обозначать его символом $(1 - |Z(\alpha_i)|)_{MIN} = SF$ (где: $i = 1, 2, 3$ – номера коэффициентов уравнения идентификации α_i биообъекта).

Для определенного голеностопного

**Три корня, полученные из уравнения (16),
где: $j^2 = -1$.**

	Корни уравнения (16)	Индекс безопасности SF
z_1	$0,8121 + 0,3117j$	0,091455
z_3	0,3784	0,110645
z_2	$0,8121 - 0,3117j$	0,091455

сустава на основании данных из таблицы 1 получены следующие три корня уравнения (16) (таблица 2).

Значение $SF \approx 0,09$ [единицы, геометрически обозначенные на рис.10].

Полученные с помощью метода регрессии функции (МФР) (в лабораторных условиях) результаты по исследованию движения стопы человека позволяют утверждать, что:

- независимо от состояния стопы человека (в норме или патологии) на плоскости Гаусса всегда имеются два комплексных корня сопряжения и один существенный в виде трех «точек», а точнее, в виде векторов, начало которых находится в центре окружности(0,0) с единичным радиусом;

- граница безопасности ходьбы человека (для голеностопного сустава) определена минимальным расстоянием

$$(1 - |Z(\alpha_i)|)_{MIN} = SF;$$

- отмечено, что действенная и эффективная реабилитация патологии стопы (в частности, голеностопного сустава) приводит к тому, что корни переменного комплексного уравнения для этого сустава на плоскости Гаусса смещаются к началу системы координат этой плоскости;

- индекс безопасности SF представляется хорошим показателем эффективности процесса реабилитации опорно-двигательного аппарата человека, но требует дальнейшего изучения.

Выводы

Исходя из патомеханических элементов плосковальгусной деформации, консервативная коррекция стопы при этой деформации должна складываться из следующих принципов:

- строгая индивидуальность конструкции подошвенного ортеза,

- разгрузка пяточной зоны с акцентированной супинацией для компенсации вальгусного отклонения пяточной кости,

- активная выкладка продольного свода с формированием устойчивого супинированного положения наружной колонны стопы. Для этого необходимо создание выступающего элемента наружной части свода для обеспечения противоупора супинации в фазе переката;

- компенсация поперечного свода,

- пронация передне-наружного отдела стопы от уровня головки 5-ой плюсневой кости до межфалангового сустава 2-го пальца [9, 14, 15].

Сочетание супинирующих и пронирующих элементов ортеза предусматривает оптимальное установление ротационно-осевого механизма движения стопы и усиление ее балансировочной функции.

Такая конструкция индивидуальной коррекции обеспечивает комплексную биомеханическую стабилизацию при нефиксированной плосковальгусной деформации с

учетом динамических напряжений, возникающих в различных отделах при всех фазах шага, и создает условия для формирования функциональной состоятельности стопы.

Динамическое наблюдение на протяжении 1,5-2 лет за группой из 121 пациента с установленной плосковальгусной деформацией (всего было выявлено и обеспечено индивидуальной ортопедической коррекцией 482 чел. с таким диагнозом) показало, что предлагаемая схема дает высокий процент восстановления анатомо-биомеханической составляющей стопы. Полученные нами данные свидетельствуют, что в возрастной категории от 10 до 14 лет количество вальгусных деформаций существенно увеличивается. По всей видимости, это связано с ускоренным костно-мышечным ростом и расширением физической активности в этот период. Динамический контроль функционального состояния стоп особенно важен при активных занятиях спортом, когда собственных мышечно-суставных возможностей недостаточно для компенсации возникающих перегрузок. В этом случае практически всем детям показано применение демпфирующе-амортизационных ортезов с форсированной выкладкой продольного свода. Коррекция нарушений стоп в детском и подростковом возрасте обусловлена формированием опорно-двигательного аппарата и необходимостью создания оптимальных условий для его развития. Отсутствие своевременного и систематического профессионального ортопедо-биомеханического контроля состояния стоп приводит к увеличению случаев патологических изменений в других отделах опорно-двигательного аппарата.

Предлагаемые методики позволяют существенно расширить возможности функциональной диагностики и реабилитации отклонений в развитии стоп, объективизируют динамическое состояние опорно-двигательного аппарата с учетом компенсаторных механизмов, типичных для детского и подросткового возраста.

