

УДК 617.586-007.58-073.178-08

ВОЗМОЖНОСТИ ПЕДОБАРОГРАФИИ В ДИАГНОСТИКЕ И ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ ПРОДОЛЬНОГО ПЛОСКОСТОПИЯ

А.Г. Мармыш¹, В.Н. Горбузов², д.физ.-мат.н., профессор;
С.И. Болтрукевич¹, д.м.н., профессор; В.С. Аносов¹, к.м.н.

¹ - УО «Гродненский государственный медицинский университет»

² - УО «Гродненский государственный университет им. Я. Купалы»

Продольное плоскостопие является одним из наиболее распространенных видов деформаций стоп. Одной из актуальных проблем является поиск оптимальных и современных методов диагностики данной патологии, а также методик лечебно-профилактических и оздоровительных мероприятий. Метод педобарографии и компьютерного анализа данных с применением разработанного комплекса электронно-механического для диагностики патологии стоп позволяет объективно зарегистрировать и оценить биомеханические параметры при стоянии и ходьбе. Компьютерная регистрация и быстрая визуализация изменения давления на опорной поверхности стопы дает возможность определить различные патологические состояния стопы на стадиях до развития клинических проявлений, а также подобрать оптимальное ортопедическое решение, снижающее до минимума патологическое воздействие на стопу.

Ключевые слова: продольное плоскостопие, педобарография, индивидуальная ортопедическая коррекция.

Flatfoot is one of the most common types of the foot deformities. Actual problem is finding of optimal and modern diagnostic methods of this pathology. Pedobarography and computer analysis of the acquired data using the elaborated electron-mechanic complex for foot pathology diagnosis allow us to register and evaluate biomechanical parameters during standing and walking. Computer registration and visualization of the plantar pressure changes allow us to diagnose different foot deformities on a preclinical stages and select optimal orthopedic correction.

Key words: flatfoot, pedobarography, individual orthopedic correction.

Актуальность

Деформации стопы у детей являются наиболее часто встречаемой ортопедической патологией, имеющей большую медицинскую и социальную значимость. При этом важно отметить, что частота деформаций стопы значительно варьирует в разных возрастных группах детей. Так, плоскостопие диагностируется в возрасте 6-9 лет в 44% случаев, а к 11-14 годам достигает 53,6% [1]. Уплотнение сводов стопы приводит к перераспределению нагрузки на нее в фазу опоры, смещению точек максимальных давлений на подошвенной поверхности. В этой связи правильная интерпретация данных распределения подошвенного давления по мере роста и развития стопы, понимание функциональных нарушений, вызванных ее деформациями, имеет существенное значение в выявлении ее патологии. Тем не менее, до настоящего времени не существует единых взглядов в подходах к диагностике и лечению деформаций стопы у детей. Отсутствуют достаточно объективные критерии для оценки функции стопы в норме и при ее патологических деформациях на ранних стадиях, а также методики, дающие возможность оценить степень корригирующего влияния ортопедических изделий на функцию стопы. Поэтому актуальным является разработка метода, позволяющего не только анализировать топографию подошвенного давления, последовательность, скорость и длительность включения в опору характерных зон, но также оценить влияние ортопедических изделий на эти процессы.

Одним из основных способов комплексного консервативного лечения патологии стопы является использование различных корригирующих и разгружающих приспособлений в стандартную обувь – ортезов или стелек. Главная функция ортезов – оптимизировать биомеханику стопы и нижней конечности для переноса тела в пространстве, а также обеспечить коррекцию нервно-мышечной афферентации для последующей редукции и формирования оптимального двигательного паттерна. Основными принципами воздействия ортезов являются перераспределение сил, действующих на подошву сто-

пы, путем разгрузки на одних и создания нагрузки на других участках стопы; коррекция неправильного положения стопы при нефиксированных деформациях; снижение нагрузок на стопу, голеностопный, коленный, тазобедренный суставы, позвоночник путем контроля инверсии и эверсии подтаранного сустава, а также поглощения части ударных нагрузок; поддержка продольного и поперечного сводов; приведение в положение покоя болезненных участков подошвенной поверхности при атрофии мягких тканей, компенсация укорочений [2, 4, 15].

