



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ,  
ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

## (12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21), (22) Заявка: 2006138484/14, 30.03.2005

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
30.03.2005(30) Конвенционный приоритет:  
01.04.2004 US 10/814,260

(43) Дата публикации заявки: 10.05.2008

(45) Опубликовано: 20.02.2009 Бюл. № 5

(56) Список документов, цитированных в отчете о  
поиске: US 2002/0087216 A1, 04.07.2002. US  
2002/0143408 A1, 03.10.2002. US 5509936 A,  
23.04.1996. US 2692392 A, 05.04.1951. RU  
2102942 C1, 27.01.1998.(85) Дата перевода заявки РСТ на национальную фазу:  
01.11.2006(86) Заявка РСТ:  
US 2005/010584 (30.03.2005)(87) Публикация РСТ:  
WO 2005/097008 (20.10.2005)

Адрес для переписки:  
129090, Москва, ул. Б.Спасская, 25, стр.3,  
ООО "Юридическая фирма Городисский и  
Партнеры", пат.пов. Ю.Д.Кузнецову, рег.№ 595

(72) Автор(ы):

ТАУНСЕНД Барри В. (US),  
КЛАУДИО Байрон К. (US)

(73) Патентообладатель(и):

ТАУНСЕНД Барри В. (US),  
КЛАУДИО Байрон К. (US)

RU 2 346 670 C2

RU 2 346 670 C2

## (54) ПРОТЕЗ СТОПЫ С РЕГУЛИРУЕМОЙ ФУНКЦИЕЙ

(57) Реферат:

Группа изобретений предназначена для использования в протезах нижних конечностей и может быть использована в протезировании и протезостроении. Протез стопы включает в себя киль стопы и стержень голени, соединенный с килем стопы для образования области голеностопного сочленения протеза стопы. Устройство, подсоединенное между верхним концом стержня голени и нижней частью протеза, можно использовать для содействия движению назад верхнего конца стержня голени и управления движением вперед верхнего конца стержня голени во время использования протеза. Устройство имеет пружины, которые запасают энергию во время силовой нагрузки при движении вперед

верхнего конца стержня голени при ходьбе, и это устройство во время силовой разгрузки возвращает запасенную энергию в виде кинетической энергии для внесения вклада в движущую силу, действующей на тело пользователя и генерируемой протезом при ходьбе. Протез стопы обеспечивает запас энергии во время силовой нагрузки протеза стопы и возврат запасенной энергии во время силовой разгрузки для увеличения кинетической энергии, генерируемой для движущей силы протезом стопы при ходьбе. Технический результат заключается в обеспечении улучшенных динамических характеристик в ответ на действие прикладываемой силы. 7 н. и 41 з.п. ф-лы, 54 ил.



FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY,  
PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**(21), (22) Application: **2006138484/14, 30.03.2005**(24) Effective date for property rights: **30.03.2005**(30) Priority:  
**01.04.2004 US 10/814,260**(43) Application published: **10.05.2008**(45) Date of publication: **20.02.2009 Bull. 5**(85) Commencement of national phase: **01.11.2006**(86) PCT application:  
**US 2005/010584 (30.03.2005)**(87) PCT publication:  
**WO 2005/097008 (20.10.2005)**

Mail address:  
**129090, Moskva, ul. B.Spasskaja, 25, str.3,  
OOO "Juridicheskaja firma Gorodisskij i  
Partnery", pat.pov. Ju.D.Kuznetsovu, reg.№ 595**

(72) Inventor(s):  
**TAUNSEND Barri V. (US),  
KLAUDIO Bajron K. (US)**(73) Proprietor(s):  
**TAUNSEND Barri V. (US),  
KLAUDIO Bajron K. (US)**(54) **FOOT PROSTHESIS WITH ADJUSTABLE FUNCTION**

(57) Abstract:

FIELD: medicine; traumatology and orthopaedics.

SUBSTANCE: foot prosthesis includes foot carina, and shin rod attached to foot carina to form talocrural joint area of foot prosthesis. The device attached between upper end of shin rod and lower segment of prosthesis is usable to provide backward motion and motion control of upper end of shin rod while prosthesis used. The device is provided with springs which accumulate energy for power load when upper end of shin rod moves forward in walking. This device returns

accumulated energy for power load as kinetic energy to contribute into motive power affecting user's body and generated by prosthesis in walking. Foot prosthesis energy storage for power load of foot prosthesis returns accumulated energy for power unload thus increasing kinetic energy generated for motive power by foot prosthesis in walking.

EFFECT: improved dynamic characteristics on response to action of applied force.

48 cl, 54 dwg

Текст описания приведен в факсимильном виде.

Описание

Область техники, к которой относится изобретение

5 Настоящее изобретение относится к высоко-функциональному протезу стопы, обеспечивающему улучшенные динамические  
10 характеристики в ответ на действие прикладываемой силы.

Предпосылки создания изобретения

15 Martin et al. в патенте США № 5897594 предложили бессуставную искусственную стопу для протеза нижней конечности. В отличие от предшествующих решений, при которых искусственная  
20 стопа имеет жесткую конструкцию, обеспеченную суставом для имитации функции голеностопного сустава, в бессуставной искусственной стопе Martin et al. используется упругий вкладыш  
25 стопы, который расположен внутри формованного изделия стопы. Вкладыш имеет приблизительно С-образный профиль в продольном срезе с отверстием сзади и принимает нагрузку протеза своим  
30 верхним С-плечом и посредством своего нижнего С-плеча передает указанную нагрузку на соединенную с ним пластинчатую пружину. Пластинчатая пружина, как видно снизу, имеет выпуклый профиль и  
35 проходит приблизительно параллельно области подошвы вперед за пределы вкладыша стопы в область кончика стопы. Изобретение Martin et al. основано на усовершенствовании бессуставной  
40 искусственной стопы в отношении демпфирования соударения пятки, эластичности, ходьбы от пятки к пальцам стопы и латеральной устойчивости, для того чтобы, таким образом, обеспечить  
45 возможность пользователю ходить нормальным образом, причем

50

намерение состояло в обеспечении возможности пользователю и нормально ходить, и принимать участие в физических упражнениях и спортивных играх. Однако динамические характеристики этой известной искусственной стопы ограничены. Существует потребность в протезе стопы с более совершенными функциональными характеристиками, имеющем особенности конструкции, улучшенные по части прикладной механики, которые могут улучшить атлетические функции людей, перенесших ампутацию нижней конечности, предусматривая возможность участия, например, в таких видах активности, как, например, бег, прыжки, спринтерский бег, старт бега, остановка и прерывистое движение.

Van L. Phillips предложил другой протез стопы, который – по утверждению его создателя – обеспечил человеку перенесшему ампутацию нижней конечности, быстроту и подвижность в широком диапазоне видов активности, которые были невозможны ранее из-за конструктивных ограничений и соответствующих функциональных характеристик известных протезов. Полагают, что эти известные стопы, которые, по сообщениям, можно использовать таким же образом, как и нормальную стопу пользователя, способны переносить бег, прыжки и другие виды активности. См., например, патенты США №№ 6071313, 5993488, 5899944, 5800568, 580578, 5728177, 5728176, 5824112, 5593457, 5514185, 5181932 и 4822363.

#### Краткое изложение сущности изобретения

Для того чтобы обеспечить спортсмену, перенесшему ампутацию нижней конечности, возможность достичь более высокого функционального уровня, существует потребность в высокофункциональном протезе стопы, имеющем усовершенствованную

прикладную механику, причем стопа может функционально превосходить стопу человека, а также функционально превосходить известные протезы стопы. Спортсмен, перенесший ампутацию нижней конечности, заинтересован в наличии высоко-функционального протеза стопы, имеющего улучшенную прикладную механику, динамическую реакцию от высокого до низкого уровня, и возможность регулирования совмещения с обеспечением возможности точной настройки для улучшения горизонтального и вертикального компонентов функционирования, которые по природе могут быть специфичными в зависимости от конкретных потребностей.

Протез стопы согласно настоящему изобретению предназначен для удовлетворения указанных потребностей. В соответствии с предложенным здесь иллюстративным вариантом осуществления, протез стопы изобретения содержит проходящий в продольном направлении киль стопы, имеющий на одном конце передний отдел стопы, задний отдел стопы на противоположном конце и относительно длинный средний отдел стопы, проходящий между передним отделом стопы и задним отделом стопы и в виде изогнутой вверх от них дуги. Предусмотрен также стержень голени, включающий в себя выпукло изогнутый вниз нижний конец. Регулируемое крепежное устройство прикрепляет изогнутый нижний конец стержня голени к изогнутому вверх в виде дуги среднему отделу стопы кия стопы для образования области голеностопного сочленения протеза стопы.

Регулируемое крепежное устройство обеспечивает возможность регулировки совмещения стержня голени и кия стопы друг относительно друга в продольном направлении кия стопы для

регулировки функции протеза стопы. Путем регулировки совмещения  
расположенных напротив изогнутого вверх в виде дуги среднего  
5 отдела стопы кия стопы и выпукло изогнутого вниз нижнего конца  
стержня голени друг относительно друга в продольном направлении  
кия стопы, динамические характеристики и достигаемые результаты  
10 движения стопы меняются, становясь специфичными в зависимости от  
конкретных потребностей в отношении необходимых/желаемых  
горизонтальных и вертикальных линейных скоростей. Протез стопы,  
15 предназначенный для разнообразного использования, раскрыт с  
наличием возможностей высокой и низкой динамической реакции, а  
также двигательных характеристик в двух плоскостях, которые  
20 улучшают достигаемые в результате функциональные характеристики  
у людей, перенесших ампутацию нижней конечности, принимающих  
25 участие в спортивных и/или развлекательных видах деятельности.  
Предложен также протез стопы, в частности для спринтерского  
бега.

Протез стопы может также включать в себя устройство для  
ограничения протяженности движения верхнего конца стержня голени  
35 в ответ на силовую нагрузку и разгрузку стержня голени во время  
использования протеза стопы. В одном варианте осуществления, это  
устройство представляет собой цилиндропоршневой узел,  
40 подсоединенный между верхним и нижним концами стержня голени и  
содержащий, по меньшей мере, одну текучую среду под давлением  
для ограничения протяженности движения, а также уменьшения  
45 энергии, запасаемой или высвобождаемой во время сжатия или  
растяжения стержня голени. В других вариантах осуществления,  
50 икроножное устройство запасает свою собственную потенциальную

энергию во время силовой нагрузки протеза и возвращает  
запасенную энергию во время силовой разгрузки протеза, внося  
5 вклад в общие возможности запасания энергии упругой деформации и  
этим увеличивая кинетическую мощность, генерируемую для создания  
движущей силы протезом стопы при ходьбе.

10 Эти и другие задачи, признаки и преимущества настоящего  
изобретения станут более очевидными в результате рассмотрения  
нижеследующего описания возможных вариантов осуществления  
15 изобретения и прилагаемых чертежей.

#### Краткое описание чертежей

20 На фиг. 1 представлено схематическое изображение,  
демонстрирующее два смежных радиуса  $R_1$  и  $R_2$  кривизны - один за  
другим - кия стопы и стержня голени протеза стопы согласно  
25 изобретению, который создает динамическую характеристику и  
достигаемое в результате движение стопы при ходьбе в направлении  
стрелки В, которая перпендикулярна касательной линии А,  
30 соединяющей два радиуса.

На фиг. 2 представлено изображение, аналогичное фиг. 1, но  
35 демонстрирующее совмещение двух радиусов, которые были изменены  
в протезе стопы в соответствии с изобретением для увеличения  
горизонтального компонента и уменьшения вертикального компонента  
40 возможной динамической характеристики и достигаемого в  
результате движения стопы при ходьбе таким образом, что стрелка  
45  $V_1$ , перпендикулярная касательной линии  $A_1$ , оказывается  
направленной ближе к горизонтали, чем в случае, изображенном на  
фиг. 1.

50 На фиг. 3 представлен вид сбоку протеза стопы, выполненного

в соответствии с возможным вариантом осуществления изобретения и  
оснащенного адаптером пилона и соединенным с ним пилоном для  
5 крепления стопы к нижней части нижней конечности человека,  
перенесшего ампутацию нижней конечности.

На фиг. 4 представлен вид спереди протеза стопы с адаптером  
10 пилона и пилоном согласно фиг. 3.

На фиг. 5 представлен вид сверху варианта осуществления  
15 согласно фиг. 3 и 4.

На фиг. 6 представлен вид сбоку еще одного кия стопы  
согласно изобретению, который предназначен специально для  
20 спринтерского бега и может быть использован в протезе стопы  
согласно изобретению.

На фиг. 7 представлен вид сверху кия стопы согласно фиг. 6.

25 На фиг. 8 представлен вид снизу кия стопы в протезе стопы,  
показанном на фиг. 3, который обеспечивает высокую и низкую  
динамическую характеристику, а также возможности движения в двух  
30 плоскостях.

На фиг. 9 представлен вид сбоку дополнительного кия стопы  
35 согласно изобретению для протеза стопы, пригодного, в частности,  
для занятий спринтом человека, перенесшего ампутацию нижней  
конечности по Сайму.

40 На фиг. 10 представлен вид сверху кия стопы согласно фиг.  
9.

45 На фиг. 11 представлен дополнительный вариант кия стопы для  
протеза стопы согласно изобретению для человека, перенесшего  
ампутацию нижней конечности по Сайму, причем этот киль стопы  
50 позволяет получить протез стопы, который обеспечивает высокую и

низкую динамические характеристики, а также возможность движения в двух плоскостях.

5 На фиг. 12 представлен вид сверху кия стопы согласно фиг. 11.

10 На фиг. 13 представлен вид сбоку кия стопы согласно изобретению, в котором толщина кия сужается, т.е. постепенно уменьшается, уменьшается от среднего отдела стопы к заднему отделу стопы кия.

15 На фиг. 14 представлен вид сбоку еще одной формы кия стопы, в котором толщина сужается от среднего отдела стопы по направлению и к переднему отделу стопы, и к заднему отделу стопы кия.

25 На фиг. 15 представлен вид сбоку и немного сверху и спереди от стержня голени, спрофилированного в форме параболы протеза стопы согласно изобретению, причем толщина стержня голени сужается по направлению к его верхнему концу.

30 На фиг. 16 представлен вид сбоку, аналогичный фиг. 15, но иллюстрирующий другой стержень голени, сужающийся от середины по направлению к обоим его концам – верхнему и нижнему.

40 На фиг. 17 представлен вид сбоку С-образного стержня голени для протеза стопы, причем толщина стержня голени сужается от середины по направлению к обоим его концам – верхнему и нижнему.

45 На фиг. 18 представлен вид сбоку еще одного примера С-образного стержня голени для протеза стопы, причем толщина стержня голени постепенно уменьшается от его средней части к его верхнему концу.

50 На фиг. 19 представлен вид сбоку S-образного стержня голени

для протеза стопы, толщина обоих концов которого постепенно уменьшается от его середины.

5 На фиг. 20 представлен дополнительный пример S-образного стержня голени, который сужен на каждом конце, для протеза стопы согласно изобретению.

10 На фиг. 21 представлен вид сбоку J-образного стержня голени, суженного на каждом конце, для протеза стопы согласно изобретению.

15 На фиг. 22 представлен вид, аналогичный фиг. 21, но демонстрирующий J-образный стержень голени, толщина которого постепенно уменьшается только по направлению к его верхнему концу.

25 На фиг. 23 представлен вид сбоку и немного сверху алюминиевого или пластикового соединительного элемента, используемого в регулируемом крепежном устройстве согласно изобретению для прикрепления стержня голени к килю стопы, как  
30 показано на фиг. 3.

