

ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(12)

РЕСПУБЛИКА БЕЛАРУСЬ



НАЦИОНАЛЬНЫЙ ЦЕНТР
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ
СОБСТВЕННОСТИ

(19) **ВУ** (11) **12048**

(13) **С1**

(46) **2009.06.30**

(51) МПК (2006)

A 61F 5/14

(54)

СПОСОБ МОДЕЛИРОВАНИЯ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ИНДИВИДУАЛЬНОГО ПОДОШВЕННОГО ОРТЕЗА

(21) Номер заявки: а 20070824

(22) 2007.07.05

(43) 2009.02.28

(71) Заявитель: Учреждение образования
"Гродненский государственный ме-
дицинский университет" (ВУ)

(72) Авторы: Кочергин Виктор Влади-
мирович; Мармыш Андрей Ген-
надьевич; Болтрукевич Станислав
Иванович (ВУ)

(73) Патентообладатель: Учреждение обра-
зования "Гродненский государственный
медицинский университет" (ВУ)

(56) RU 2147850 С1, 2000.

БОЛТРУКЕВИЧ С.И. и др. Журнал
Гродненского государственного меди-
цинского университета. - 2005. - № 4
(12). - С.115-121.

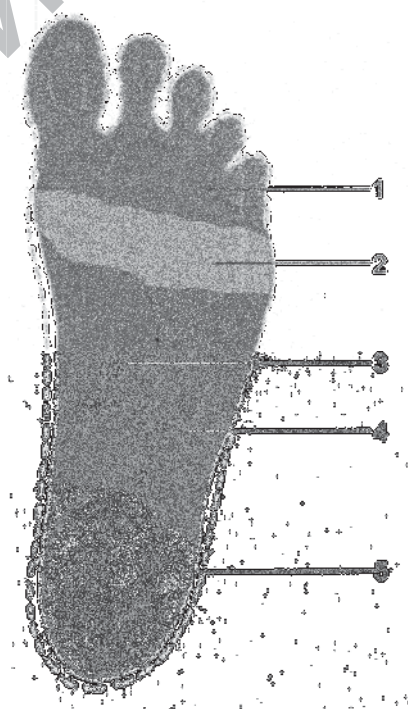
UA 67111 А, 2004.

RU 94040880 А1, 1996.

FR 2661805 А1, 1991.

(57)

Способ моделирования ортопедического индивидуального подошвенного ортеза, включающий получение негативного оттиска подошвенной области стопы, измерение распределения давления на подошвенную поверхность стопы, которое регистрируют с помощью стелек с тензометрическими датчиками биомеханической компьютерной системы, и корректирование негативного оттиска с учетом биомеханической характеристики



стопы с получением модели ортеза, **отличающийся** тем, что стельки размещают в обуви пациента, причем измерение распределения давления осуществляют путем регистрации давления в пальцевой зоне, соответствующей расположению фаланг, метатарзальной зоне, соответствующей расположению плюснефаланговых суставов и проекции механической оси переката стопы, в двух срединных зонах - рессорной и опорной, отграниченных линией Шопара и разделенных линией, проходящей от пяточного бугра через середину расстояния между головками 1 и 5 плюсневых костей, и пяточной зоне в течение 20 секунд при выполнении пациентом шаговых упражнений.

Изобретение относится к области медицины, а именно к ортопедии, и может быть использовано при изготовлении индивидуальных корригирующих ортезов для лечения различных видов патологии стоп.

В настоящее время большую медицинскую и социальную значимость представляет патология стопы. В первую очередь это относится к плоскостопию. По данным В.А. Андрианова с соавторами [1], плоскостопие диагностируется у детей 4-6-летнего возраста в 44 % случаев, а к 11-14 годам достигает 53,6 %. В этой связи представляется чрезвычайно важным поиск эффективных методов коррекции патологии стоп.

Известны способы лечения деформаций стоп с использованием различных универсальных, серийно изготавливаемых ортопедических стелек, супинаторов [2].

Недостатком данных способов является то, что при их изготовлении не учитываются индивидуальные особенности формирования стоп пациента, биомеханические особенности патологии, что существенно снижает эффективность лечения.

Наиболее близким к предлагаемому является способ изготовления индивидуальных ортопедических биомеханических стелек (полустелек) с полным контактом со стопой, заключающийся в получении негативного оттиска подошвенной области стопы, внутри оттиска размещают стельку с тензометрическими датчиками биомеханической компьютерной системы, с их помощью измеряют распределение давления на подошвенной поверхности стопы, после чего корректируют негатив с учетом показаний этой системы [3].

Недостатком данного способа является оценка только статичной составляющей без учета динамических изменений, происходящих при ходьбе, беге. 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.