Очень важным моментом в ортопедическом обеспечении при статических деформациях является соответствие рельефа стелек рельефу подошвенной поверхности стопы. Недопустимо назначение ортопедических деталей, создающих участки локального давления, что вызывает структурные изменения соединительнотканых образований стопы. Использование стандартных стелек при комбинированном плоскостопии и фиксированных деформациях, согласно литературным данным, часто приводит к перегрузке давлением области продольного свода, что обнаруживается при анализе топографии давления под стопой в виде локального участка гиперпрессинга в указанной области и ухудшения биомеханических показателей ходьбы [3, 14]. Оказывается, рельеф стандартных ортопедических стелек массового производства в большинстве случаев не соответствует рельефу подошвенной поверхности стопы. Поэтому в подиатрической практике все чаще прибегают к индивидуальному изготовлению ортопедических стелек. Индивидуальная конструкция лечебно-восстановительного подошвенного ортеза, учитывающая основные биомеханические параметры пациента, создает условия для эффективного исправления и реабилитации различных видов патологии [6, 8, 13]. Результаты ряда исследований [6, 10] свидетельствуют в пользу того, что только индивидуально изготовленные стельки, учитывающие особенности строения и, главное, функции опорно-двигательного аппарата, могут вызвать выраженные изменения походки и осан-

ки человека. Рассматривая вопрос о путях позитивного влияния ортезов стопы, следует учитывать как чисто биомеханическое их влияние, так и афферентивное воздействие на походку пациента. Это означает, что стельки могут влиять на положение суставов, степень напряжения сухожилий, мышц, а также одновременно индуцировать дополнительный проприоцептивный вклад в систему управления статикой и динамикой тела человека. В ЦНС происходит обработка всей входящей афферентивной информации и выработка более адекватной скелетно-мышечной адаптации. Главным фактором, определяющим эффективность влияния стелек на походку и осанку пациента, является место расположения корригирующих пелотов, их конфигурация и размеры. Следовательно, функциональное определение зон перегрузки стопы при ортезировании имеет весьма существенное значение [4, 11]. Оптимальная ортопедическая коррекция патологии стоп должна учитывать следующие принципиальные элементы конструкции корригирующих стелек: 1) индивидуальность; 2) реконструкция свода; 3) энергосберегающая амортизация; 4) обеспечение оптимальной терморегуляции.

Методы изготовления индивидуальных ортопедических стелек можно разделить на «механотехнологические» и «компьютерные» [3]. Основой механотехнологических методов является применение промежуточных процессов изготовления негативных и позитивных слепков (моделей) стопы, как основы для дальнейшего формирования ортезов. При помощи позитивной модели стопы создается конструкция индивидуальной стельки следующими основными методами (адгезивным методом с пневмо- или вакуумным формированием, методом компрессионного термоформирования, экструзионный метод, клееные ортопедические стельки и др.). Существенным недостатком существующих методик является тот факт, что рельеф стелек соответствует рельефу стопы только при статической нагрузке, в то же время при движении нагрузка на стопу значительно возрастает и участки перегрузки на подошвенной поверхности могут смещаться, причем строго индивидуально, и не соответствовать областям максимального давления, определяемым во время статических исследований. Индивидуальная подгонка ортеза осуществляется субъективно, по ощущениям пациента. Многие элементы индивидуальной колодки создаются вручную, что вносит в этот процесс определенный момент субъективизма. При этом, несмотря на унифицированность отдельных приемов изготовления колодок, все мастера опираются на собственную интуицию, знания и умения. Таким образом, индивидуализировать процесс конструирования ортопедических стелек является весьма сложным мероприятием, так как изготовление гипсовых слепков, построение индивидуальных колодок проводится у детей лишь при статической нагрузке. Однако при статическом обследовании информация может существенно искажаться целым рядом компенсаторных факторов (смещение общего центра массы тела в менее пораженную сторону, интерферентные мышечно-сухожильные реакции, ослабляющие патологическое воздействие и др.). Учитывая такие несоответствия, понятно, что для повышения эффективности корригирующего воздействия ортопедического изделия необходимо создать конфигурацию и форму ортеза, которые бы позволили оптимизировать биомеханику стопы и нижней конечности для переноса тела в пространстве, а также обеспечить коррекцию нервно-мышечной афферентации для последующей редукции и формирования двигательного паттерна.

Важным моментом в подошвенном ортезировании является высота супинационного пелота, выкладки продольного свода. Одним из основных методов конструирования является последовательное увеличение/уменьшение величины супинатора до достижения оптимального клинического эффекта. Однако данная методика предполагает потерю рабочего времени, дополнительные материальные затраты на изготовление нескольких образцов ортопедических изделий. В связи с этим становится очевидным, что выбор оптимальной высоты супинационного пелота должен осуществляться с учетом объективных показателей динамической педобарографии, а также математических расчетов, отражающих закономерности высоты выкладки подсводной части стельки.