35 На фиг. 24 представлен вид сбоку и немного спереди адаптера пилона, используемого в протезе стопы согласно фиг. 3 - 5, а также используемого со стопой согласно фиг. 28 и 29, для соединения стопы с пилоном, который предстоит прикрепить к  
40 нижней конечности человека, перенесшего ампутацию нижней конечности.

45 На фиг. 25 представлен вид сбоку еще одного протеза стопы, аналогичного тому, который представлен на фиг. 3, но демонстрирующий использование соединительного элемента с двумя  
50 съёмными крепежными средствами, разнесенными в продольном

направлении и соединяющими упомянутый элемент со стержнем голени и килем стопы, соответственно.

5 На фиг. 26 представлен в увеличенном масштабе вид сбоку соединительного элемента, показанного на фиг. 25.

10 На фиг. 27 представлен в увеличенном масштабе вид сбоку стержня голени согласно фиг. 25.

15 На фиг. 28 представлен вид сбоку дополнительного возможного варианта осуществления протеза стопы, аналогичного тем, которые представлены на фиг. 3 и 25, в котором между соответствующими концами стержня голени подсоединено демпфирующее устройство, 20 ограничивающее движение, для ограничения протяженности движения верхнего конца стержня голени в ответ на силовую нагрузку и разгрузку стержня голени во время использования протеза стопы.

25 На фиг. 29 представлен вид спереди протеза стопы при рассмотрении протеза стопы, изображенного на фиг. 28, слева, демонстрирующий продольный паз в голеностопном сочленении стопы. 30

На фиг. 30 представлен вид сзади протеза стопы при рассмотрении протеза стопы, изображенного на фиг. 28, справа.

35 На фиг. 31 представлен вид снизу протеза стопы, изображенного на фиг. 28.

40 На фиг. 32 представлен вид сбоку стержня голени и кия стопы согласно фиг. 28, иллюстрирующий пример движения верхнего конца стержня голени в результате силовой нагрузки и разгрузки стержня голени во время использования протеза стопы. 45

На фиг. 33 представлен вид сбоку еще одного дополнительного возможного варианта осуществления протеза стопы, аналогичного 50 тому, который представлен на фиг. 28-32, за исключением того,

что для ограничения только протяженности движения растяжения верхнего конца стержня голени используется гибкая перемычка.

5 На фиг. 34 представлен вид сбоку еще одного варианта осуществления протеза стопы с совмещающим соединительным устройством, находящемся на адаптере, соединенном с верхним  
10 концом стержня голени, для фиксации стопы к гильзе протеза, прикрепленной к нижней части нижней конечности человека, перенесшего ампутацию нижней конечности, причем это совмещающее  
15 соединительное устройство обеспечивает регулировку скольжения на медиальной и латеральной сторонах, а также вперед-назад.

20 На фиг. 35 представлен вид спереди протеза стопы согласно фиг. 34 при рассмотрении стопы, показанной на фиг. 34, слева.

25 На фиг. 36 представлен вид сзади протеза стопы согласно фиг. 34 при рассмотрении стопы, показанной на фиг. 34, справа.

30 На фиг. 37 представлен вид сверху еще одного кия стопы для протеза правой стопы согласно изобретению, в котором задний конец стопы параллелен фронтальной плоскости, например, перпендикулярной продольной оси А-А стопы, а продольная ось F-F  
35 проксимальной вогнутости заднего отдела стопы также перпендикулярна продольной оси А-А.

40 На фиг. 38 представлен вид сбоку кия стопы согласно фиг. 37 при рассмотрении с латеральной стороны кия стопы.

45 На фиг. 39 представлен вид сверху дополнительного кия стопы согласно изобретению, аналогичного тому, который показан на фиг. 37 и 38, но имеющего продольную ось F'-F' своей проксимальной вогнутости заднего отдела стопы, расположенную под тупым углом  
50  $\Delta'$  к продольной оси А-А стопы, что делает латеральную подпорку

заднего отдела стопы длиннее и гибче, чем медиальная подпорка, содействуя вывороту стопы на пяточном контакте при ходьбе.

5 На фиг. 40 представлен вид сбоку кия стопы согласно фиг. 39 при рассмотрении с боковой стороны кия стопы.

10 На фиг. 41 представлен вид сбоку дополнительного варианта осуществления протеза стопы, имеющего упругое икроножное устройство, подсоединенное между верхней частью стержня голени и соединительным элементом, соединяющим стержень голени с килем  
15 стопы, причем упомянутое устройство запасает энергию в пружинах этого устройства во время силовой нагрузки при ходьбе и  
20 возвращает запасенную энергию во время силовой разгрузки, увеличивая кинетическую мощность, генерируемую для движущей силы протезом стопы при ходьбе.

25 На фиг. 42 представлен вид сзади протеза согласно фиг. 41.

На фиг. 43 представлен вид сбоку дополнительного варианта осуществления протеза стопы, имеющего икроножное устройство, для  
30 увеличения кинетической энергии, генерируемой для движущей силы протезом стопы при ходьбе, в котором имеющая регулируемую длину накладка устройства натянута между верхней частью стержня голени  
35 и передним концом кия стопы.

На фиг. 44 представлен вид сзади протеза согласно фиг. 43.

40 На фиг. 45 показан вид снизу протеза согласно фиг. 43 и 44, демонстрирующий трос, соединенный с каждой стороной кия стопы и проходящий сзади.  
45

На фиг. 46 представлен вид сбоку еще одного варианта осуществления протеза стопы, в котором стержень голени и киль  
50 стопы, а также икроножное устройство, выполнены монолитно,

причем дистальный конец пружины упомянутого устройства шарнирно соединен с задней частью кия стопы.

5 На фиг. 47 представлен вид сзади протеза согласно фиг. 46.

На фиг. 48 представлен вид сбоку варианта осуществления протеза стопы, аналогичного тому, который показан на фиг. 46 и  
10 47, но в котором киль стопы, стержень голени и икроножное устройство, выполнены монолитно с тремя расположенными бок о бок продольными секциями, выполненными с возможностью свободного  
15 движения друг относительно друга на своих дистальных концах, но соединенных на проксимальном конце стержня голени, при этом центральная секция шире и на своем дистальном конце выше, чем  
20 другие секции.

На фиг. 49 представлен вид сверху протеза согласно фиг. 48.

25 На фиг. 50 представлен вид спереди протеза согласно фиг. 48 и 49.

30 На фиг. 51 представлен вид сзади протеза согласно фиг. 48 - 50.

На фиг. 52 представлен вид сбоку еще одной формы стержня голени и кия стопы согласно изобретению, при этом сустав  
35 выполнен монолитно с задней частью кия стопы, который соединен крепежными средствами с элементом протеза, образующим передний  
40 отдел стопы и задний отдел стопы.

На фиг. 53 представлен вид сверху протеза согласно фиг. 52.

45 На фиг. 54 представлен вид спереди стержня голени и кия стопы согласно фиг. 52 и 53.

#### Подробное описание вариантов осуществления

50 Обращаясь теперь к чертежам, протез 1 стопы в возможном

варианте осуществления, показанном на фиг. 3-5, содержит проходящий в продольном направлении киль 2 стопы, имеющий передний отдел 3 стопы на одном конце, задний отдел 4 стопы на противоположном конце и дугообразно изогнутый вверх средний отдел 5 стопы, проходящий между передним отделом стопы и задним отделом стопы.

Средний отдел 5 стопы выпукло изогнут вверх по всему его продольному протяжению между передним отделом стопы и задним отделом стопы в этом возможном варианте осуществления.

Вертикально стоящий стержень голени 6 стопы 1 прикреплен к части выпукло изогнутого вниз его нижнего конца 7 к ближайшей задней поверхности среднего отдела 5 стопы кия посредством разъединяемого крепежного средства 8 и соединительного элемента 11. Крепежное средство 8 приставляет собой одиночный болт с гайкой и шайбами в этом возможном варианте осуществления, но может быть и размыкающимся зажимом или другим крепежным средством для фиксированного расположения и удерживания стержня голени на киле стопы при затягивании крепежа.

В ближайшей задней поверхности среднего отдела 5 стопы кия выполнено продольно проходящее отверстие 9 (см. фиг. 8). В изогнутом нижнем конце стержня 6 голени также выполнено продольно проходящее отверстие 10, например, подобное тому, которое показано на фиг. 15. Разъединяемое крепежное средство 8 проходит через отверстия 9 и 10 для обеспечения возможности регулировки совмещения стержня голени и кия стопы друг относительно друга в продольном направлении, см. линию А-А на фиг. 5, когда крепежное средство 8 ослабляют или разъединяют для

регулировки функции протеза стопы, специфичной для конкретной потребности. Таким образом, крепежное средство 8, соединительный элемент 11 и продольно проходящие отверстия 9 и 10 образуют регулируемое крепежное устройство для крепления стержня голени к килю стопы с образованием области голеностопного сочленения протеза стопы.

Эффекты регулирования совмещения стержня 6 голени и кия 2 стопы друг относительно друга видны из рассмотрения фиг. 1 и 2, при этом два радиуса  $R_1$  и  $R_2$  кривизны, один за другим, отображают соседние обращенные друг к другу куполообразные или выпукло изогнутые поверхности среднего отдела 5 стопы кия и стержня 6 голени. Когда два таких радиуса рассматриваются один за другим, существует возможность движения перпендикулярно касательной линии А, показанной на фиг. 1, или касательной линии  $A_1$ , показанной на фиг. 2, проведенной между этими двумя радиусами. Соотношение между этими двумя радиусами определяет направление совершаемого в результате движения. Вследствие этого, приложение силы динамической реакции стопы 1 зависит от этого соотношения. Чем больше радиус вогнутости, тем лучше динамическая характеристика. Однако чем компактнее радиус, тем быстрее он реагирует.

Возможность совмещения стержня голени и кия стопы в протезе стопы согласно изобретению обеспечивает сдвиг радиусов таким образом, что это будет оказывать влияние на горизонтальные или вертикальные линейные скорости стопы при спортивных видах активности. Например, чтобы улучшить характеристику горизонтальной линейной скорости протеза 1 стопы, можно

осуществить изменение совмещения, влияя на соотношение радиуса  
стержня голени и радиуса кия стопы. То есть, чтобы улучшить  
5 характеристику горизонтальной линейной скорости, нижний радиус  $R_2$   
кия стопы делают дистальнее, чем его начальное положение, если  
сравнить фиг. 2 с фиг. 1. Это изменяет динамические  
10 характеристики и совершаемые в результате движения стопы 1,  
делая их направленными ближе к горизонтали, а вследствие этого  
можно достичь увеличенной горизонтальной линейной скорости при  
15 тех же прикладываемых силах.

Посредством приобретения практических навыков, человек,  
20 перенесший ампутацию нижней конечности, может найти установку  
для каждого вида деятельности, которая удовлетворяет его/ее  
потребности, поскольку указанные потребности относятся к  
25 горизонтальным и вертикальным линейным скоростям. Например,  
прыгуну или баскетболисту вертикальный подъем нужен больше, чем  
спринтеру. Соединительный элемент 11 представляет собой  
30 совмещающее соединение из пластмассы или из сплава металла (см.  
фиг. 3, 4 и 23), заключенное между закрепленным килем 2 стопы и  
35 стержнем 6 голени. Разъединяемое крепежное средство 8 проходит  
сквозь отверстие 12 в соединительном элементе. Соединительный  
элемент проходит вдоль закрепленной части стержня голени и  
40 проксимальной задней поверхности среднего отдела 5 стопы кия.

Изогнутый нижний конец 7 стержня 6 голени выполнен в форме  
45 параболы, наименьший радиус кривизны которой находится на нижнем  
конце и проходит вверх и сначала вперед в форме параболы. Как  
показано на фиг. 3, за счет кривизны стержня голени, образуется  
50 обращенная назад вогнутость. Параболическая форма

предпочтительна тем, что имеет улучшенные характеристики, позволяющие придавать и увеличенную горизонтальную линейную скорость ее проксимальной концевой части при одновременно меньшем радиусе изгиба на ее нижнем конце для более быстрой динамической характеристики. Увеличенные радиусы кривизны на верхнем конце параболического профиля гарантируют, что касательная линия А, как пояснялось в связи с фиг. 1 и 2, останется ориентированной ближе к вертикали при изменениях совмещения, что приводит к созданию большей горизонтальной линейной скорости.

Стержень голени параболической формы реагирует на исходные усилия контакта с грунтом при ходьбе человека, сокращаясь или закручиваясь на себя. Это делает радиусы параболической кривой меньше, а вследствие этого уменьшается сопротивление сокращению. В отличие от этого, когда стержень голени параболической формы реагирует на силы реакции опоры при отрыве пятки от грунта (GRF) при ходьбе человека, это делает радиусы параболической кривой больше, и вследствие этого сопротивление становится значительно больше, чем вышеупомянутое сопротивление при сокращении. Эти сопротивления связаны с функцией задних и передних мышц голени при ходьбе человека. Во время начального контакта, сопровождающегося постановкой стопы плоско на грунт, при ходьбе человека, меньшая группа передних мышц голени реагирует на силы реакции опоры путем эксцентрического сокращения с опусканием стопы на грунт, и создается момент дорсального изгиба. От постановки стопы плоско на грунт до отрыва пальцев стопы от грунта, большая группа задних мышц голени реагирует на силы

реакции опоры путем эксцентрического сокращения, и создается момент подошвенного изгиба. Этот момент связан с различием 5 размеров групп задних и передних мышц голени. Как следствие, имитируются сопротивления стержня голени протеза моментам дорсального изгиба и подошвенного изгиба при ходьбе человека, и 10 достигается нормальная ходьба. Характеристика переменного сопротивления в соответствии с параболическими кривыми имитирует функцию мышц голени человека при таких видах его активности, как 15 ходьба, бег и прыжки, и вследствие этого достигается эффективность протеза.

20 Человек при ходьбе движется со скоростью приблизительно три мили в час. Преодолевающий милю за 4 минуты бегун на средние дистанции бежит со скоростью 12 миль на час, а преодолевающий 25 стометровку за 10 секунд спринтер бежит со скоростью 21 миля в час. Это соответствует соотношению от 1:4 до 1:7. Горизонтальная составляющая при решении каждой задачи увеличивается по мере 30 увеличения скорости при соответствующем виде активности. Вследствие этого, можно заранее определить размер радиусов стержня голени. Ходоку нужен параболический изогнутый стержень 35 голени с меньшими радиусами, чем бегуну на средние дистанции и спринтеру. Спринтеру нужен параболический изогнутый стержень голени, который в семь раз больше. Это соотношение показывает, как определять радиусы параболы для ходоков, бегунов и 40 спринтеров. Это важно потому, что спринтеры имеют увеличенный диапазон требований к движению, а их стержни голени должны быть прочнее, чтобы воспринимать увеличенные нагрузки, связанные с 45 этим видом активности. Более широкий или более крупный 50

параболический стержень голени будет иметь относительно более пологую кривую, и большую конструктивную прочность при  
5 увеличенном диапазоне движения.

С верхним концом стержня 6 голени посредством крепежных средств 14 соединен адаптер 13 пилона. Адаптер 13 в свою  
10 прикреплен к нижнему концу пилона посредством крепежных средств 16. Пилон 16 крепится к нижней конечности человека, перенесшего  
15 ампутацию нижней конечности посредством опорной конструкции (не показана), прикрепляемой к культяе ноги.