ЛИТЕРАТУРА

1. Андрианов, В. Л. Организация ортопедической и травматологической помощи детям / В. Л. Андрианов, Н. Г. Веселов, И. И. Мирзоева. – Л.: Медицина, 1988. – 240 с.
2. Аруин, А. С. Эргономическая биомеханика ходьбы и бега / А. С. Аруин, В. М. Зацюрский. – М.: ГЦОЛИФК, 1983. – 52 с.
3. Бернштейн, Н. А. Очерки по физиологии движений и физиологии активности / Н. А. Бернштейн. – М.: Медицина, 1966. – 349 с.
4. Волков, М. В. Детская ортопедия / М. В. Волков, В. Д. Дедова. – М.: Медицина, 1980. – 312 с.
5. Гафаров, Х. З. Лечение деформаций стоп у детей / Х. З. Гафаров. – Казань, 1990. – 176 с.
6. Куслик, М. М. Плоскостопие / М. М. Куслик // Многотомное руководство по хирургии. – М., 1969. – Т. XII. – С. 531-545.
7. Маркс, В. О. Ортопедическая диагностика / В. О. Маркс. – Минск: Наука и техника, 1978. – 512 с.
8. Скворцов, Д. В. Клинический анализ движений, анализ походки / Д. В. Скворцов. – М., 1996. – 344 с.
9. Boltrukevich, S. Early diagnostics of child's foot pathology and biomechanical aspects of its orthopedic correction / S. Boltrukevich, V. Kochergin, V. Lashkowskij // Journal of Vibroengineering. – 2006. – Vol. 8, N 3. – P. 57-60.
10. Bryant, A. R. Normal values of plantar pressure measurements determined using the EMED-SF system / A. R. Bryant, P. Tinley, K. P. Singer // Journal of the American Podiatric Medical Association. – 2000. – Vol. 90, N 6. – P. 295-299.
11. Cavanagh, P. R. The computer era in gait analysis / P. R. Cavanagh, J. D. Henley // Clin. Podiatr. Med. Surg. – 1993. – Vol. 10, N 3. – P. 471-484.
12. Cavanagh, P. R. Inshoe plantar pressure measurement: a review / P. R. Cavanagh, F. G. Hewitt, J. E. Perry // The Foot. – 1992. – N 2. – P. 185-194.
13. Cavanagh, P. R. Clinical plantar pressure measurement in diabetes: rationale and methodology / P. R. Cavanagh, J. S. Ulbrecht // The Foot. – 1994. – N 4. – P. 123-135.
14. Kochergin, V. The plantar pressure biomechanical aspect. Diagnostic device analyze / V. Kochergin, A. Maksimenko, L. Shashura // Journal of Vibroengineering. – 2004. – Vol. 6, N 1. – P. 11-13.
15. Levy, A. Principles and Practice of Podiatric Medicine / A. Levy. – 1990. – P. 39 – 105.
16. Mow, V. C. Basic Orthopaedic Biomechanics / V. C. Mow, W. C. Hayes. – Philadelphia, 1997. – P. 342-350.

17. Pauk, J. Parametric identification of lower limbs during walking of a human / J. Pauk, K. Jaworek // Design & Nature. – WET Press, Southampton, 2000. – Vol. 3. – P.361-365.
18. Pauk, J. A method of identification of human gait / J. Pauk, K. Jaworek // Acts of Bioengineering and Biomechanics. – 2003. – Vol. 5. – Suppl. 1. – P. 375-378.
19. Randolph, A. L. Reliability of measurements of pressures applied on the foot during walking by a computerized insole sensor system / A. L. Randolph [et al.] // Arch. Phys. Med. Rehabil. – 2000. – Vol.81, N 5. – P.573-578.
20. Razian, M. A. Triaxial and uni-axial in-shoe pressure measurements. Are uniaxials measurements adequate? / M. A. Razian, M. G. Pepper // Proceedings of the 13th conference of the European Society of Biomechanics. – 2002. – Vol.4. – Suppl. 1. – P.357-358.
21. Scott, J. R. R. Forces under the foot / J. R. R. Scott, W. C. Hutton, I. A. F. Stokes // The Journal of Bone and Joint Surgery. – 1973. – Vol.55B, N.2. – P. 335-344.
22. Wilks, S. Mathematical Statistics / S. Wilks; ed. John Wiley and Sons. – New York, 1962. – 644 p.
23. Winte, D. The Biomechanics and Motor Control of Human Gait / D. Winte // Normal, Elderly and Pathological. – 2-nd ed. – Canada: University of Waterloo Press, 1991. – 150 p.

Поступила 29.10.2007г.

В.П. Дейкало

*«Организация медицинской реабилитации пациентов с повреждениями кисти
в условиях областного региона Республики Беларусь»,
Витебск; ВГМУ, 2007 – 109 с.*

**М.Н. Никольский, В.П. Дейкало, М.Г. Диваков, Э.А. Аскерко, К.Б. Болобошко,
В.В. Сиротко, А.Н. Толстик.**

*«Пособие к практическим занятиям по травматологии и ортопедии»,
Витебск; ВГМУ, 2007 – 335 с.*