Целью настоящего исследования явилось определение возможностей педобарографии в диагностике и ортопедической коррекции продольного плоскостопия, а также установление закономерностей между длиной стопы и высотой супинационного пелота с учетом данных динамической педобарографии.

Материал и методы

Сотрудниками кафедры травматологии, ортопедии и ВПХ Гродненского государственного медицинского университета в 2007 г. проведено обследование воспитанников школ-интернатов Гродненской области. При клиническом ортопедическом обследовании 617 детей у 237 чел. (38,4%) выявлены различные варианты отклонений в строении и развитии стоп. У 178 (75,1%) было диагностировано продольное плоскостопие. 34 пациентам с продольным плоскостопием была выполнена индивидуальная ортопедическая коррекция. Возраст пациентов на момент обследования составил в среднем 12,7 лет (от 7 до 18 лет). В процессе анализа данных пациенты были разделены на следующие возрастные группы: 6-9 лет, 10 лет и старше. Выделение данных групп проводилось с учетом возрастных особенностей строения стопы. Контрольную группу составили 20 здоровых детей в возрасте от 7 до 17 лет, стопы которых по данным комплексного обследования соответствовали понятию норма.

При обследовании использовались клинические, фотоплантографический и педобарографический методы исследования. При клиническом обследовании пациентов выяснялись возраст, наследственность по данному заболеванию, жалобы на момент осмотра, сведения о проводившемся лечении. Проводилось тщательное объективное обследование деформированной стопы. При осмотре стопы отмечалось наличие натоптышей на подошвенной поверхности, состояние продольного и поперечного сводов, пяточного отдела стопы, мобильность деформации. Фотоплантографическое обследование проводилось в положении стоя на двух ногах с равномерным распределением веса на обе стопы. При этом определялись следующие параметры: угол Кларка, индекс Годунова, индексы передней (ИПО) и задней (ИЗО) опоры. Из методов биомеханического обследования применялась оценка распределения давления по подошвенной поверхности стопы с помощью ортопедического компьютерного комплекса. Для оценки взаимодействия стопы с опорой в статике и динамике использовался «Комплекс электронно-механический для диагностики патологии стоп» (КЭМ – ТУ РБ 500032863.001-2004), разработанный по заданию Министерства здравоохранения Республики Беларусь сотрудниками УО «Гродненский государственный медицинский университет» совместно с сотрудниками Научно-исследовательского центра проблем ресурсосбережения НАН Беларуси и Научно-ин-

женерного центра «Плазмотег» ФТИ НАН Беларуси. Диапазон измеряемого давления составляет 0-1,0 МПа при относительной погрешности измерения 1%.

Опорная поверхность стопы имеет выраженную дифференциацию, обусловленную функциональными, анатомическими и биомеханическими особенностями. В зависимости от характера патологического процесса или возникших функциональных нарушений различные участки подошвенной поверхности реагируют на них в разной степени. Поэтому для оценки зарегистрированных динамических потенциалов стопы целесообразно выделить биомеханические зоны с различными функционально-диагностическими критериями. Это дает возможность для системного анализа функционального состояния стоп, а также позволяет определить алгоритм конструирования индивидуальной ортопедической коррекции.

В процессе биомеханического обследования анализировались следующие параметры: определение положения вектора общего центра массы пациента (ОЦМ) при ходьбе, определение циклических характеристик ходьбы, распределение давления по подошвенной поверхности стоп с выделением 5 биомеханических зон (рис. 1) с различными функционально-диагностическими критериями (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 разделенной 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), оценивалась структура графиков интегральной нагрузки.

Статистический анализ проводили с использованием лицензионной компьютерной программы STATISTICA 6.0 и электронных таблиц MS Excel 2007. Для принятия решения о виде распределения применялся критерий Шапиро-Уилка. Уровень значимости принят 5%. В случае соответствия распределения признака, отличного от нормального, данные представлялись в виде Me (медиана) и интерквартильного размаха с описанием значения 25-го и 75-го перцентилей. При сравнении независимых групп с ненормальным распределением значений одного или двух количественных признаков использовался непараметрический метод – критерий Манна-Уитни. При сравнении зависимых групп с ненормальным распределением значений использовался непараметрический метод – критерий Вилкоксона. В случае распределения признака по закону нормального распределения анализ результатов проводился с использованием классическо-

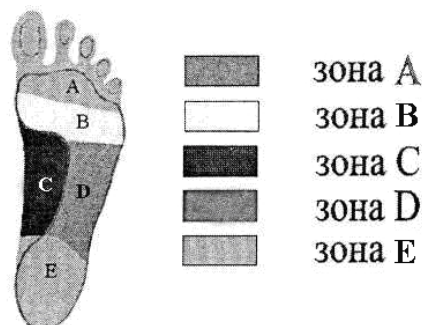


Рисунок 1 – Биомеханические зоны подошвенной поверхности стопы

го t-критерия Стьюдента для независимых и зависимых выборок. Данные представлены в виде M – среднее значение, s – стандартное отклонение.