Передний отдел стопы, средний отдел стопы и задний отдел  
20 стопы кия 2 стопы образованы из одного куска упругого материала в возможном варианте осуществления. Например, можно использовать  
твердый кусок материала, пластичного по своей природе,  
25 обладающего характеристиками сохранения формы при отклонениях под действием сил реакции грунта. Более конкретно, киль стопы, а  
30 также стержень голени могут быть выполнены из слоистого композиционного материала, имеющего армирующее волокно, на  
которое нанесены слои материала полимерной матрицы. В частности,  
35 для формирования кия стопы, а также стержня голени, можно использовать высокопрочный графит, на ламинированный эпоксидными  
термореактивными смолами, или подвергнутый экструзии пластик,  
40 применяемый под торговым названием Delran, или дегазированные сополимеры полиуретана. Функциональные качества, связанные с  
45 этими материалами, обуславливают высокую прочность с малым весом и минимальной ползучестью. Термореактивные эпоксидные смолы  
наслаивают в вакууме с соблюдением стандартов протезной  
50 промышленности. Соплимеры полиуретана можно заливать в

негативные формы (матрицы), а подвергнутый экструзии пластик можно подвергать и механической обработке. Каждый материал, пригодный для использования, имеет свои преимущества и недостатки. Обнаружено, что слоистый композиционный материал для килля стопы и стержня голени также может быть преимущественно подвергнутым термическому формованию (как препрег) слоистым композиционным материалом, изготовленным в соответствии с промышленными стандартами и имеющим армирующее волокно и термопластичный материал полимерной матрицы, что обеспечивает превосходные качества механического растяжения. Подходящим промышленно поставляемым материалом этого сорта является CYLON<sup>®</sup>, производимый фирмой Cytac Fiberite Inc., Гавр де Грейс, штат Мериленд, США. Стержень голени и киль стопы также могут быть выполнены как упругие металлические элементы, например, из пружинной стали, нержавеющей стали, сплава титана или сплава другого металла.

Все физические свойства упругого материала – поскольку они связаны с жесткостью, гибкостью и прочностью – определяются толщиной материала. Более тонкий материал будет легче прогибаться, чем более толстый материал такой же плотности. Используемый материал, а также физические свойства, связаны с характеристиками жесткости-гибкости в киле стопы и стержне голени протеза. Толщины килля стопы и стержня голени одинаковы или симметричны в возможном варианте осуществления согласно фиг. 3-5, но толщину вдоль длины этих компонентов можно изменять, что рассматривается ниже, например, делая области заднего отдела стопы и переднего отдела стопы тоньше и лучше реагирующими на

прогиб в области среднего отдела стопы.

В качестве вспомогательной меры обеспечения протеза стопы с  
5 высокой и низкой динамической характеристикой, средний отдел 5  
стопы образован продольной дугой, так что медиальная сторона  
продольной дуги имеет относительно более высокую динамическую  
10 характеристику, чем латеральная сторона продольной дуги. С этой  
целью, в возможном варианте осуществления медиальная сторона  
вогнутости продольной дуги имеет больший радиус, чем ее  
15 латеральная сторона.

Взаимосвязь между размерами радиусов медиальной и  
20 латеральной сторон вогнутости продольной дуги среднего отдела 5  
стопы также определяется площадками поверхностей, воспринимающих  
вес, передней и задней подошвенных поверхностей кия 2 стопы.  
25 Линия  $T_1-T_2$  в передней секции отдела 5 на фиг. 8 отображает  
площадку, воспринимающую вес, передней подошвенной поверхности.  
Линия  $R_1-R_2$  отображает заднюю подошвенную поверхность,  
30 воспринимающую вес, отдела 5. Подошвенные поверхности,  
воспринимающие вес, на латеральной стороне стопы могут быть  
35 отображены расстоянием между  $T_1$  и  $R_1$ . Подошвенные поверхности,  
воспринимающие вес, на медиальной стороне стопы могут быть  
отображены расстоянием между  $T_2$  и  $R_2$ . Расстояния, обозначенные  
40 символами  $T_1-R_1$  и  $T_2-R_2$ , определяют размеры радиусов, а в  
результате этого, определяется взаимосвязь высокой и низкой  
45 динамической характеристик, и на нее можно повлиять, сближая эти  
две линии  $T_1-T_2$  и  $R_1-R_2$ , или отдаляя их друг от друга. Вследствие  
этого, при проектировании конструкции можно определять высокую и  
50 низкую динамическую характеристику. Той подошвенной поверхности,

которая воспринимает вес, находится в переднем отделе стопы и соответствует линии  $T_1-T_2$ , можно придавать малое отклонение размером  $5^\circ$  от нормали к продольной оси А-А кия стопы, чтобы создать высокую и низкую динамическую реакцию, см. фиг. 8.

Задний конец 17 заднего отдела 4 стопы имеет форму изогнутой вверх дуги, которая реагирует на силы реакции опоры во время движения пятки, сокращаясь с целью поглощения ударного воздействия. Пятка, образованная задним отделом 4 стопы, выполнена с задним боковым углом 18, который отодвинут дальше назад и вбок, чем медиальный угол 19, содействуя вывороту заднего отдела стопы во время начальной фазы контакта при ходьбе. Передний конец 20 переднего отдела 3 стопы имеет форму изогнутой вверх дуги, которая моделирует пальцы ступни человека, претерпевающие дорсальный изгиб в положении подъема пятки и разгибания пальцев стопы в поздней фазе отталкивания при ходьбе. Снизу переднего отдела стопы и заднего отдела стопы предусмотрены резиновые или пенополимерные подкладки 63 и 64 в качестве амортизаторов.

Улучшенная возможность движения в двух плоскостях протеза стопы создается посредством медиального и латерального отверстий 21 и 22 компенсационных пазов, проходящих через передний отдел 3 стопы между его дорсальной и подошвенной поверхностями. Компенсационные пазы 23 и 24 проходят вперед от соответствующих отверстий к переднему краю переднего отдела стопы, образуя медиальную, среднюю и латеральную компенсационные распорки 25-27, которые создают возможность улучшенного движения в двух плоскостях переднего отдела стопы кия стопы. Отверстия 21 и 22

компенсационных пазов расположены вдоль линии В-В, показанной на фиг. 5, в поперечной плоскости, которая проходит под углом  $\alpha$ , составляющим  $35^\circ$ , к продольной оси А-А кия стопы, причем отверстие 21 компенсационного паза расположено спереди от отверстия 22 компенсационного паза.

Показанный на фиг. 5 угол  $\alpha$ , под которым линия В-В расположена к продольной оси А-А, может быть малым, составляя  $5^\circ$ , и это по-прежнему будет приводить к высокой и низкой динамической характеристике. Когда этот угол  $\alpha$  изменяется, изменяется и угол  $Z$  расположения линии  $T_1$ - $T_2$ , показанный на фиг. 8. Отверстия 21 и 22 компенсационных пазов в проекции на сагиттальную плоскость наклонены под углом  $45^\circ$  к поперечной плоскости, при этом дорсальная сторона отверстий расположена впереди подошвенной стороны. При этой компоновке, расстояние от разъединяемого крепежного средства до отверстия 21 латерального короче, чем расстояние от разъединяемого крепежного средства до отверстия 22 медиального компенсационного паза, так что латеральная часть протеза 1 стопы имеет более короткое плечо рычага пальцев стопы, чем медиальная, для обеспечения высокой и низкой динамической характеристики среднего отдела стопы. Кроме того, расстояние от разъединяемого крепежного средства 8 до латеральной подошвенной поверхности, воспринимающей вес и отображенной линией  $T_1$ , короче, чем расстояние от разъединяемого крепежного средства до поверхности, воспринимающей вес, медиальной подошвенной поверхности, что показано линией  $T_2$ , так что латеральная часть протеза 1 стопы имеет более короткое плечо

рычага пальцев стопы, чем медиальная, для обеспечения высокой и низкой динамической характеристики среднего отдела стопы.

5           Передняя часть заднего отдела 4 стопы кия 2 стопы  
дополнительно включает в себя отверстие 28 компенсационного  
паза, проходящее через задний отдел 4 стопы между его дорсальной  
10           и подошвенной поверхностями. Компенсационный паз 29 проходит  
назад от отверстия 28 до заднего края заднего отдела стопы,  
образуя компенсационные распорки 30 и 31. Они создают улучшенную  
15           возможность движения в двух плоскостях заднего отдела стопы. В  
качестве варианта, каждое из отверстий 28, 21 и 22  
20           компенсационных пазов может иметь еще одно малое отверстие,  
обозначенное на фиг. 8 позицией 28А, 21А и 21В, просверленное  
сквозь область, расположенную рядом с компенсационным пазом, и  
25           действующее как отверстие для снятия механических напряжений.  
Дополнительное малое отверстие изменяет направленность  
30           создаваемой структуры волн и уменьшает разрывы и/или поломки  
киля стопы.

          Дорсальная сторона среднего отдела 5 стопы и передний отдел  
35           3 стопы кия 2 стопы образуют обращенную вверх вогнутость,  
обозначенную позицией 32 на фиг. 3, таким образом, что она  
функционально имитирует пятую лучевую ось движения стопы  
40           человека. То есть, вогнутость 32 имеет продольную ось С-С,  
которая ориентирована под углом  $\beta$ , составляющим от 5° до 35°, к  
45           продольной оси А-А кия стопы, при этом медиальная часть  
расположена впереди от латеральной для содействия движению  
пятого луча при ходьбе, как в случае косо́й оси низшей передачи  
50           вращения от второй до пятой плюсневых костей в стопе человека.

Важность возможности движения в двух плоскостях можно оценить, когда человек, перенесший ампутацию нижней конечности, ходит по неровной местности или когда спортсмен закручивает мяч медиальной или латеральной стороной стопы. Направление вектора силы, действующей со стороны грунта, изменяется от соответствующего вектору, ориентированному в сагиттальной плоскости, до соответствующего вектору, имеющему компонент во фронтальной плоскости. Грунт будет оказывать отталкивающее действие, направленное к середине, т.е. в противоположном направлении относительно действия стопы, отталкивающейся в сторону. Вследствие этого, стержень голени отклоняется в медиальном направлении, и воздействие массы прикладывается к медиальной структуре кия стопы. В ответ на эти давления, медиальные распорки 25 и 31 среднего компенсационного соединения кия 2 стопы подвергаются дорсальному изгибу (отклоняются вверх) и выворачиванию внутрь, а распорки 27 и 30 латерального компенсационного соединения подвергаются подошвенному изгибу (отклоняются вниз) и вворачиваются. При этом движении предпринимается попытка установить подошвенную поверхность стопы плоско на грунт (подошва на уровне грунта).

Еще один киль 33 стопы согласно изобретению, пригодный, в частности, для спринта, можно использовать в протезе стопы согласно изобретению, см. фиг. 6 и 7. Центр тяжести тела в спринте становится ориентированным почти исключительно в сагиттальной плоскости. Протез стопы не должен иметь низкую динамическую характеристику. Как следствие, наружная поворотная ориентация под углом от  $5^\circ$  до  $35^\circ$  продольной оси вогнутости,

образованной передним отделом стопы и средним отделом стопы в киле 2 стопы, оказывается необязательной. Вместо этого, ориентация продольной оси D-D вогнутости должна стать параллельной фронтальной плоскости, как показано на фиг. 6 и 7. Это делает стопу, предназначенную для спринта, реагирующей только в сагиттальном направлении. Кроме того, ориентация отверстий 34 и 35 компенсационных пазов в переднем отделе стопы и среднем отделе стопы вдоль линии E-E параллельна фронтальной плоскости, т.е. латеральное отверстие 35 смещается вперед и находится на одной линии с медиальным отверстием 36, а упомянутая ориентация параллельна фронтальной плоскости. Передний завершающий конец 36 кия 33 стопы также параллелен фронтальной плоскости. Задняя концевая пяточная область 37 кия стопы также параллельна фронтальной плоскости. Эти модификации негативным образом воздействуют на возможности многоцелевого использования протеза стопы. Однако ее функциональные характеристики становятся соответствующими решению конкретной задачи. Еще одно изменение в киле 33 стопы для спринта заключается в пальцевой лучевой области переднего отдела стопы, и дорсальный изгиб кия 2 стопы, составлявший  $15^\circ$ , увеличен в киле 33 стопы до дорсального изгиба, составляющего  $25-40^\circ$ .

На фиг. 9 и 10 показан дополнительный киль 38 стопы согласно изобретению, предназначенный для протеза стопы, используемого для спринта человеком, перенесшим ампутацию стопы по Сайму. С этой целью, средний отдел стопы кия 38 стопы включает в себя заднюю обращенную вверх вогнутость 39, в которой изогнутый нижний конец стержня голени крепится к килю стопы с помощью

разъединяемого крепежного средства. Этот киль стопы могут использовать все люди, перенесшие ампутацию нижних конечностей.

5 Киль 38 стопы подходит к более длинной культе конечности, связанной с уровнем ампутации по Сайму. Функциональные  
10 характеристики этого кия соответствуют значительно большему быстрдействию в плане возможных динамических характеристик. Его использование не связано конкретно с упомянутым уровнем  
15 ампутации. Его можно использовать для всех ампутаций на уровнях большеберцовых и бедренных костей. Киль 40 стопы в возможном варианте осуществления, показанном на фиг. 11 и 12, также имеет  
20 вогнутость 41 для человека, перенесшего ампутацию нижней конечности по Сайму, причем этот киль стопы обеспечивает получение протеза стопы с высокой и низкой динамической  
25 характеристикой, а также возможностями движения в двух плоскостях, подобными тем, которые имеются в возможном варианте осуществления, показанном на фиг. 3-5 и 8.

30 Функциональные характеристики нескольких килей стоп для протеза 1 стопы связаны с особенностями формы и конструкции, поскольку они связаны с вогнутостями, выпуклостями, размерами  
35 радиусов, расширением, сжатием и физическими свойствами материалов, причем все эти свойства связаны с реакциями на силы, прикладываемые со стороны опоры, при таких видах активности, как  
40 ходьба, бег и прыжки.

45 Киль 42 стопы, показанный на фиг. 13, подобен тому, который рассмотрен в возможном варианте осуществления согласно фиг. 3-5 и 8, за исключением того, что толщина кия стопы сужается от  
50 среднего отдела стопы к задней части заднего отдела стопы. Киль

43 стопы, показанный на фиг. 14 имеет толщину, постепенно  
уменьшающуюся или сужающуюся на обоих его концах – переднем и  
5 заднем. Аналогичные изменения толщины проиллюстрированы в  
стержне 44 голени согласно фиг. 15 и стержне 45 голени согласно  
фиг. 16, причем оба эти элемента могут быть использованы в  
10 протезе 1 стопы. Каждая конструкция кия стопы и стержня голени  
приводит к разным функциональным результатам, поскольку эти  
15 функциональные результаты связаны с горизонтальной и  
вертикальной линейными скоростями, которые конкретизированы для  
улучшения рабочих параметров при решении различных задач,  
20 связанных с занятиями спортом. Возможность использования  
множества конфигураций и регулировок стержней голени при  
наладках между килем стопы и стержнем голени приводят к созданию  
25 взаимосвязи со стержнем голени протеза стопы, которая дает  
человеку, перенесшему ампутацию нижней конечности, и/или  
специалисту по протезированию возможность налаживать протез  
30 стопы для достижения максимальной функциональной эффективности в  
том виде спортивной и развлекательной деятельности, который  
35 выбран из их широкого многообразия.