Задача изобретения - обеспечение возможности моделировать подошвенные ортезы индивидуально, учитывая не только статические, но и динамические составляющие патологии стоп.

Поставленная задача решается путем получения негативного оттиска подошвенной области стопы, измерения распределения давления на подошвенной поверхности стопы с помощью стелек с тензометрическими датчиками биомеханической компьютерной системы и коррекции негатива с учетом показаний этой системы. При этом отличительным моментом является то, что стельки с тензометрическими датчиками размещают в обуви пациента, при измерении распределения давления на подошвенной поверхности стопы стопу разделяют на 5 биомеханических аппроксимационных зон с различными функционально-диагностическими критериями, регистрацию сигналов производят в течение 20 с, во время которых испытуемый выполняет несколько шаговых упражнений.

На фигуре показаны биомеханические аппроксимационные зоны подошвенной поверхности стопы.

Способ осуществляют следующим образом. Изготавливают позитивную модель стопы на основании гипсового слепка. Затем в обувь пациента помещают стельки с тензометрическими датчиками, с помощью которых измеряют распределение давления на подошвен-

ной поверхности стопы, при этом стопу делят на 5 зон: пальцевую зону (1), соответствующую расположению фаланг; метатарзальную зону (2), захватывающую плюснефаланговые суставы и проекцию механической оси переката стопы; зону срединной области, ограниченную линией Шопара и разделенную продольной линией, проходящей от пяточного бугра через середину расстояния между головками 1 и 5 плюсневых костей, на медиальную или рессорную (3) и латеральную - опорную - (4) части; пяточную зону (5). Производят регистрацию сигналов в течение 20 с, во время которых испытуемый после проведенного инструктажа выполняет несколько шаговых упражнений. Полученные данные обрабатываются на компьютере с помощью специально разработанной программы, при этом производятся аналитическая обработка, статистическая и графическая интерпретация полученных данных, с учетом которых производят коррекцию полученной позитивной модели стопы, на основе которой изготавливают индивидуальный подошвенный отрез, необходимый именно для данного пациента. При примерке и подгонке к обуви пациента полученной ортопедической стельки с помощью комплекса осуществляется контроль качества полученной коррекции, при необходимости доработка и адаптация ее элементов до достижения оптимальной компьютерной картины. Через месяц целесообразно произвести проверку эффективности коррекции для стабилизации полученного результата.

Учитывая, что каждая область стопы имеет свои пороговые значения подошвенного давления, при превышении которых возможно развитие деформации, при проведении исследований нами были выделены 5 биомеханических аппроксимационных зон с различными функционально-диагностическими критериями:

1 - пальцевая зона, соответствующая расположению фаланг, отражает функциональную задействованность переднего отдела стопы, особенно в момент переката;

2 - метатарзальная зона, захватывающая плюснефаланговые суставы и проекцию механической оси переката стопы, отражает функциональное состояние поперечного свода;

3, 4 - зоны срединной области, ограниченной линией Шопара и разделенной продольной линией, проходящей от пяточного бугра через середину расстояния между головками 1 и 5 плюсневых костей, на медиальную или рессорную (3) и латеральную - опорную - (4) части, отражающие состояние субтарального сустава и возможности амортизационной составляющей;

5 - пяточная зона, являющаяся основной осевой опорой.

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 участки с пиковым, критическим, давлением на стопе, а также функционально недостаточно задействованные. С учетом полученных данных формируются разгружающие и опорные зоны коррекции, определяется локализация на стельке рессорно-амортизирующих элементов.

Всего было выявлено и обеспечено индивидуальной ортопедической коррекцией 482 человека с установленной плосковальгусной деформацией стоп. Проведенное динамическое наблюдение на протяжении 1,5-2 лет за группой из 121 пациента показало, что предлагаемый способ дает высокий процент восстановления анатомо-биомеханической составляющей стопы.

Таким образом, предлагаемый способ действительно позволяет моделировать подошвенные ортезы индивидуально, учитывая и статичную составляющую, и динамические изменения, происходящие при ходьбе, беге.

Способ может использоваться в областных и республиканских клиниках ортопедического профиля, оснащенных механо-компьютерным комплексом для диагностики патологии стоп.

Источники информации:

1. Андрианов В.Л., Веселов Н.Г., Мирзоева И.И. Организация ортопедической и травматологической помощи детям. - Л.: Медицина, 1988. - С. 32-62.
2. Травматология и ортопедия. Руководство для врачей. Т. 3 / Под ред. Ю.Г. Шапошникова. - М.: Медицина, 1997. - С. 329-350.
3. RU A95112783, 1997.

Репозиторий ГрГМУ