Результаты и их обсуждение

У 30 (88%) больных имелись жалобы на боли в стопах, голених при ходьбе. Лишь у 4 (12%) пациентов боли отсутствовали, что можно объяснить относительно небольшой выраженностью деформации. Наблюдалась следующая локализация болей: в области таранно-ладьевидного сочленения, по внутреннему краю подошвенного апоневроза, по ходу икроножной мышцы.

При анализе фотоплантограмм (табл. 1) у пациентов основной группы в обеих возрастных подгруппах выявлено уменьшение значений угла Кларка, повышение индексов Годунова, передней и задней опоры, что свидетельствует о снижении высоты продольного свода.

Для оценки функционального состояния стопы исследования выполнены на КЭМе. Все обследования проводились в стандартной обуви с размещением в ней измерительных стелек, в которых распределены 16-24 датчика для измерения давления. Программное обеспечение комплекса позволяет выявлять распределение давления по подошвенной поверхности стопы, как в цифровом виде, так и в виде цветовой палитры, определять положение вектора общего центра массы (ОЦМ) при ходьбе, отражать циклические характеристики ходьбы и графики интегральной нагрузки на всю стопу.

Анализ графиков интегральной нагрузки носил качественный характер. В контрольной группе они были представлены плавными кривыми, с хорошо выраженными передним и задним толчками, а также главным минимумом нагрузки. В основной группе у 28 (82%) пациентов было выявлено нарушение плавности графиков, что свидетельствует о нарушении рессорной функции стопы. У 6 (17%) пациентов отмечено снижение амплитуды, вплоть до полного отсутствия, главных минимумов нагрузки, что характеризует нарушение структуры переката через стопу.

Качественная оценка графиков интегральной нагрузки на всю стопу важна при скрининговых обследованиях и при определении показаний к назначению ортопедических изделий, так как базируется на вербальном описании признаков патологии, отличается наглядностью и высокой скоростью анализа.

Траектория перемещения вектора общего центра массы (ОЦМ) при ходьбе в контрольной группе была представлена незначительной выпуклой в латеральную сторону линией, проходящей вдоль продольной оси стопы от центра пятки до середины переднего отдела стопы. В основной группе у 24 (71%) пациентов наблюдалось смещение траектории перемещения вектора ОЦМ в сторону ее медиального края, причем форма ее приближалась к прямой линии (рис. 2).

Таблица 1 – Данные фотоплантографического обследования детей до коррекции (Me(25%;75%))

Группы пациентов		Угол Кларка, °	ИПО	ИЗО	Индекс Годунова
7-9 лет	основная	34 (23;38)*	0,33 (0,31;0,34)*	0,41 (0,4;0,46)*	0,61 (0,56;0,64)*
	контрольная	50 (45;55)	0,28 (0,25;0,3)	0,36 (0,33;0,38)	0,44 (0,41;0,46)
10 и старше	основная	38,5 (29;45)*	0,3 (0,27;0,38)*	0,4(0,38;0,45)*	0,55 (0,49;0,61)*
	контрольная	52 (47;57)	0,27 (0,25;0,27)	0,35 (0,32;0,36)	0,43 (0,40;0,45)

* - статистически достоверное отличие в сравнении с соответствующей по возрасту контрольной группой (p<0,05; критерий Манна-Уитни).