Другие стержни голени для протеза 1 стопы изображены на  
фиг. 17-22 и включают в себя С-образные стержни 46 и 47 голени,  
40 S-образные стержни 48 и 49 голени, а также J-образные стержни 50  
и 51 голени. Верхний конец стержня голени может также иметь  
45 прямой вертикальный конец с пирамидальной крепежной пластиной,  
прикрепленной к данному проксимальному концу. Охватываемую  
пирамиду можно прикрепить к вертикальному концу стержня голени  
50 болтом, пропущенным через него, как показано на фиг. 28-30 и

33-36. Еще одним вариантом осуществления проксимального крепления стержня голени может быть передняя и/или задняя сторона гнезда протеза человека, перенесшего ампутацию нижней конечности, и/или другие компоненты протеза. Для заполнения проксимальной охватываемой пирамиды и дистального кия стопы можно также предусмотреть пластмассовые или алюминиевые наполнители в удлиненных отверстиях на проксимальном и дистальном концах стержня голени. Протез стопы согласно изобретению является модульной системой, предпочтительно сконструированной из стандартных узлов или имеющей стандартные размеры для обеспечения гибкости и множества разновидностей при эксплуатации. Пример пирамидальной крепежной пластины, прикрепляемой к проксимальному завершающему концу стержня голени, обозначен позицией 88 в варианте осуществления согласно фиг. 28.

Для всех видов активности, связанных с бегом по дорожкам, характерно направление движения против часовой стрелки. Еще один - вносимый по выбору - признак изобретения обеспечивает учет сил, действующих на стопу при движении по криволинейной траектории. Центроостремительное ускорение действует по направлению к центру вращения, когда объект движется по криволинейной траектории. К воздействию энергии применим третий закон Ньютона. Существует равная и противоположная по направлению реакция. Таким образом, на каждую «стремящуюся к центру» силу имеется «стремящаяся от центра» сила. Центроостремительная сила действует по направлению к центру вращения, а центробежная сила - сила реакции - действует в

направлении от центра вращения. Если человек спортсмен бежит по кривой на дорожке, то центростремительная сила тянет бегуна к центру кривой, а центробежная сила тянет его от центра кривой. Чтобы противодействовать центробежной силе, которая старается наклонить бегуна наружу, бегун наклоняется внутрь. Если направление вращения бегуна на дорожке всегда является направлением против часовой стрелки, то левая сторона находится изнутри от дорожки. Как следствие, в соответствии с признаком настоящего изобретения, левую сторону стержней голени протезов правой и левой стоп можно сделать тоньше, чем правую сторону, что может улучшить показатели бегуна, перенесшего ампутацию нижней конечности, на криволинейной дорожке.

Каждый из килей 2, 33, 38, 42 и 43 стоп в нескольких вариантах осуществления имеет длину 29 см в соответствии с пропорциями протеза 1 стопы, показанного в масштабе на фиг. 3, 4 и 5, а также на нескольких видах других стержней голени и килей стоп. Вместе с тем, как легко поймет специалист в данной области техники, конкретные размеры протеза стопы могут изменяться в зависимости от габаритов, веса и других характеристик человека, перенесшего ампутацию нижней конечности, которому подбирают протез стопы. Длина стержня голени и его модуль упругости дают ему возможность и наделяют его способностью запасать энергию упругой деформации. Эта запасенная энергия упругой деформации преобразуется посредством механической конструкции в кинетическую энергию, которая становится векторной силой, наделенной качествами направления и величины. Следовательно, чем длиннее стержень голени, тем больше движущая сила. Проксимальная

точка крепления стержня голени для спортсменов самых высоких достижений должна поддерживаться настолько близкой, насколько позволяют компоненты протеза.

Теперь будет рассмотрена работа протеза 1 стопы в циклах по динамическим фазам движения при ходьбе и беге. Открытые Ньютоном три закона движения, которые относятся к законам инерции, ускорения и действия-противодействия, являются основой кинематики движения в стопе 2. Из третьего закона Ньютона – закона действия-противодействия – известно, что грунт отталкивает стопу в направлении вдоль той же прямой и противоположном направлении, в котором стопа отталкивает грунт. Соответствующие силы известны как силы реакции, действующие со стороны грунта. Таким видам активности человека, как ходьба, бег и прыжки, посвящены многие научные исследования. Исследования на нагружаемых пластинах показывают, что при ходьбе действует третий закон Ньютона. Из этих исследований известно направление, в котором грунт отталкивает стопу.

Динамическую фазу активности во время ходьбы или бега можно далее разбить на фазы замедления и ускорения. Когда протез стопы касается грунта, стопа отталкивается вперед от грунта, а грунт оказывает обратное давление в ориентированном вдоль той же прямой и противоположном направлении, то есть, грунт отталкивает протез стопы назад. Эта сила приводит протез стопы в движение. Анализ динамических фаз видов активности во время ходьбы и бега начинается с точки контакта, представляющей собой задний латеральный угол 18, показанный на фиг. 5 и 8, который смещен дальше назад и вбок, чем медиальная сторона стопы. Это смещение

при начальном контакте вызывает выворачивание стопы и подошвенное сгибание у стержня голени. Стержень голени всегда  
5 стремится к положению, в котором через него происходит передача массы тела, например, он имеет тенденцию располагать свой длинный вертикальный элемент в положении для противодействия  
10 силам, действующим со стороны грунта. Вот почему он движется назад и сгибается к подошве для противодействия реактивной силе грунта, которая толкает стопу назад.  
15

Силы, действующие со стороны грунта, вызывают сжатие стержней 44, 45, 46, 47, 50 и 51 голени, сопровождаемое  
20 движением проксимального конца назад. При наличии стержней 48, 49 голени, дистальная половина стержня голени будет сжиматься в зависимости от ориентации дистальных вогнутостей. Если  
25 дистальная вогнутость сжимается в ответ на силы реакции опоры, проксимальная вогнутость должна удлиняться, а весь узел стержня голени должен двигаться назад. Силы, прикладываемые со стороны  
30 грунта, заставляют стержень голени сжиматься, а проксимальный конец - двигаться вперед. Нижний малый радиус стержня голени сокращается, моделируя подошвенный изгиб голеностопного сустава  
35 человека, а передний отдел стопы опускается под действием этого сжатия на грунт. В то же время, применительно к задней стороне кия, представленной в заднем отделе 4 стопы и обозначенной  
40 позицией 17, нужно отметить, что она сжимается вверх при упомянутом сокращении. Обе эти силы сжатия действуют как амортизаторы при ударах. Эта амортизация при ударах  
45 дополнительно усиливается смещенной задней латеральной пяткой 18, которая заставляет стопу выворачиваться и тоже действует,  
50

как амортизатор при ударах, как только стержень голени прекращает движение в положении подошвенного сгибания, и при  
5 отталкивании стопы грунтом назад.

Затем сжатые элементы кия стопы и стержня голени начинают разгружаться, то есть, они возвращаются к своей первоначальной  
10 форме, а запасенная энергия высвобождается, что заставляет проксимальный конец стержня голени ускоренно двигаться вперед.  
Когда стержень голени достигает своего вертикального исходного  
15 положения, силы, прикладываемые со стороны грунта, изменяются, оказывая отталкивая стопу уже не назад, а вертикально вверх.  
Поскольку протез стопы имеет площадки, воспринимающие вес,  
20 задней и передней подошвенных поверхностей, и эти площадки соединены средней частью, имеющей форму длинной дуги и не  
воспринимающей вес, вертикально направленные силы со стороны  
25 протеза нагружают средний отдел стопы, имеющий форму длинной дуги, путем растяжения. Передняя и задняя поверхности,  
воспринимающие вес, отдаляются друг от друга. Эти вертикально  
30 направленные силы запасаются в среднем отделе стопы, имеющем форму длинной дуги, когда силы, прикладываемые со стороны  
35 грунта, изменяются, становясь - естественно - направленными уже не вертикально, а вперед. Стержень голени удлиняется, моделируя  
40 дорсальный изгиб у лодыжки. Это заставляет протез стопы поворачиваться в направлении от нижней подошвенной поверхности,  
воспринимающей вес. Когда происходит разгрузка от веса,  
45 продольная дуга среднего отдела 5 стопы изменяют свое состояние с переходом из удлиненного состояния к своей исходной форме, что  
50 и обуславливает необходимое протекание и результаты движения

моделируемой группы мышц, обуславливающей подошвенный изгиб. Как следствие, конструкции механических протезов высвобождают  
5 запасенную энергию упругой деформации с преобразованием ее в кинетическую энергию.

Длинная дуга кия стопы и стержень голени сопротивляются  
10 удлинению своих соответствующих конструкций. Как следствие, продвижение стержня голени вперед оказывается запрещенным, и стопа  
15 начинает поворачиваться в направлении от площадки, воспринимающей вес, передней подошвенной поверхности. Удлинение среднего отдела  
20 стопы кия стопы придает высокую и низкую динамическую характеристику в случае килей стоп в возможных вариантах осуществления согласно фиг. 3-5 и 8, фиг. 11 и 12,  
25 фиг. 13 и 14. Поскольку переходная область от среднего отдела стопы к переднему отделу стопы этих килей стоп отклонена на 15°-35°  
30 наружу от продольной оси стопы, медиальная длинная дуга длиннее, чем латеральная длинная дуга. Это важно потому, что в  
обычной стопе во время ускорения или замедления используется медиальная сторона стопы.

35 Более длинная медиальная дуга протеза стопы имеет более высокую динамическую характеристику, чем латеральная. Латеральное – более короткое – плечо рычага пальцев  
40 стопы используется при ходьбе или беге с меньшими скоростями. Центр тяжести тела движется в пространстве по синусоидальной кривой. Он совершает  
45 медиальное, латеральное, проксимальное и дистальное движение. При ходьбе или беге с меньшими скоростями, центр тяжести тела движется в  
50 большей степени в медиальном и латеральном направлениях, чем при быстрой ходьбе или быстром

беге. Кроме того, уменьшается момент или инерция, а также  
уменьшается способность преодолевать действие высокой  
5 динамической характеристики. Протез стопы согласно изобретению  
выполнен с возможностью обеспечивать соответствие этим принципам  
прикладной механики.

10 Помимо этого, в цикле ходьбы человека, когда стопа находится  
в среднем положении, центр тяжести тела оказывается на  
латеральной стороне именно из-за ходьбы. Из среднего положения  
15 посредством отрыва носка центр тяжести тела переносится с  
латеральной стороны на медиальную. Как следствие, центр тяжести  
20 тела движется вдоль латеральной стороне кия 2 стопы. Сначала  
его движение соответствует низшей передаче, а по мере  
продвижения центра тяжести тела вперед, он совершает медиальное  
25 движение по кия 2 стопы (высшая передача). Поэтому протез 2  
стопы обладает эффектом автоматической трансмиссии. То есть, он  
30 начинает движение на низшей передаче и переходит к высшей  
передаче на каждом шаге, который делает человек, перенесший  
ампутацию нижней конечности.

35 Поскольку силы, прикладываемые со стороны грунта,  
отталкивают вперед протез стопы, отталкивающий грунт назад, по  
мере того как пятка начинает поднимать переднюю часть длинной  
40 дуги среднего отдела стопы, последняя спрофилирована таким  
образом, чтобы указанные направленные назад силы прикладывались  
45 перпендикулярно ее подошвенной поверхности. Это наиболее  
эффективный и эффектный способ приложения указанных сил. То же  
можно сказать о задней части заднего отдела протеза стопы. Она  
50 также спрофилирована таким образом, чтобы направленным назад

силам, действующим со стороны грунта, при начальном контакте  
противодействовала подошвенная поверхность киля стопы,  
5 направленная перпендикулярно направлению этих прикладываемых  
сил.

На более поздних стадиях подъема пятки, например, при таких  
10 видах активности, как ходьба или бег с отрывом пальцев стопы,  
лучевая область переднего отдела стопы претерпевает дорсальный  
изгиб на  $15^{\circ}$ - $35^{\circ}$ . Эта проходящая вверх дуга позволяет  
15 направленным вперед силам, прикладываемым со стороны грунта,  
сжимать эту область стопы. Это сжатие встречает меньшее  
сопротивление, чем растяжение, и происходит плавный переход к  
20 фазе качания при ходьбе или беге с помощью протеза стопы. На  
более поздних стадиях динамической фазы ходьбы, удлинненный  
25 стержень голени и длинная дуга удлинненного среднего отдела стопы  
высвобождают запасенную в них энергию, внося вклад в продвижение  
вперед и вверх находящейся сзади конечности и центра тяжести  
30 тела человека, перенесшего ампутацию нижней конечности.

Один из основных движущих механизмов при ходьбе человека  
35 называют активной фазой продвижения. Когда пятка поднимается,  
вес тела теперь оказывается спереди от опорной конечности, а  
центр тяжести опускается. Когда вес тела переносится на шарнир  
40 переднего отдела стопы, см. линию С-С на фиг. 5, имеет место  
ускорение, направленное вниз, которое приводит к наибольшей  
45 вертикальной силе, воспринимаемой телом. Ускорение ноги перед  
лодыжкой, связанное с подъемом пятки, приводит к сдвигу назад у  
грунта. Когда центр тяжести движется вперед к оси вращения  
50 головок плюсневых костей, эффектом является постепенно

нарастающий крутящий момент дорсального изгиба. Это создает ситуацию, выглядящую как падение вперед, вследствие чего генерируется основная движущая сила, используемая при ходьбе. Признаками эффективной функции лодыжки во время активного продвижения являются подъем пятки, минимальное движение сустава и почти нейтральное положение лодыжки. Устойчивый средний отдел стопы важен для нормальной последовательности действий при подъеме пятки.

В нескольких из вариантов осуществления, как отмечено выше, задняя сторона области заднего и переднего отдела стопы кия стопы содержит отверстия компенсационных соединений и распорки компенсационных соединений. Ориентация отверстий компенсационных соединений действует в качестве соединенного под углом в  $45^\circ$  шарнира, так что возможности движения в двух плоскостях расширяются, улучшая общие характеристик контакта подошвенной поверхности стопы при ходьбе по неровной местности.

Показанные на фиг. 9-12 кили стоп для людей, перенесших ампутацию нижних конечностей по Сайму, резко различаются по возможной динамической характеристике, поскольку указанные возможности связаны с такими видами активности, как ходьба, бег и прыжки. Эти кили стоп различаются четырьмя разными признаками. Они включают в себя наличие вогнутости в ближайшей задней части среднего отдела стопы для лучшего соответствия форме дистальной культы конечности после ампутации по Сайму, чем плоской поверхности. Вогнутость совмещения требует, чтобы соответствующие передний и задний радиусы изогнутой в виде дуги средней части кия стопы были более агрессивными и меньшими по

размеру. Эта вогнутость также уменьшает высоту киля стопы, который согласуется с более длинной остающейся конечностью, что связано с человеком, уровень конечности которого обусловлен ампутацией по Сайму. Совмещаемая вогнутость требует, чтобы соответствующие передний и задний радиусы изогнутого дугой среднего отдела киля стопы были более действенными и меньшими по размеру. Вследствие этого все радиусы длинной дуги среднего отдела стопы и радиусы заднего отдела стопы компактнее и меньше. Это существенно воздействует на динамические характеристики. Меньшие радиусы создают меньший потенциал динамической характеристики. Однако протез стопы быстрее реагирует на все указанные выше силы, действующие со стороны грунта, при ходьбе, беге и прыжках. Результатом является более быстрая стопа с меньшей динамической характеристикой.