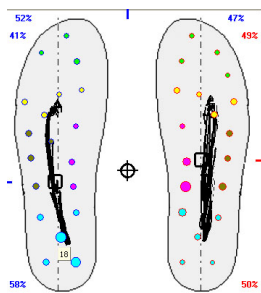


Рисунок 2 – Траектория перемещения вектора ОЦМ пациента К. (8 лет) с продольным плоскостопием

При анализе распределения давления по подошвенной поверхности стопы у детей контрольной группы максимальная нагрузка наблюдалась в области пятки, головок плюсневых костей (зоны В,Е) и в области I пальца, причем в области пятки максимальное давление локализовалось в центре и плавно снижалось к ее краям. Меньшая нагрузка была выявлена в области II – V пальцев, в области наружного продольного свода (зоны А,Д) и минимальная – в области медиального продольного свода (зона С). Ходьба в норме отличается ритмичностью, плавностью и автоматизмом. Для энергетически выгодной ходьбы характерна плавность траекторий центра давления и графиков суммарного давления на стопы, а также увеличение силы заднего толчка (носком) по сравнению с передним (пяткой). Типичной для ходьбы является картина, когда максимум давления последовательно перемещался от проекции заднелатеральной поверхности пятки вдоль наружного продольного свода и далее, почти одновременно, через проекции головок от V к I плюсневой кости и, наконец, проекции I пальца. В норме распределение давления между правой и левой стопами симметрично, при этом наблюдается увеличение давления под передними отделами стоп.

В основной группе у всех пациентов наблюдалось статистически достоверное увеличение нагрузки в среднем отделе стопы, в основном в области продольного свода (зоны С и D) (рис. 3). У 5 (15%) детей отмечено медиальное смещение нагрузки в области пятки, что свидетельствует о вальгусной ее деформации.

Таким образом, полученные данные свидетельствовали о нарушении функций стопы при ходьбе у детей с продольным плоскостопием, характеризующимся усилением давления в среднем отделе стопы, а также возрастанием нагрузки по внутренней стороне стопы в фазе переката, смещением вектора ОЦМ медиально.

При проведении подошвенного ортезирования основное внимание уделялось функциональному состоянию стоп для определения биомеханических критериев

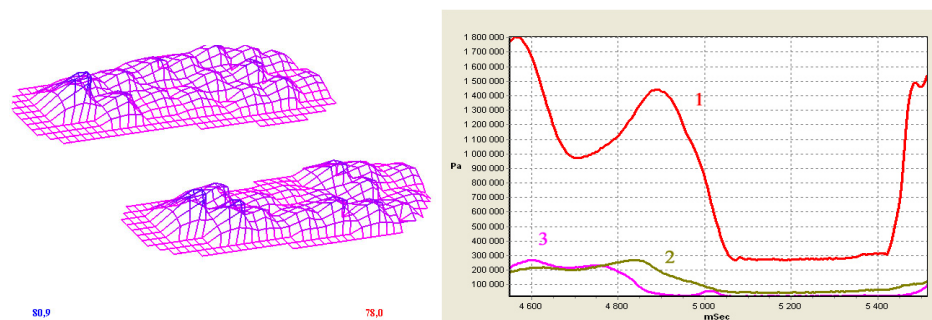


Рисунок 3 – Трехмерная картина распределения подошвенного давления и график интегральной нагрузки на левую стопу пациента М. (11 лет) с двусторонним продольным плоскостопием

Таблица 2 – Распределение подошвенного давления по зонам стопы детей до коррекции

	Контрольная группа		Основная группа	
	7-9 лет	10 лет и старше	7-9 лет	10 лет и старше
Зона А, %	16,2±1,56	17,4±1,24	14,8±1,13	15,9±1,32
Зона В, %	30,25±1,34	31,24±1,48	26,7±1,28	25,4±1,58
Зона С, %	1,8±0,6	1,2±0,26	7,4±0,85*	7,2±0,74*
Зона D, %	16,64±0,61	14,52±0,86	20,7±0,5*	19,8±0,54*
Зона Е, %	34,26±0,94	35,54±0,84	30,4±0,97	32,1±0,66

* - статистически достоверное отличие в сравнении с соответствующей по возрасту контрольной группой (p<0,05; t-критерий Стьюдента).

патологии на самых ранних стадиях, что существенно повышает эффективность профилактических и лечебно-восстановительных мероприятий. Для коррекции продольного плоскостопия достаточно укрепления и супинации продольного свода за счет супинационного пелота. Но здесь принципиально важным является определение расположения супинатора и его высоты. Максимальная высота располагалась в проекции таранно-ладьевидного сочленения. Супинация начиналась от проекции линии, находящейся непосредственно за пяточным бугром и заканчивалась в проекции условной линии, проходящей несколько сзади от головок плюсневых костей. Наружная граница выкладки выполнялась на уровне ее наибольшей высоты – на уровне пяточно-кубовидного сочленения. Наружный свод стопы находится в анатомической и функциональной зависимости от внутреннего свода и составляет от 1/3 до 2/3 его размеров. Максимальную высоту выкладки снаружи целесообразно делать на уровне пяточно-кубовидного сочленения. Очень важным элементом в конструировании ортопедической стельки является высота выкладки продольного свода стопы, так как перегрузка этой области из-за чрезмерного давления ухудшает биомеханические показатели ходьбы, а недостаточная высота пелота существенно снижает корректирующие свойства ортопедического изделия. С целью подбора оптимальной высоты супинационного пелота использовались стельки с известными размерами элементов и проводилось динамическое педобарографическое исследование на электронно-механическом комплексе. При недостаточной коррекции исследования продолжались со стельками с большей или меньшей высотой элементов до достижения оптимальной компьютерной картины. При примерке и подгонке к обуви пациента изготовленной ортопедической стельки с помощью электронно-механического комплекса осуществлялся контроль качества полученной коррекции и, при необходимости, доработка и адаптация её элементов.

Для того, чтобы исключить многократную подборку вручную необходимой высоты пелотов и в определенной степени автоматизировать этот процесс, был проведен математический анализ закономерностей взаимоотношений между высотой супинационного пелота и длиной стопы пациента (табл. 3).

С целью определения на основании полученных данных функциональной зависи-

Таблица 3 – Зависимость между длиной стопы и высотой супинатора

Длина стопы, см	Высота супинатора, см	Длина стопы, см	Высота супинатора, см
19,5	0,7±0	24	1,0± 0,02
20	0,76±0,02	24,5	1,04 ± 0,02
20,5	0,77 ± 0,02	25	1,07 ± 0,03
21	0,81±0,02	25,5	1,11 ± 0,02
21,5	0,84 ± 0,02	26	1,16 ± 0,02
22	0,87 ± 0,02	26,5	1,18 ± 0,03
22,5	0,91 ± 0,02	27	1,2 ± 0
23	0,93 ± 0,03	27,5	1,22 ± 0,03
23,5	0,97 ± 0,03	28	1,3 ± 0

мости (функции тренда) высоты супинационного пелота от длины стопы использована программа обработки электронных таблиц MS Excel 2007. Рассмотрены встроенные в MS Excel линейная, логарифмическая, полиномиальные, степенная и экспоненциальная трендовые функции. Статистический анализ показал, что по методу наименьших квадратов линейная функция тренда (рис. 4) $H=0,0682L-6,2846$ наилучшим образом описывает исследуемую зависимость. Относительная погрешность приближения экспериментальных данных с помощью линейной функции тренда колеблется от нуля до 1,97%. В то же время, относительные погрешности приближений в других исследованных моделях значительно выше. Например, при выборе оптимальной кубической функции тренда $H=0,0000005L^3-0,0003L^2+0,133L-10,834$ относительная погрешность лежит в пределах от 4,41% до 9,06%.

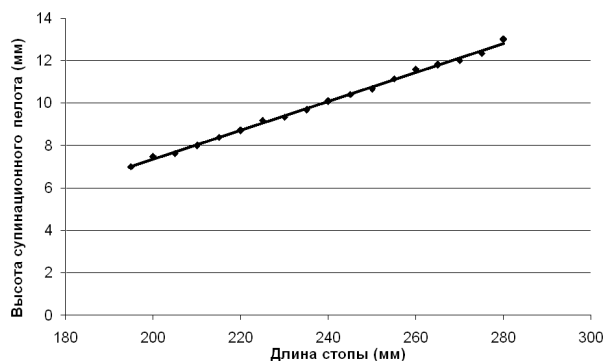


Рисунок 4 – График линейной функции тренда с коэффициентом детерминации R^2

При наличии вальгусной деформации пятки супинационный пелот сочетался с пяточным супинатором. Такая коррекция поддерживает внутреннюю сторону пятки и позволяет значительно снизить пронировующий момент подтаранного сустава в фазе опоры, выводя его в супинированное положение. Высота пяточного супинатора определялась по формуле $X=1/2A*\text{tg } a$, где X – высота коска, A – ширина пятки, a – угол вальгусного отклонения пятки.

Оценка результатов ортопедической коррекции проведена у 34 пациентов. Средний срок наблюдения составил 18 мес. Положительные результаты получены у 29 пациентов (85%): отмечено снижение утомляемости, болевого синдрома в области стоп, икроножных мышц. Клинически у данных пациентов установлено увеличение высоты продольного свода. Результаты плантографического и педобарографического обследования представлены в таблицах 4, 5.