Более высоких спортивных достижений, соответствующих решаемым задачам, можно достичь изменениями совмещения с помощью протеза стопы согласно изобретению, поскольку эти изменения совмещения влияют на вертикальный и горизонтальный компоненты в случае каждой задачи. Человеческая стопа представляет собой многофункциональный узел – он может участвовать в ходьбе, беге и прыжках. С другой стороны, конструкция стержня голени для большеберцовой и малоберцовой костей не является многофункциональным узлом. Это простой рычаг, который прикладывает свои силы при таких видах активности, как ходьба, бег и прыжки, параллельно своей проксимальной и дистальной ориентации. Это несжимаемая конструкция, и она не имеет возможности запасать энергию. С другой стороны, протез стопы

согласно изобретению обладает динамическими характеристиками, поскольку эти динамические характеристики связаны с горизонтальным и вертикальным компонентом линейных скоростей при таких видах спортивной активности, как ходьба, бег и прыжки, и превосходит по своим возможностям большеберцовую и малоберцовую кости человека. Как следствие, возникает возможность улучшить спортивные достижения людей, перенесших ампутацию нижних конечностей. Для этой цели, в соответствии с настоящим изобретением ослабляют крепежное средство 8 и регулируют совмещение стержня голени и кия стопы друг относительно друга в продольном направлении кия стопы. Такое изменение иллюстрируется в связи с фиг. 1 и 2. Затем стержень голени крепят к кияу стопы в отрегулированном положении крепежным средством 8. Во время этого регулирования, болт крепежного средства 8 смещают скольжением относительно одного или обоих из противоположных, относительно более крупных, продольно проходящих отверстий 9 и 10 соответственно в киле стопы и стержне голени.

Изменение совмещения, которое улучшает функциональные показатели бегуна, вступающего в первоначальный контакт с грунтом, ставя стопу плоско на грунт, как, например, в случае, когда бегун ставит на грунт средний отдел стопы, является таким, при котором киль стопы скользит вперед относительно стержня голени, так что происходит подошвенный изгиб стопы на стержне голени. Эта новая взаимосвязь увеличивает горизонтальный компонент при беге. То есть, при стержне голени, согнутом в подошвенном направлении к стопе, и стопе, вступающей в контакт с

грунтом при ее плоском расположении, в отличие от первоначального контакта пятки, грунт немедленно отталкивает назад стопу, которая отталкивает грунт вперед. Это вызывает быстрое движение стержня голени вперед (растяжением) и вниз. Силы динамической характеристики создаются растяжением, которое противодействует направлению первоначального движения стержня голени. Как следствие, стопа поворачивается по оси над областью, несущей нагрузку массы тела на плюсневой подошвенной поверхности. Это вызывает растяжение области среднего отдела кия стопы, сопротивление которому больше, чем сжатию. Чистый эффект растяжения стержня голени и растяжения среднего отдела стопы состоит в том, что осуществляется противодействие дальнейшему продвижению вперед стержня голени, что позволяет мышцам в теле пользователя, разгибающим нижнюю конечность в коленном суставе, и мышцам, разгибающим нижнюю конечность в тазобедренном суставе, сдвигать центр тяжести тела вперед и проксимально более эффективным образом (т.е. увеличивать горизонтальную скорость). В данном случае продвижение вперед и вверх оказывается больше, чем в случае бегуна, движущегося, переводя стопу с пятки на носок, когда продвижению стержня голени вперед меньше противодействует стартовое положение стержня голени с дорсальным изгибом (вертикально), который больше, чем у бегуна, ставящего стопу плоско.

Чтобы проанализировать стопу для спринта в действии, изменим совмещение стержня голени и кия стопы. Достигается преимущество кия стопы, все вогнутости которого имеют ориентацию своих продольных осей параллельно фронтальной плоскости. Стержень

голени подвергается подошвенному изгибу и скользит назад по киллю стопы. Это уменьшает дистальные окружности даже больше, чем у бегуна, ставящего стопу плоско, при помощи многоцелевого кия стопы, например, подобного тому, который показан на фиг. 3-5 и 8. Как следствие, имеется еще больший потенциал горизонтального движения, а динамическая характеристика оказывается содействующей проявлению этой улучшенной характеристики горизонтального движения.

У спринтеров диапазон движения расширен, а первичным источником энергии являются силы и количество движения (инерция). Поскольку характерная для них фаза замедления в динамической фазе короче, чем характерная для них фаза ускорения, достигаются увеличенные горизонтальные линейные скорости. Это означает, что при первоначальном контакте, когда носок касается грунта, этот грунт отталкивает стопу назад, а стопа отталкивает грунт вперед. Стержень голени, который обуславливает увеличенные силы и увеличенное количество движения, переводится в состояние еще большего изгиба и движения вперед, чем при первоначальном контакте бегуна, ставящего стопу плоско. Вследствие этих сил, вогнутость длинной дуги стопы нагружается посредством растяжения, и стержень голени нагружается посредством растяжения. Эти силы растяжения испытывают сопротивление в большей степени, чем другие вышеупомянутые силы, связанные с бегом. Как следствие, динамическая характеристика стопы пропорциональна прикладываемой силе. Реакция стержня голени для большеберцовой и малоберцовой костей человека связана лишь с энергетическим потенциалом сил,

так как это традиционная конструкция, и она не может запасать энергию. Эти силы растяжения в протезе стопы согласно изобретению при спринтерском беге становятся больше по величине, чем все остальные вышеупомянутые силы, связанные с ходьбой и бегом. Как следствие, характеристика динамической реакции стопы оказывается пропорциональной прикладываемым силам, и оказываются возможными более высокие - по сравнению с функционированием человеческого тела - спортивные достижения человека, перенесшего ампутацию нижней конечности.

Протез 53 стопы, изображенный на фиг. 25, похож на тот, который показан на фиг. 3, за исключением регулируемого крепежного устройства между стержнем голени и килем стопы, а также конструкции верхнего конца стержня голени для соединения с нижним концом пилона. В этом возможном варианте осуществления, киль 54 стопы соединен с возможностью регулирования со стержнем 55 голени посредством соединительного элемента 56 из пластмассы или сплава металла. Соединительный элемент крепится к килю стопы и стержню голени соответствующими разъединяемыми крепежными средствами 57 и 58, которые отстоят друг от друга в соединительном элементе в направлении, идущем вдоль продольного направления кия стопы. Крепежное средство 58, соединяющее соединительный элемент со стержнем голени, сдвинуто дальше назад, чем крепежное средство 57, соединяющее киль стопы и соединительный элемент. Путем увеличения активной длины стержня голени, таким образом, увеличиваются динамические характеристики самого стержня голени. Изменения совмещения производят совместно с продольно проходящими отверстиями в стержне голени и киле

стопы, как и в других возможных вариантах осуществления.

5           Верхний конец стержня 55 голени выполнен с удлиненным  
отверстием 59 для размещения в нем пилона 15. Сразу же после  
размещения в упомянутом отверстии, пилон можно надежно  
10           прикрепить к стержню голени, затягивая болты 60 и 61, чтобы  
притянуть свободные боковые края 62 и 63 стержня голени вдоль  
отверстия друг к другу. Это соединение пилона можно легко  
отрегулировать, ослабляя болты, телескопически выдвигая пилон  
15           относительно стержня голени в желательное положение и повторно  
крепя пилон путем затягивания болтов.

20           Протез 70 стопы, показанный на фиг. 28-32, аналогичен тем,  
которые показаны на фиг. 3-5, 8, 23 и 24, а также фиг. 25-27, но  
дополнительно включает в себя демпфирующее устройство 71,  
25           ограничивающее диапазон движения стержня голени и установленное  
на стопе для ограничения протяженности движения верхнего конца  
стержня голени при силовой нагрузке и разгрузке стержня голени  
30           во время использования стопы человеком, перенесшим ампутацию  
нижней конечности. Этот признак особенно полезен в протезе  
35           стопы, имеющем относительно длинный стержень голени, при наличии  
которого носящий его человек может проявлять активность в таких  
видах спорта, как бег и прыжки, обуславливающих генерирование  
40           сил в стержне голени, которые во много раз превышают вес тела  
человека, носящего протез, например, при беге они превышают вес  
45           тела в 5-7 раз, а при прыжках превышают вес тела в 11-13 раз. В  
отличие от этого, силы, генерируемые при ходьбе, составляют лишь  
1-1,5 веса тела.

50           Устройство 71 в возможном варианте осуществления

представляет собой цилиндропоршневой узел двухстороннего действия, в котором текучие среды под давлением – газ, такой, как воздух, или гидравлическая жидкость – подаются через соответствующие штуцеры 73 и 74. Устройство имеет два регулируемых органа управления, один – для сжатия, один – для растяжения, которые допускают регулирование допустимой протяженности движения верхнего конца стержня 72 голени и при сжатии, и при растяжении этого стержня голени во время силовой нагрузки и разгрузки. Устройство 71 также уменьшает энергию, запасаемую или высвобождаемую во время сокращения и растяжения стержня голени. Противоположные концы цилиндропоршневого устройства 71 соединены с верхним концом стержня голени и нижней частью стопы, а в возможном варианте осуществления они предпочтительно соединены с соответствующими концами стержня голени в шарнирных соединениях 75 и 76, которые предпочтительно являются шаровыми шарнирами.

Движение верхнего конца стержня 72 голени стопы 70 при сжатии и растяжении стержня голени проиллюстрировано на фиг. 32. В основном параболическая форма стержня голени такова, что верхний конец стержня голени может двигаться продольно относительно кия 77 стопы и соединенного с ним нижнего конца стержня голени, например, вдоль направления А-А, показанного на фиг. 5 и 32, и это сопровождается сжатием и растяжением стержня голени при силовой нагрузке и разгрузке. Таким образом, в возможном варианте осуществления согласно фиг. 28–32 сохраняется улучшенные динамические характеристики.

Устройство 71 не обязательно должно быть описанным

цилиндропоршневым узлом, а может быть другим устройством, управляющим скоростью и/или ограничивающим движение. Например, предполагается, что демпфирующее устройство 71, ограничивающее диапазон движения назад и применяемое на стержне голени протеза стопы, может быть гидравлическим узлом с микропроцессорным управлением, который обеспечивает такое же управление фазами сжатия и растяжения, как устройства, используемые в настоящее время для управления движением в искусственных коленных сочленениях. В таком случае предусматриваются внутренние датчики, которые считывают параметры движений человека и обеспечивают их адаптацию. С помощью специального программного обеспечения и персонального компьютера можно проводить точные регулировки, чтобы подогнать гидравлический узел с микропроцессорным управлением к человеку, перенесшему ампутацию нижней конечности. Моменты можно измерять с частотой до 50-ти раз в секунду, гарантируя, что динамичная ходьба окажется как можно больше похожей на ходьбу обычного человека. Ввиду этой способности гидравлического узла реагировать, он оказывается подходящим для широкого круга людей, перенесших ампутацию нижних конечностей. Вставленная в узел ионно-литиевая батарея обеспечивает достаточно энергии для работы гидравлического узла целый день. Сопротивление сжатию регулируется независимо от регулировок растяжения. Многочисленные встроенные датчики направляют данные анализа ходьбы во внутренний микропроцессор, который автоматически регулирует характеристики фаз отталкивания и качания упомянутого узла 50 раз в секунду.

У этого гидравлического узла с микропроцессорным управлением

в виде устройства 71 реакция лучше, чем у механического гидравлического узла. Клапан сжатия (подошвенного изгиба) с электрическим управлением осуществляет регулирование 50 раз в секунду. Этот клапан сжатия в узле автоматически раскрывается во время предшествующего качания. В результате, узел исключительно легко осуществляет изгиб при сжатии с малыми скоростями в ограниченных областях и в других аналогичных условиях. Скорость серводвигателя узла позволяем ему очень быстро закрывать клапаны сжатия (подошвенного изгиба) и растяжения (дорсального изгиба) в ответ на команды микропроцессора, посылаемые 50 раз в секунду. Когда эти клапаны почти закрыты, демпфирующее усилие упомянутого узла становится очень большим, что делает возможной очень быструю ходьбу и даже бег. Особый динамический коэффициент, регулируемый специалистом по протезированию, позволяет оптимизировать гидравлический узел для любых моделей ходьбы – от медленной до энергичной, а также больших скоростей и перемещений при ходьбе. Эта возможность «настроить» гидравлический узел с микропроцессорным управлением на особую модель ходьбы человека гарантирует широкий диапазон ритмов, которые можно получить в протезе стопы одновременно с высокой эффективностью и комфортом ходьбы. То есть, использование гидравлического узла с микропроцессорным управлением в качестве устройства 71 увеличивает возможный ритм, необходимый, когда протез стопы используется ведущими активный образ жизни людьми, перенесшими ампутацию нижних конечностей.

Проходящий в продольном направлении киль 77 стопы протеза 70 стопы, показанный на фиг. 28-32, имеет передний отдел стопы,

средний отдел стопы и задний отдел стопы, подобные тем, которые  
есть у килей стоп, показанных на фиг. 3 и 25. Стержень 72 голени  
5 стопы крепится к стопе соединительным элементом 78 с помощью  
двух разъединяемых крепежных средств 79 и 80, разнесенных в  
10 продольном направлении и соединяющих крепежный элемент со  
стержнем голени и килем стопы, соответственно, как и в возможном  
варианте осуществления согласно фиг. 25-27. Стержень 72 голени  
15 включает в себя продольно проходящую компенсационную прорезь 81  
между концами стержня голени. На концах компенсационной прорези  
находятся отверстия 82 и 83 компенсационного соединения.  
20 Передний отдел стопы и задний отдел стопы киля стопы также  
выполнены с соответствующими компенсационными прорезями, которые  
видны на фиг. 29, 30 и 31.

25 Как показано на чертежах, к верхнему концу стержня 72 голени  
с помощью адаптера 85, прикрепленного к верхнему концу стержня  
30 голени крепежными средствами 86 и 87, прикрепляется гнездо  
протеза, крепящееся к культе нижней конечности человека,  
перенесшего ампутацию нижней конечности. Адаптер имеет  
35 посадочный элемент 88, выполненный в форме перевернутой пирамиды  
и соединенный с крепежной пластиной, крепящейся к верхней  
поверхности адаптера. Пирамидальный посадочный элемент заключен  
40 в имеющий дополняющую форму посадочный элемент гнездового типа  
на соответствующем гнезде протеза для соединения протеза стопы и  
45 гнезда протеза. Этот тип соединения показан в варианте  
осуществления согласно фиг. 34-36.

50 Хотя демпфирующее устройство 71, ограничивающее движение, в  
возможном варианте осуществления согласно фиг. 28-32

ограничивает протяженность движения верхнего конца стержня голени и при сжатии, и при растяжении стержня голени, можно использовать аналогичное устройство, которое ограничивает протяженность движения верхнего конца стержня голени только при сжатии или только при растяжении. Демпфирующее устройство 84, ограничивающее движение, ограничивает только растяжение верхнего конца стержня голени при силовой нагрузке и разгрузке, как показано на фиг. 33. Изображенное здесь устройство 84 представляет собой гибкую перемычку, и это обеспечивает ограниченное упругое растяжение самой перемычки, а тем самым - и растяжение стержня голени без ограничения движения верхнего конца стержня голени при сжимающей нагрузке стержня голени. Упругое устройство 84 может быть натянуто при его установке, вследствие чего это упругое устройство предрасположено к перемещению проксимального конца стержня голени назад.

Фиг. 34-36 иллюстрируют еще один стержень 90 голени согласно изобретению, который можно использовать вместе с килем 77 стопы протеза стопы, показанного на фиг. 28-32, или с одним из других килей стоп, описываемых здесь. Стержень 90 голени имеет в основном параболический профиль, наименьший радиус кривизны которого находится на нижнем конце элемента и проходит вверх. Обращенная назад вогнутость образована за счет кривизны стержня голени, как показано на фиг. 34. Дистальный конец стержня голени имеет продольно проходящее отверстие 91, которое - вместе с соединительным элементом 78, разъединяемыми крепежными средствами 79 и 80, а также продольно проходящим отверстием в киле стопы, - обеспечивает регулирование совмещения стержня

голени и киля стопы друг относительно друга в продольном направлении, когда крепежное средство 79 или 80 ослабляют или  
5 разъединяют для настройки функционирования протеза стопы в соответствии с решаемой задачей.