Таблица 4 – Данные фотоплантографического обследования пациентов основной группы до и после коррекции (Me(25%;75%))

Показатель	7-9 лет		10 лет и старше	
	до коррекции	после коррекции	до коррекции	после коррекции
Угол Кларка °	34 (23;38)	41,3 (38,2; 50)*	38,5 (29;45)	41,8 (35,2; 52,5)
ИПО	0,33 (0,31;0,34)	0,26 (0,25;0,29)*	0,3 (0,27;0,38)	0,28 (0,24; 0,3)*
ИЗО	0,41 (0,4;0,46)	0,33 (0,31;0,36)*	0,4 (0,38;0,45)	0,36 (0,33; 0,4)*
Индекс Годунова	0,61 (0,56;0,64)	0,46 (0,4; 0,51)*	0,55 (0,49;0,61)	0,54 (0,47; 0,57)

* - статистически достоверные изменения ($p<0,05$) в сравнении с данными до лечения (критерий Вилкоксона).

Таблица 5 – Распределение подошвенного давления по зонам стопы пациентов основной группы до и после коррекции

Показатель	7-9 лет		10 лет и старше	
	до коррекции	после коррекции	до коррекции	после коррекции
Зона А, %	14,8±1,13	15,6±0,8	15,9±1,32	14,9±0,6
Зона В, %	26,7±1,28	34±1,32	25,4±1,58	34,68±1,45
Зона С, %	7,4±0,85	1,5±0,53*	7,2±0,74	3,5±0,78*
Зона D, %	20,7±0,5	14,5±1,01*	19,8±0,54	15,9±1,68*
Зона Е, %	30,4±0,97	34,4±1,01	32,1±0,66	33,25±1,02

* - статистически достоверные изменения ($p<0,05$; t-критерий Стьюдента) в сравнении с данными до лечения.

При фотоплантографическом обследовании в обеих возрастных группах выявлено увеличение угла Кларка на $7,3^\circ$ в возрастной группе 7-9 лет ($p<0,05$) и на $3,3^\circ$ ($p>0,05$) в группе 10 лет и старше; снижение индекса Годунова на $0,15$ ($p<0,05$) и $0,01$ ($p>0,05$), соответственно. Выявлено снижение индекса передней опоры на $0,07$ ($p<0,05$) в возрастной группе 7-9 лет и на $0,02$ ($p<0,05$) в группе 10 лет и старше, а также индекса задней опоры на $0,08$ ($p<0,05$) и $0,04$ ($p<0,05$), соответственно.

При анализе графиков интегральной нагрузки у 29 (%) пациентов имелись хорошо выраженные главные минимумы нагрузки, что указывает на нормализацию структуры переката через стопу, а также выявлено восстановление плавности графиков интегральной нагрузки у 18 (53%) детей.

При оценке траектории центра давления стопы у 22 (65%) пациентов отмечено смещение ее латерально, по сравнению с данными до коррекции, а также восстановление изогнутой кнаружи формы.

При анализе распределения подошвенного давления выявлено снижение нагрузки в среднем отделе стопы, в области продольного свода (зоне С) на $5,9\%$ ($p<0,05$) в возрастной группе 7-9 лет и $4,7\%$ ($p<0,05$) в группе 10 лет и старше.

Сравнительный анализ данных, полученных при фотоплантографическом и педобарометрическом обследованиях в 2 возрастных группах, позволяет заключить, что более существенная положительная динамика изменения индексов передней и задней опоры, а также давления в зоне С (области медиального продольного свода) получена в группе детей в возрасте 7-9 лет (критерий Манна-Уитни $p<0,05$), что указывает на важность ранней диагностики деформации стоп, а также своевременной рациональной ортопедической коррекции.

Таким образом, при анализе биомеханических характеристик ходьбы на разработанном КЭМе у детей с продольным плоскостопием наблюдаются функциональные изменения в виде увеличения подошвенного давления в среднем отделе стопы и смещения ОЦМ в сторону ее

медиального края, а при вальгусной деформации заднего отдела – выраженное дугообразное смещение вектора ОЦМ от внутреннего края пятки к I плюснефаланговому сочленению с одновременным увеличением давления по внутренней поверхности пятки. Это свидетельствует, что КЭМ позволяет дополнить клиническое представление о больном объективными данными о функциональном состоянии стопы, выявить особенности ее нарушения при данной патологии на ранних стадиях. Использование результатов функционального обследования детей с патологией стоп на КЭМе при статической нагрузке и ходьбе дало возможность правильно подобрать форму ортопедических стелек, локализацию и размеры корригирующих пелотов, что выразилось в приближении к норме показателей распределения давления под стопами у детей, которым была выполнена индивидуальная ортопедическая коррекция по разработанной методике. Следовательно, динамическая педобарография с использованием разработанного КЭМа позволяет, по сравнению с традиционными методами, осуществить более точную и объективную диагностику нарушений опорной и демпфирующей функций стопы, оценить ее компенсацию при ортезировании, разработать медицинские предпосылки для конструирования индивидуальных подошвенных ортезов.