Дистальный конец стержня 90 голени очерчен резче, например -  
10 имеет меньший радиус кривизны, чем стержень 72 голени, показанный на фиг. 28-32, и проходит вверх и вперед на меньшее продольное расстояние. Этот профиль стержня голени лучше  
15 подходит для маскировки его присутствия. То есть, его дистальный конец расположен больше в области лодыжек, где обычно будет находиться внешняя оболочка медиальной и латеральной лодыжек  
20 человеческой стопы. Такой стержень голени можно лучше спрятать во внешней оболочке протеза стопы. Его функциональные  
25 характеристики таковы, что он быстрее реагирует на силы реакции, прикладываемые со стороны грунта при первоначальном контакте, хотя и отличается более низкой динамической характеристикой,  
30 чем стержень голени с более широкой параболой, например, в отмеченном выше случае, когда радиусы кривизны больше. Таким образом, те люди активного образа жизни, которые бегают и прыгают с протезом стопы, могут получить выгоду от использования  
35 более широкой параболы или большего радиуса кривизны, при которых горизонтальная скорость оказывается большей.

Стержень 90 голени согласно фиг. 34-26 дополнительно  
45 включает в себя совмещающее соединительное устройство 92, расположенное между пластмассовым или металлическим адаптером 93, соединенным с нижним концом стержня голени крепежными  
50 средствами 94 и 95, и нижним концом гнезда 96 протеза,

прикрепленного к культе ноги потребителя. Потребитель может  
быть, например, человеком, перенесшим ампутацию нижней  
5 конечности выше колена или ниже колена. Совмещающее  
соединительное устройство содержит пару ползунов 97 и 98,  
10 расположенных под прямыми углами друг к другу и в плоскостях,  
параллельных грунту. Относительное положение компонентов каждой  
направляющей можно регулировать, ослабляя резьбовые крепежные  
15 средства 99 для регулирования соответствующих ползунов 97 и 98 с  
целью изменения ориентации гнезда протеза относительно стержня  
голени и кия стопы протеза стопы. Верхушка адаптера 93,  
20 поддерживающая устройство 92, предпочтительно параллельна грунту  
в фазе отталкивания при ходьбе с помощью протеза стопы.

Верхушка верхнего ползуна 98 устройства 92 имеет  
25 закрепленный на нем посадочный элемент 101 в форме перевернутой  
пирамиды, который закреплен с возможностью регулирования в  
соответствующем посадочном элементе 102 на гильзе 96 протеза с  
30 помощью резьбовых крепежных средств 103. Это соединение между  
посадочными элементами 101 и 102 обеспечивает угловое изменение-  
35 изгиб/удлинение и отведение/приведение между гильзой протеза и  
стопой. Ползун устройства 92 обеспечивает такие линейные  
регулировки скольжения, как медиально-латеральные и вперед-  
40 назад. Таким образом, устройство 92 представляет собой  
совмещающее приспособление, которое обеспечивает возможность  
45 движения гильзы протеза во всех направлениях, что влияет на то,  
как силы реакции опоры реагируют на механические конструкции  
стержня голени и кия стопы.

50 Киль 110 стопы на фиг. 37 и 38 и киль 120 стопы согласно

фиг. 39 и 40 являются дополнительными возможными вариантами осуществления килей стоп, которые можно использовать в протезе стопы согласно изобретению. Эти кили стоп предназначены для правой стопы и имеют аналогичные конструкции, за исключением заднего отдела стопы. Киль 110 стопы имеет сагиттальный разрез в области заднего отдела стопы вдоль идентичных латеральной и медиальной компенсирующих распорок 111 и 112, разделенным продольно проходящим компенсирующим пазом или компенсирующей прорезью 113. Задняя оконечная пяточная область 114 кия 110 стопы параллельна фронтальной плоскости, например, перпендикулярна продольной оси А-А кия стопы. Аналогично, дорсальная вогнутость 115 заднего отдела стопы кия стопы имеет свою продольную ось, параллельную фронтальной плоскости, например, проходящую под прямыми углами к продольной оси А-А, т.е. угол  $\Delta$  составляет  $90^\circ$ .

В отличие от кия 110 стопы, киль 120 стопы не имеет сагиттального разреза, а имеет свою дорсальную полость 121 заднего отдела стопы, разрезанную так, что продольная ось F'-F' вогнутости скошена поперек фронтальной плоскости, т.е. образует тупой угол  $\Delta'$  с продольной осью А-А, предпочтительно составляющий  $110-125^\circ$ , при этом латеральная сторона проходит вперед дальше, чем медиальная сторона. Эта ориентация дорсальной вогнутости делает латеральную компенсирующую распорку 122 тоньше на большей длине, чем медиальная компенсирующая распорка 123, а значит - существенно более длинной и гибкой, чем распорка 123. Это увеличение гибкости делает задний отдел стопы

предрасположенным реагировать на силы реакции грунта при первоначальном контакте путем выворачивания, что представляет собой механизм амортизации ударов. Это содействует эффективной передаче сил центра тяжести тела посредством заднего отдела стопы киль стопы при ходьбе для достижения модели ходьбы, больше похожей на ходьбу обычного человека.

Протез 124 стопы на фиг. 41 и 42 имеет киль 165 стопы, стержень 126 голени и икроножное устройство 125 для запасания дополнительной энергии при движении вперед верхнего конца стержня голени при ходьбе. То есть, в фазе активного продвижения при ходьбе силовая нагрузка упругого протеза вызывает растяжение сагиттальной полостной вогнутости стержня 126 голени, образованного обращенной вперед выпукло изогнутой частью 127 стержня голени, что приводит к движению вперед верхнего конца стержня голени. Гибкая перемычка 128 устройства 125 соединена с верхней частью стержня голени и нижней частью протеза стопы, а именно, с соединительным элементом 129, который соединяет стержень голени и киль стопы, как описано выше. Отрезок гибкой перемычки, который может быть упругим и/или неупругим, растягивается при ходьбе и может быть отрегулирован путем использования плавающей регулировочной пластинки 130 между перекрывающимися отрезками перемычки.

Две пружины 131 и 132 оперты с возможностью регулирования своими основаниями на верхний конец стержня голени между этим стержнем голени и адаптером 133, прикрепленным к стержню голени крепежными средствами 134. Нижние свободные концы пружин расположены с возможностью взаимодействия с гибкой перемычкой.

Когда перемычка натянута, пружины изменяют направление продольного протяжения перемычки. Движение вперед верхнего конца стержня голени при ходьбе натягивает или дополнительно натягивает (если перемычка изначально была предварительно нагружена при натяжении) перемычку и нагружает или дополнительно нагружает пружины для запасания энергии при силовой нагрузке протеза стопы во время ходьбы. Эта запасенная энергия возвращается пружинами при силовой разгрузке протеза стопы, увеличивая кинетическую энергию, генерируемую для движущей силы протезом стопы при ходьбе.

Когда перемычку укорачивают с целью изначальной предварительной нагрузки этой перемычки при натяжении до использования протеза стопы, натяжение перемычки служит для того, чтобы содействовать движению назад верхнего конца упругого элемента, а также управляемому движению вперед стержня голени во время использования протеза. Содействие движению назад может оказаться полезным для достижения быстрой реакции при постановке стопы плоско на грунт, когда протез стопы осуществляет удар пяткой в начальной динамической фазе при ходьбе, похожей на ту, которая возникает в человеческой стопе и лодыжке при ходьбе во время удара пяткой, сопровождаемого подошвенным изгибом стопы.

Каждое из движения назад, которому оказывается содействие, верхнего конца упругого стержня голени и управляемого движения вперед верхнего конца упругого стержня голени во время использования протеза с помощью икроножного устройства оказывается эффективным для изменения соотношения крутящих моментов лодыжки при ходьбе, характерного для протеза стопы,

путем оказания влияния на изменение характеристики изгиба в сагиттальной плоскости для продольного движения верхнего конца стержня голени в ответ на силовую нагрузку и разгрузку во время использования протеза стопы человеком. В литературе имеется информация, что соотношение крутящих моментов естественной физиологической лодыжки в человеческой стопе при ходьбе, определяемое как частное от деления пикового крутящего момента лодыжки при дорсальном изгибе, возникающего в более поздней фазе отталкивания при ходьбе, на крутящий момент лодыжки при подошвенном изгибе, возникающий при начальной реакции нагрузки при постановке стопы плоско после удара пяткой при ходьбе, составляет 11,33:1. Цель изменения характеристики изгиба в сагиттальной плоскости для продольного движения верхнего конца стержня голени с помощью икроножного устройства 125 состоит в увеличении соотношения крутящих моментов лодыжки для протеза с целью имитации того, что происходит в человеческой стопе при ходьбе. Это важно для достижения надлежащей походки с помощью протеза, и если у человека одна стопа - естественная, а другая - протезированная, то важно и для достижения симметрии при ходьбе. В предпочтительном варианте, посредством управления движением вперед и - возможно - содействия движению назад с использованием икроножного устройства 125, увеличивают соотношение крутящих моментов протеза таким образом, что упомянутый пиковый крутящий момент лодыжки при дорсальном изгибе, который возникает в протезе, имеет порядок величины, больший, чем упомянутый крутящий момент лодыжки при подошвенном изгибе в этом протезе. В более предпочтительном варианте, соотношение крутящих моментов

лодыжки увеличено до значения примерно 11:1, которое сравнимо с  
упомянутым соотношением крутящих моментов естественной лодыжки,  
5 составляющим 11,33:1.

Дополнительное назначение икроножного устройства заключается  
в повышении эффективности протеза стопы при ходьбе за счет  
10 запасания дополнительной энергии упругой деформации во время  
силовой нагрузки протеза в пружинах 131 и 132 упомянутого  
устройства, а также в возврате запасенной энергии упругой  
15 деформации во время силовой разгрузки протеза стопы при ходьбе.  
Устройство 125 можно считать служащим в протезе стопы для той же  
20 цели, для какой икроножные мышцы человека служат в человеческой  
стопе, лодыжке и икре при ходьбе, а именно – для эффективного  
генерирования движущей силы в теле человека при ходьбе с  
25 использованием развития потенциальной энергии в теле во время  
силовой нагрузки стопы и преобразования этой потенциальной  
энергии в кинетическую энергию для движущей силы во время  
30 силовой разгрузки стопы. Приближение к КПД человеческой стопы,  
или даже превышение этого КПД в протезе стопы согласно  
35 изобретению при наличии икроножного устройства важно, например,  
при восстановлении «нормальной функции» для человека,  
перенесшего ампутацию нижней конечности.

40 Управление движением вперед верхнего конца стержня 126  
голени посредством икроножного устройства 125 оказывается  
45 эффективным при ограничении диапазона движения вперед верхнего  
конца стержня голени, как и в предыдущих вариантах осуществления  
согласно фиг. 28–33. Киль стопы протеза 124 стопы посредством  
50 растяжения своей упругой продольной арки также вносит вклад в

запасание энергии во время силовой нагрузки при ходьбе. Эта  
потенциальная энергия возвращается в виде кинетической энергии  
5 для генерирования движущей силы во время силовой разгрузки при  
ходьбе. В данном варианте осуществления существует возможна  
высокая и низкая динамическая характеристика - в результате  
10 того, что средний отдел стопы кия стопы выполнен с продольной  
дугой, медиальная сторона которой имеет больший радиус и  
относительно более высокую динамическую характеристику, чем  
15 латеральная сторона дуги, как сказано выше в связи с вариантами  
осуществления согласно фиг. 3-5 и 8. Вместе с тем, в протезе 124  
20 стопы можно было бы использовать киль стопы для спринта,  
показанный на фиг. 6 и 7, или киль стопы, применимый после  
ампутации стопы по Сайму, упоминавшийся при обсуждении фиг. 9 и  
25 10.

Киль 135 стопы, изображенный на фиг. 43-45, имеет икроножное  
устройство 136, аналогичное тому, которое имеется в варианте  
30 осуществления согласно фиг. 41 и 42, за исключением того, что  
гибкая перемычка 137, состоящая из регулируемых отрезков,  
35 подсоединена между верхним концом стержня голени и передней  
частью кия стопы посредством соединительного троса 138. Концы  
троса 138 соединены с соответствующими медиальной и латеральной  
40 передними распорками 139 и 140, разделенными компенсационным  
соединением 141. Трос пропущен назад, а затем - вверх  
45 посредством шкивов 141 и 143, установленных на соединительном  
элементе 144, и проходит на полукруглый возвратный элемент 145,  
соединенный с дистальным концом перемычки 137. Упругая дуга кия  
50 стопы, а также пружина 146, установленная на верхнем конце

стержня голени и введенная в зацепление с перемычкой, как и в варианте осуществления согласно фиг. 41 и 42, используются для запасаения и возвращения энергии с целью внесения дополнительного вклада в движущую силу, генерируемую протезом стопы при ходьбе, как говорилось выше.

Адаптер 133, показанный на фиг. 43, является охватываемым пирамидальным адаптером, а адаптер, показанный на фиг. 41 и 42, является охватывающим адаптером согласно настоящему изобретению, имеющим квадратное гнездо со скругленными углами на своем проксимальном конце для размещения с зазором квадратного выступа дополняющей формы, находящегося на гильзе нижней конечности или другом компоненте культы ноги человека, перенесшего ампутацию нижней конечности, см. пунктирные линии на фиг. 41. Четыре винта, не обозначенные позициями, по одному винту в середине каждой боковой стенки квадратного гнезда, можно завинчивать в упомянутый выступ, обеспечивая сцепление с ним, для соединения протеза с несущей конструкцией на культе ноги человека, перенесшего ампутацию нижней конечности, а также вывинчивать из этих стенок. Зазор между упомянутым выступом и гнездом, а также возможность регулирования положений четырех винтов охватывающего адаптера допускают возможность регулирования вперед-назад и медиально-латерального регулирования, а также углового регулирования или регулирования наклона протеза и опорной конструкции. В соответствии с дополнительным признаком охватывающего адаптера, резьбовое крепежное средство, открытое в основании в гнезда адаптера, имеет шестигранное гнездо под универсальный торцовый гаечный ключ, что позволяет ослаблять

элемент, содержащийся в гнезде адаптера на основании, делая это таким образом, что его можно будет повернуть относительно основания и протеза. Таким образом, адаптер обеспечивает возможность поворота в поперечной плоскости; имеется и признак, который обеспечивает возможность постановки стопы носком внутрь или наружу в некоторых критических пределах, например, в пределах 1/8 дюйма.

Протез 147 стопы в вариантах осуществления согласно фиг. 46 и 47 отличается тем, что содержит стержень 138 голени, киль 149 стопы и икроножное устройство 150, которые выполнены монолитно. Стержень 138 голени имеет обращенную вперед выпукло изогнутую нижнюю часть, проходящую вверх от киля стопы, как и в описанных ранее вариантах осуществления. Икроножное устройство 150 выполнено в форме удлиненной упругой изогнутой пружины, соединенной своим проксимальным концом с верхней частью стержня голени, а на своем дистальном конце пружина шарнирно соединена с задней частью киля стопы кронштейном с шарнирным пальцем 151, установленным на дистальном конце пружины, причем этот палец проходит через отверстие 152 в заднем конце киля стопы. Концы пальца 151 закреплены в отверстиях 152 в киле стопы, как показано на чертежах. При движении верхнего конца стержня голени вперед или назад при ходьбе, вогнутость изогнутой пружины будет растягиваться или сокращаться, запасая энергию, в пределах движения пружины. Запасенная энергия будет затем возвращаться во время силовой разгрузки при ходьбе, пополняя кинетическую энергию, имеющуюся для создания движущей силы тела потребителя.

Вариант осуществления, показанный на фиг. 48-51,

иллюстрирует протез 152 стопы, имеющий три продольные секции 153-155. Каждая продольная секция выполнено монолитно с килем 156 стопы, стержнем 157 голени и икроножным устройством 158. Секции 153-155 выполнены с возможностью движения независимо друг от друга на своих дистальных концах, где они разделены зазорами 159, но эти секции являются единым целым на своих проксимальных концах, например, на верхнем конце стержня голени. Эта цельная конструкция может быть создана с помощью крепежных средств для соединения проксимальных концов соответствующих отдельно выполненных продольных секций друг с другом. В альтернативном варианте, упругие продольные секции могут быть выполнены монолитно друг с другом таким образом, что они окажутся соединенными на своих верхних концах, и свободно перемещаемыми друг относительно друга на своих дистальных концах, где зазоры 159 разделяют эти секции.

Центральная продольная секция 154 в протезе 152 шире, чем медиальная и латеральная секции 153 и 155, а также - на своем дистальном конце - выше, чем секции 153 и 155. Эта конструкция обеспечивает преимущества в случае создания опоры на неровных или наклонных поверхностях, как говорилось ранее в связи и использованием множества продольных передних и задних распорок кия стопы, разделенных компенсационными соединениями. Количество продольных секций упомянутого множества, применяемых в протезе, может отличаться от трех, а относительные ширины секций могут изменяться по сравнению с теми, которые показаны в этом варианте осуществления. Дистальный конец изогнутой пружины икроножного устройства 158 каждой продольной секции выполнен как

единое целое с задним отделом стопы кия 156 стопы этой секции,  
а не шарнирно соединенным с ней, как в варианте осуществления  
5 согласно фиг. 46 и 47. С верхним концом стержня голени протеза  
152 соединен не показанный подходящий адаптер для соединения с  
гнездом нижней конечности на культе ноги потребителя, как  
10 описано и проиллюстрировано в других вариантах осуществления.

Еще одна форма конструкции протеза стопы согласно  
изобретению проиллюстрирована на фиг. 52-54, при этом протез 160  
15 стопы содержит стержень 161 голени, выполненный монолитно с  
задней частью 162 кия 163 стопы. Упругий элемент голени и  
20 заднего отдела стопы соединены с упругим элементом 164,  
образующим передний отдел стопы и средний отдел стопы кия  
стопы, крепежными средствами 165 и 166, как показано на  
25 чертежах. Икроножное устройство, не показанное на фиг. 52-54,  
может быть выполнено в виде части протеза, как описано выше.  
Точно также, адаптер для соединения и с гильзой нижней  
30 конечности должен крепиться к верхнему концу стержня голени 161.

На этом описание возможных вариантов осуществления  
35 завершается. Хотя настоящее изобретение описано со ссылкой на  
ряд возможных вариантов осуществления, следует понять, что  
специалисты в данной области техники смогут разработать  
40 многочисленные другие модификации и варианты осуществления,  
находящиеся в рамках существа и объема принципов этого  
изобретения. Например, нижний конец стержня голени в протезе  
45 стопы не обязательно должен иметь параболический профиль или в  
целом параболический профиль, а может - в противном случае -  
50 иметь обращенную выпуклостью вниз криволинейную конфигурацию для

получения желаемых результатов движения стопы, которая, будучи  
соединена с килем стопы, образует область голеностопного  
5 сочленения стопы. Можно также использовать совместно друг с  
другом признаки различных вариантов осуществления. Более  
конкретно, в объеме вышеизложенного описания, чертежей и  
10 прилагаемой формулы изобретения, а также в рамках существа  
изобретения возможны различные изменения и модификации составных  
частей и/или компоновок составного устройства, являющегося  
15 предметом изобретения. Помимо изменений и модификаций составных  
частей или компоновок, для специалистов в данной области техники  
20 также будут очевидны альтернативные приложения.

#### Формула изобретения

1. Способ генерирования кинетической энергии для движущей силы в протезе нижней  
25 конечности, включающем в себя проходящую в продольном направлении стопу, лодыжку и  
удлиненную прямостоящую упругую голень над лодыжкой, заключающийся в том, что  
обеспечивают упругий элемент, который образует лодыжку и голень в протезе, причем  
этот упругий элемент имеет длину, обеспечивающую нижний участок для крепления к  
30 стопе, образующий голеностопную область, средний участок, проходящий, по существу,  
вверх выше высоты голеностопного сустава человека, при этом голеностопная область в,  
по существу, криволинейно изогнутом виде определяет нижнюю часть протеза ноги, и  
проксимальный участок для соединения с опорной структурой на культе ноги человека,  
при этом упругий элемент, по меньшей мере, в области лодыжки является изогнутым  
35 выпуклостью вперед, и упругий элемент изгибается в продольном направлении при ходьбе  
человека, перенесшего ампутацию; и содействуют движению назад верхнего конца  
упругого элемента и управляют движением вперед верхнего конца упругого элемента во  
время использования протеза, с помощью икроножного устройства, предусмотренного на  
протезе.

2. Способ по п.1, в котором упомянутое управление движением вперед ограничивает  
40 диапазон движения вперед верхнего конца упругого элемента с помощью указанного  
устройства, предусмотренного на протезе.

3. Способ по п.1, в котором упомянутое управление движением вперед включает в себя  
сопротивление движению вперед верхнего конца упругого элемента с помощью указанного  
устройства, предусмотренного на протезе.

4. Способ по п.1, в котором упомянутое управление движением вперед включает в себя  
45 упругое отклонение указанного устройства, предусмотренного на протезе, во время  
движения вперед верхнего конца упругого элемента с силовой нагрузкой протеза при  
ходьбе, причем это устройство во время силовой разгрузки протеза вносит вклад в  
продвижение вперед тела человека при ходьбе.

5. Способ по п.1, в котором упомянутое содействие и упомянутое управление  
50 увеличивают соотношение крутящих моментов лодыжки протеза при ходьбе, причем  
соотношение крутящих моментов лодыжки определяется как частное от деления пикового  
крутящего момента лодыжки при дорсальном изгибе, возникающего в более поздней фазе  
отталкивания при ходьбе, на крутящий момент лодыжки при подошвенном изгибе,

возникающий при начальной реакции нагрузки при постановке стопы плоско после удара пяткой при ходьбе.

5 6. Способ по п.5, предусматривающий увеличение соотношения крутящих моментов лодыжки для имитации соотношения крутящих моментов лодыжки, которое возникает в человеческой стопе при ходьбе.

7. Способ по п.5, предусматривающий увеличение соотношения крутящих моментов лодыжки таким образом, что упомянутый пиковый крутящий момент лодыжки при дорсальном изгибе, который возникает в протезе, имеет порядок величины больший, чем упомянутый крутящий момент лодыжки при подошвенном изгибе в этом протезе.

10 8. Способ по п.5, предусматривающий увеличение соотношения крутящих моментов лодыжки примерно до 11:1.

9. Способ по п.1, в котором упомянутый нижний участок и средний участок упругого элемента оба являются изогнутыми выпуклостью вперед.

15 10. Способ по п.9, в котором стопе придают высокую и низкую динамическую реакцию, причем упомянутая стопа включает в себя киль стопы, а упомянутое придание стопе высокой и низкой динамической реакции включает в себя выполнение среднего отдела стопы кия стопы с продольной дугой, медиальная сторона которой имеет больший радиус и более высокую динамическую реакцию, чем латеральная сторона дуги.

20 11. Протез стопы, содержащий проходящий в продольном направлении киль стопы, упругий стержень голени, имеющий длину, обеспечивающую нижний участок, соединенный с килем стопы, для образования голеностопной области протеза ноги, средний участок, проходящий, по существу, вверх выше высоты голеностопного сустава человека, при этом голеностопная область в, по существу, криволинейно изогнутом виде определяет нижнюю часть протеза ноги, и проксимальный участок для соединения с опорной структурой на 25 культе ноги человека, при этом нижний и средний участки упругого стержня голени являются обращенными вперед выпукло изогнутыми, упругий стержень голени выполнен с возможностью изгиба в продольном направлении при ходьбе человека, перенесшего ампутацию, причем верхний конец выполнен с возможностью продольного движения относительно кия стопы в ответ на силовую нагрузку и разгрузку стержня голени во 30 время использования протеза стопы, и устройство, соединенное с верхней частью стержня голени и нижней частью протеза стопы для содействия движению назад верхнего конца стержня голени и управления движением вперед верхнего конца стержня голени.

35 12. Протез стопы по п.11, в котором упомянутое устройство включает в себя, по меньшей мере, одну гибкую перемычку, обеспечивающую ограниченное упругое растяжение.

13. Протез стопы по п.12, в котором упомянутое устройство включает в себя средства для регулируемого натяжения упомянутой, по меньшей мере, одной перемычки.

40 14. Протез стопы по п.11, в котором нижняя часть протеза стопы, с которой соединено упомянутое устройство, является либо нижней частью стержня голени, либо килем стопы, либо соединительным элементом, соединяющим стержень голени и киль стопы.

15. Протез стопы по п.11, в котором упомянутое устройство расположено сзади стержня голени.

45 16. Протез стопы по п.11, в котором упомянутое устройство включает в себя, по меньшей мере, одну гибкую перемычку, соединяющую верхнюю часть стержня голени и нижнюю часть протеза стопы, и, по меньшей мере, одну пружину, которая упруго отклоняется упомянутой, по меньшей мере, одной перемычкой в ответ на движение вперед верхнего конца стержня голени для запасания энергии.

50 17. Протез стопы по п.16, включающий в себя средство для регулирования длины перемычки, допускающее предварительную нагрузку упомянутой, по меньшей мере, одной пружины.

18. Протез стопы по п.16, в котором упомянутая, по меньшей мере, одна пружина находится рядом с упомянутой, по меньшей мере, одной гибкой перемычкой, вызывая изменение направления этой перемычки.

19. Протез стопы по п.16, в котором упомянутая, по меньшей мере, одна гибкая перемычка соединена с упругой частью кия стопы, которая служит в качестве упомянутой, по меньшей мере, одной пружины.

20. Протез стопы, содержащий проходящий в продольном направлении киль стопы, упругий стержень голени, имеющий нижний конец, соединенный с килем стопы, обращенную вперед выпукло изогнутую нижнюю часть, проходящую вверх от кия стопы, и верхний конец для соединения с гильзой протеза нижней конечности на культе ноги человека, упругий стержень голени является изгибающимся в продольном направлении при ходьбе человека, перенесшего ампутацию, для запасания и высвобождения энергии, причем верхний конец выполнен с возможностью продольного движения относительно кия стопы в ответ на силовую нагрузку и разгрузку стержня голени во время использования протеза стопы, упругое икроножное устройство, соединенное с верхней частью стержня голени и нижней частью протеза стопы, причем это устройство способно изгибаться, запасая энергию во время силовой нагрузки протеза стопы и возвращая запасенную энергию во время силовой разгрузки для увеличения кинетической энергии, генерируемой для движущей силы протезом стопы при ходьбе, при этом стержень голени и икроножное устройство, выполнены монолитно.

21. Протез стопы по п.20, в котором, по меньшей мере, задняя часть кия стопы также выполнена монолитно со стержнем голени и икроножным устройством.

22. Протез стопы по п.20, в котором нижний конец икроножного устройства шарнирно соединен с задней частью кия стопы.

23. Протез стопы по п.20, в котором киль стопы также выполнен монолитно со стержнем голени и икроножным устройством.

24. Протез стопы, содержащий проходящий в продольном направлении киль стопы, упругий стержень голени, имеющий нижний конец, соединенный с килем стопы, обращенную вперед выпукло изогнутую нижнюю часть, проходящую вверх от кия стопы, и верхний конец для соединения с гильзой протеза нижней конечности на культе ноги человека, упругий стержень голени является изгибающимся в продольном направлении при ходьбе человека, перенесшего ампутацию, для запасания и высвобождения энергии, причем верхний конец выполнен с возможностью продольного движения относительно кия стопы в ответ на силовую нагрузку и разгрузку стержня голени во время использования протеза стопы, упругое икроножное устройство, соединенное с верхней частью стержня голени и нижней частью протеза стопы, причем это устройство способно изгибаться, запасая энергию во время силовой нагрузки протеза стопы и возвращая запасенную энергию во время силовой разгрузки для увеличения кинетической энергии, генерируемой для движущей силы протезом стопы при ходьбе, при этом протез стопы включает в себя множество продольных секций, каждая из которых включает в себя соответствующие секции кия стопы, стержня голени и икроножного устройства, причем эти продольные секции на своих дистальных концах подвижны независимо друг от друга, а их проксимальные концы выполнены как единое целое друг с другом.

25. Протез стопы по п.24, в котором продольные секции включают в себя секции разной ширины.

26. Протез стопы по п.24, в котором продольные секции включают в себя секции с дистальными поверхностями килей стоп, находящимися на разных высотах.

27. Протез стопы по п.24, в котором имеются три продольные секции, расположенные бок о бок, при этом центральная секция имеет дистальную поверхность кия стопы на высоте большей, чем у дистальной поверхности соседних секций.

28. Протез стопы по п.24, в котором каждая из продольных секций выполнена монолитно, и они выполнены монолитно друг с другом на проксимальных концах своих секций стержней голени.

29. Протез стопы, содержащий проходящий в продольном направлении киль стопы, упругий стержень голени, имеющий нижний конец, соединенный с килем стопы крепежным приспособлением, обращенную вперед выпукло изогнутую нижнюю часть, проходящую

- вверх от кия стопы, и верхний конец для соединения с гильзой протеза нижней конечности на культе ноги человека, упругий стержень голени выполнен с возможностью изгиба в продольном направлении при ходьбе человека, перенесшего ампутацию, для запасания и высвобождения энергии, причем верхний конец выполнен с возможностью
- 5 продольного движения относительно кия стопы в ответ на силовую нагрузку и разгрузку стержня голени во время использования протеза стопы, устройство, соединенное с верхней частью стержня голени и нижней частью протеза стопы для изменения характеристики изгиба в сагиттальной плоскости при продольном движении верхнего конца
- 10 стержня голени относительно кия стопы во время использования протеза стопы, при этом нижняя часть протеза стопы, с которой соединено упомянутое устройство, является либо нижней частью стержня голени, либо килем стопы, либо соединительным элементом крепежного приспособления, соединяющим стержень голени и киль стопы, при этом
- 15 крепежное приспособление включает соединительный элемент и первый и второй съемные крепежные элементы, соединительный элемент соединен с нижним концом стержня голени первым съемным крепежным элементом, а стержень голени присоединен к килю стопы вторым съемным крепежным элементом, при этом первый съемный крепежный элемент в соединительном элементе находится на расстоянии в переднем направлении от второго
- 20 съемного крепежного элемента для увеличения активной длины стержня голени, и тем самым динамической реакции стержня голени при ходьбе.
30. Способ генерирования кинетической энергии для движущей силы в протезе стопы, заключающийся в том, что обеспечивают протез стопы, имеющий проходящий в продольном направлении киль стопы, прикрепленный к упругому стержню голени, образующему лодыжку и нижнюю часть протеза ноги, для соединения с гильзой протеза
- 25 нижней конечности на культе ноги человека, причем упомянутый стержень голени включает в себя обращенную вперед выпукло изогнутую часть, проходящую вверх от кия стопы, и верхний конец, который изгибается в продольном направлении при ходьбе человека, перенесшего ампутацию, для запасания и высвобождения энергии, и верхний конец совершает продольное движение относительно кия стопы при силовой нагрузке и разгрузке протеза стопы, используют икроножное устройство на протезе стопы для
- 30 запасания энергии во время силовой нагрузки протеза стопы и возврата запасенной энергии во время силовой разгрузки для увеличения кинетической энергии, генерируемой для движущей силы протезом стопы при ходьбе, при этом запасание энергии икроножным устройством включает в себя упругое отклонение, по меньшей мере, одной пружины икроножного устройства во время движения вперед верхнего конца стержня голени.
- 35 31. Способ по п.30, предусматривающий начальную нагрузку упомянутой, по меньшей мере, одной пружины икроножного устройства для упругого отклонения верхнего конца стержня голени для осуществления движения назад при ходьбе.
32. Способ по п.30, предусматривающий регулирование величины начальной нагрузки упомянутой, по меньшей мере, одной пружины для изменения характеристики
- 40 относительной гибкости стержня голени для осуществления движения назад и движения вперед с силовой нагрузкой и разгрузкой при ходьбе.
33. Способ по п.32, в котором упомянутое регулирование осуществляют таким образом, что соотношение крутящих моментов лодыжки протеза стопы при ходьбе достигает соотношения крутящих моментов лодыжки человеческой стопы, причем соотношение
- 45 крутящих моментов лодыжки определяется как частное от деления пикового крутящего момента лодыжки при дорсальном изгибе, возникающего в более поздней фазе отталкивания при ходьбе, на крутящий момент лодыжки при подошвенном изгибе, возникающий при начальной реакции нагрузки при постановке стопы плоско после удара пяткой при ходьбе.
- 50 34. Способ по п.33, в котором упомянутое регулирование осуществляют с увеличением пикового крутящего момента лодыжки при дорсальном изгибе, возникающего в более поздней фазе отталкивания при ходьбе, и уменьшением крутящего момента лодыжки при подошвенном изгибе, возникающего при начальной реакции нагрузки при постановке стопы

плоско после удара пяткой при ходьбе таким образом, что первый имеет порядок величины больший, чем последний.