Выводы

1. Выявленная математическая закономерность между высотой супинационного пелота и длиной стопы позволяет автоматизировать расчеты необходимых параметров и оптимизировать изготовление ортезов.
2. Методика оценки динамического взаимодействия стопы с опорой посредством разработанного КЭМа дает возможность индивидуального конструирования ортопедических стелек.
3. Определение при ходьбе зон перегрузок, а также участков, не задействованных в опоре, позволяет не по ощущениям пациента, а в соответствии с объективными показателями при педобарографии определять расположение разгружающих и поддерживающих элементов ортеза.
4. Анализ топологических особенностей подошвенного давления с использованием современных диагностических систем является наиболее перспективным методом функциональной диагностики патологии стоп на ранней стадии.

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. 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.
3. Аруин, А.С. Эргономическая биомеханика ходьбы и бега / А.С. Аруин, В.М. Зациорский. – М.: ГЦОЛИФК, 1983. – 52 с.
4. Болтрукевич, С.И. Биомеханические подходы к ортопедической коррекции патологии стоп / С.И. Болтрукевич, В.В. Кочергин, В.В. Лашковский // 1 Международная конференция по патологии стопы и голеностопного сустава: тезисы, Москва, 31 марта – 01 апр. 2006г. / РАГС. – М., 2006. – С. 19.
5. Биомеханика и коррекция дисфункций стоп / М. Дерлятка [и др.]; под науч. ред. А.И. Свириденка, В.В. Лашковского. – Гродно: ГрГУ, 2009. – 279 с.
6. Бэйкрофт, Ч. М. Биомеханика субтарального (подтаранного) сустава и ортозы стопы. / Ч. М. Бэйкрофт, В.И. Нечаев // Мануал. терапия. – 2001. – №4. – С. 53-60.
7. Гаджиев М.Г. Математическое моделирование разгрузки в ортезе / М.Г. Гаджиев, Н.Г. Никитин, С.И. Душин // Тезисы Юбилейной научно-практической конференции, Москва, май, 1994/ ЦНИИП – 50 СПбНИИП – 75.- Москва, 1994. – С. 28.
8. Кудрявцев, В.А. Ортопедические приспособления для обуви при распластанности переднего отдела стопы / В.А. Кудрявцев, В.И. Киселев, М.О. Калужская // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2000. – №2. – С. 28-31.
9. Менделевич, И.А. Биомеханические принципы ортопедического обеспечения при патологии стопы / И.А. Менделевич / Протезирование и протезостроение. – Москва, 1989. – С. 48-52
10. Смирнова, Л.М. Оценка взаимодействия стопы с опорой при распластанности переднего отдела и вальгусной деформации первого пальца / Л.М. Смирнова, В.А. Кудрявцев, Д.И. Козлов // Травматология и ортопедия России. – 1994. – № 1. – С. 79-84.
11. Смирнова, Л.М. Использование компьютерного комплекса для оценки корригирующего влияния ортопедических изделий при распластанности переднего отдела стопы и вальгусной деформации первого пальца / Л.М. Смирнова, В.А. Кудрявцев, Н.Л. Минченко // Тезисы Юбилейной научно-практической конференции, Москва, май, 1994/ ЦНИИП – 50 СПбНИИП – 75. – Москва, 1994. – С. 40-41.
12. Яременко, Д.А. Диагностика и классификация статических деформаций стоп / Д.А. Яременко // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1985. – № 11. – С. 59-66.
13. Ahoranson, Z. Foot – ground pressure pattern of flexible flatfoot in children, with and without correction of calcaneovalgus / Z. Ahoranson, M. Arcan, T. Stainback // J. Clin. Orthop. – 1992. – №278. – P. 177-182.
14. Michaud, T.C. Foot Orthosis and Other Form of Conservative Footcare / T.C. Michaud.- 2nd ed. – Newton Massachusetts, 1997. - 249 p.
15. Wu, K. K. Foot orthoses : Principles and clinical applications / K. K. Wu. – Baltimore etc.: Williams & Wilkins, 1990. – 379 p.

Поступила 06.04.10