35. Способ по п.33, при котором соотношение крутящих моментов лодыжки увеличивают примерно до 11:1.

5 36. Способ по п.30, в котором упомянутый киль стопы включает в себя вогнутость, образованную продольной дугой среднего отдела упомянутой стопы, и при этом упомянутая вогнутость расширяется во время упомянутой силовой нагрузки для запасания энергии и высвобождает энергию на упомянутых последующих стадиях фазы отталкивания при ходьбе, внося вклад в движущую силу тела человека.

10 37. Способ по п.36, предусматривающий выполнение продольной дуги, при этом ее медиальная сторона имеет относительно более высокую динамическую реакцию, чем латеральная сторона продольной арки.

15 38. Способ по п.36, предусматривающий выполнение вогнутости продольной дуги, медиальная сторона которой имеет больший радиус, чем латеральная сторона продольной дуги.

39. Способ генерирования энергии для движущей силы в протезе стопы, заключающийся в том, что обеспечивают протез стопы, имеющий проходящий в продольном направлении киль стопы и упругий стержень голени, образующий лодыжку и вертикальную прямостоящую голень над лодыжкой, для соединения с гильзой протеза нижней конечности на культе ноги человека, вертикальная прямостоящая голень изгибается в продольном направлении при ходьбе человека, перенесшего ампутацию, для запасания и высвобождения энергии, причем упомянутый стержень голени включает в себя обращенную вперед выпукло изогнутую часть, проходящую вверх от кия стопы, и верхний конец, который во время использования протеза стопы совершает продольное движение относительно кия стопы во время силовой нагрузки и разгрузки протеза стопы, и изменяют соотношение крутящих моментов лодыжки протеза стопы при ходьбе путем использования икроножного устройства на протезе стопы для осуществления изменения характеристики изгиба в сагиттальной плоскости для продольного движения верхнего конца стержня голени в ответ на силовую нагрузку и разгрузку во время использования протеза стопы человеком, причем соотношение крутящих моментов лодыжки определяется как частное от деления пикового крутящего момента лодыжки при дорсальном изгибе, возникающего в более поздней фазе отталкивания при ходьбе, на крутящий момент лодыжки при подошвенном изгибе, возникающий при начальной реакции нагрузки при постановке стопы плоско после удара пяткой при ходьбе.

35 40. Способ по п.39, в котором соотношение крутящих моментов лодыжки изменяют для имитации соотношения крутящих моментов лодыжки человеческой стопы.

41. Способ по п.39, в котором соотношение крутящих моментов лодыжки изменяют таким образом, что упомянутый пиковый крутящий момент лодыжки при дорсальном изгибе, который возникает в протезе, имеет порядок величины больший, чем упомянутый крутящий момент лодыжки при подошвенном изгибе, возникающий при начальной реакции нагрузки при постановке стопы плоско после удара пяткой при ходьбе.

42. Способ по п.39, в котором соотношение крутящих моментов лодыжки изменяют примерно до 11:1.

45 43. Способ по п.39, в котором изменяют соотношение крутящих моментов лодыжки путем использования икроножного устройства, по меньшей мере, с одной из таких целей, как содействие движению назад верхнего конца стержня голени и ограничение движения вперед верхнего конца стержня голени.

44. Способ по п.43, в котором икроножное устройство содействует движению назад верхнего конца стержня голени, упруго отклоняя этот верхний конец для движения назад.

50 45. Способ по п.43, в котором икроножное устройство ограничивает движение вперед верхнего конца стержня голени, упруго отклоняя, по меньшей мере, один элемент икроножного устройства во время движения вперед стержня голени с силовой нагрузкой для запасания энергии с возвратом ее во время силовой разгрузки протеза стопы.

46. Способ по п.39, предусматривающий монолитное выполнение кия стопы, стержня голени и икроножного устройства.

47. Способ по п.39, предусматривающий выполнение кия стопы с упругой продольной дугой, которая может расширяться при ходьбе во время силовой нагрузки протеза стопы  
5 для запасания энергии, которая возвращается во время силовой разгрузки.

48. Способ по п.39, предусматривающий выполнение медиальной стороны продольной дуги имеющей больший радиус, чем латеральная сторона.

10

15

20

25

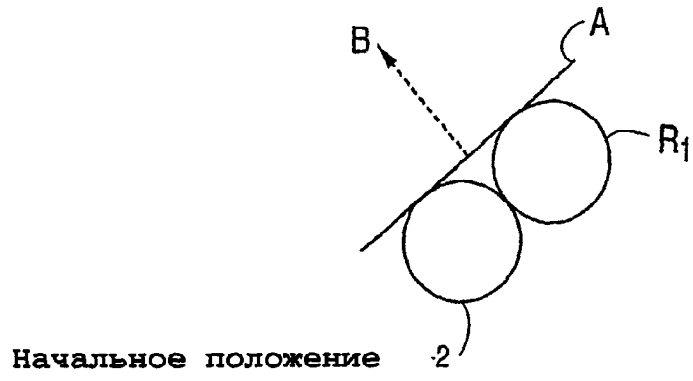
30

35

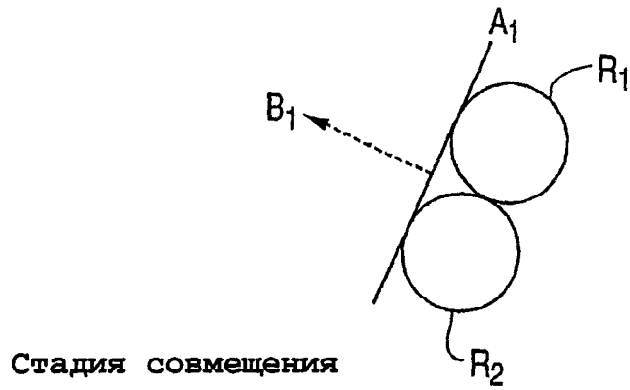
40

45

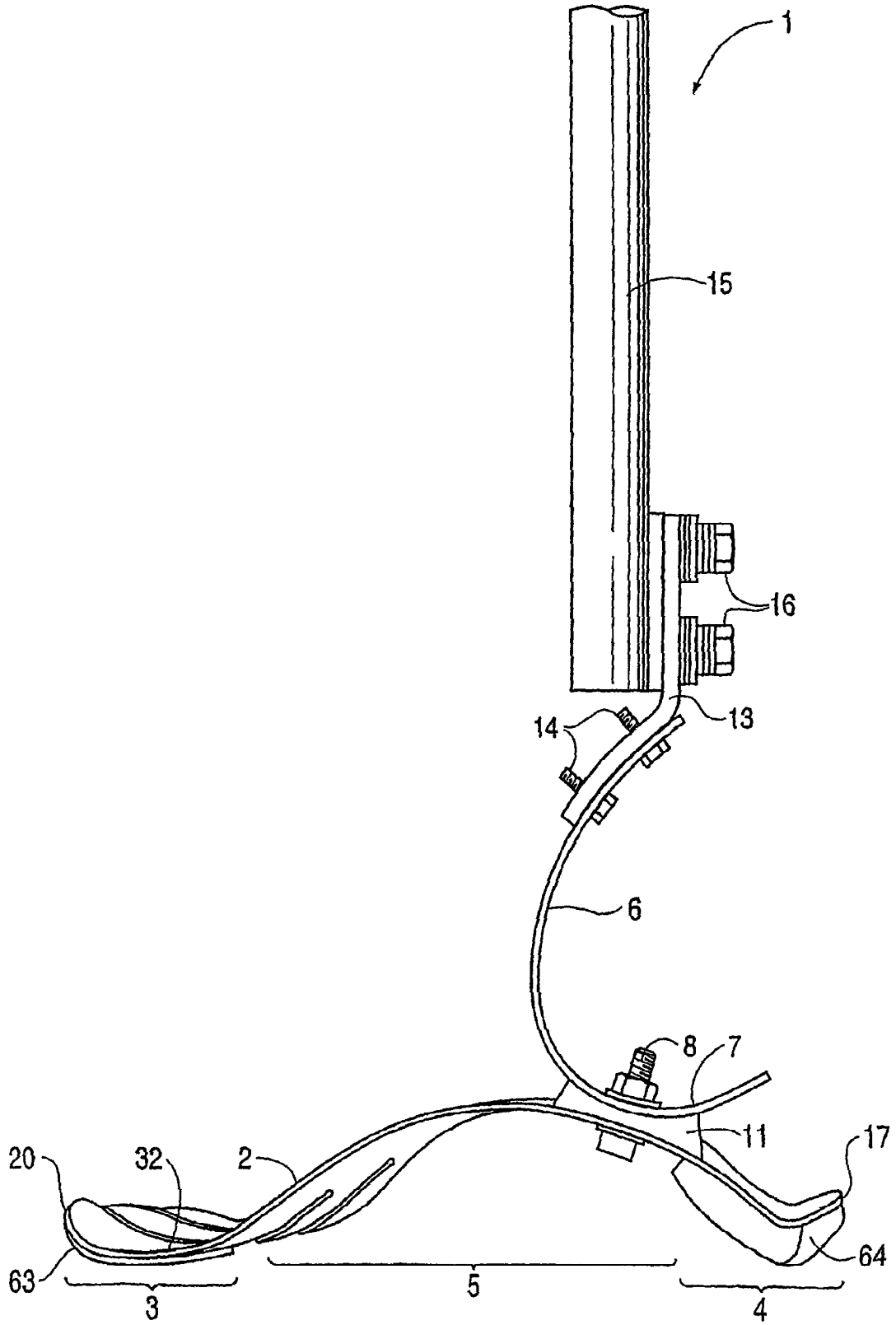
50



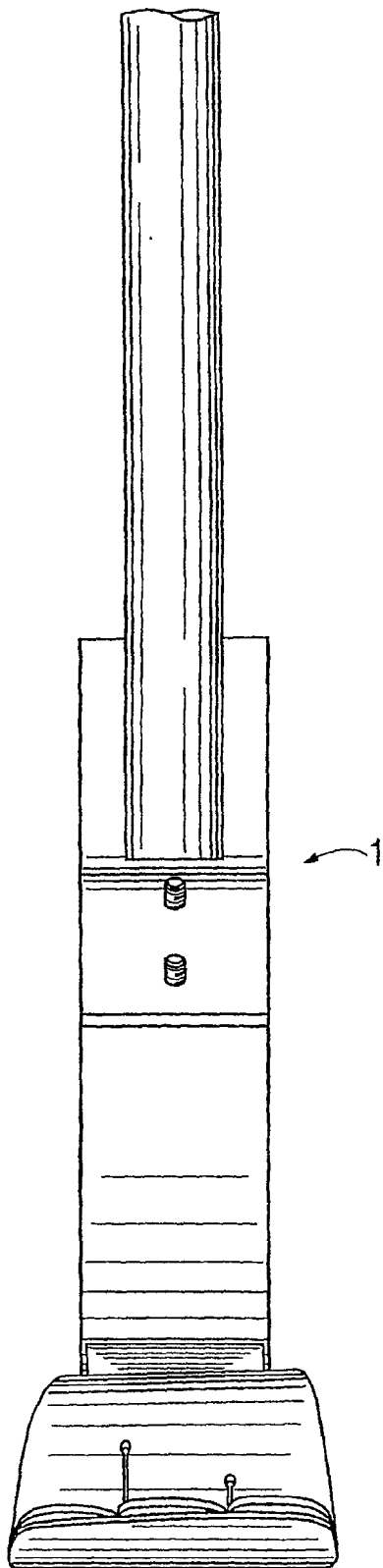
ФИГ. 1



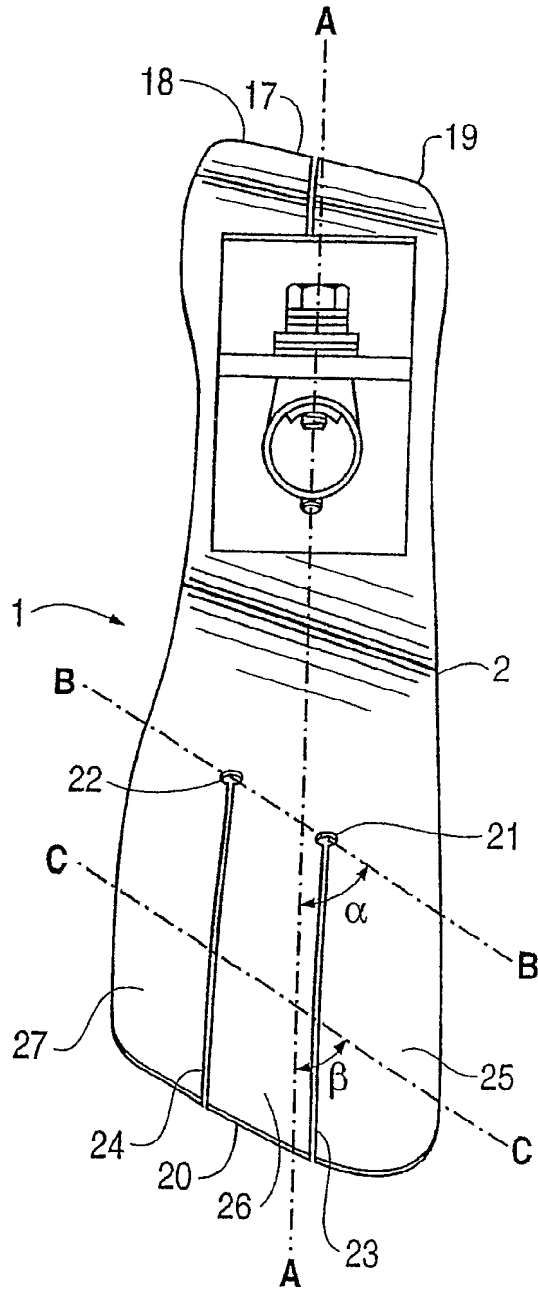
ФИГ. 2



ФИГ. 3



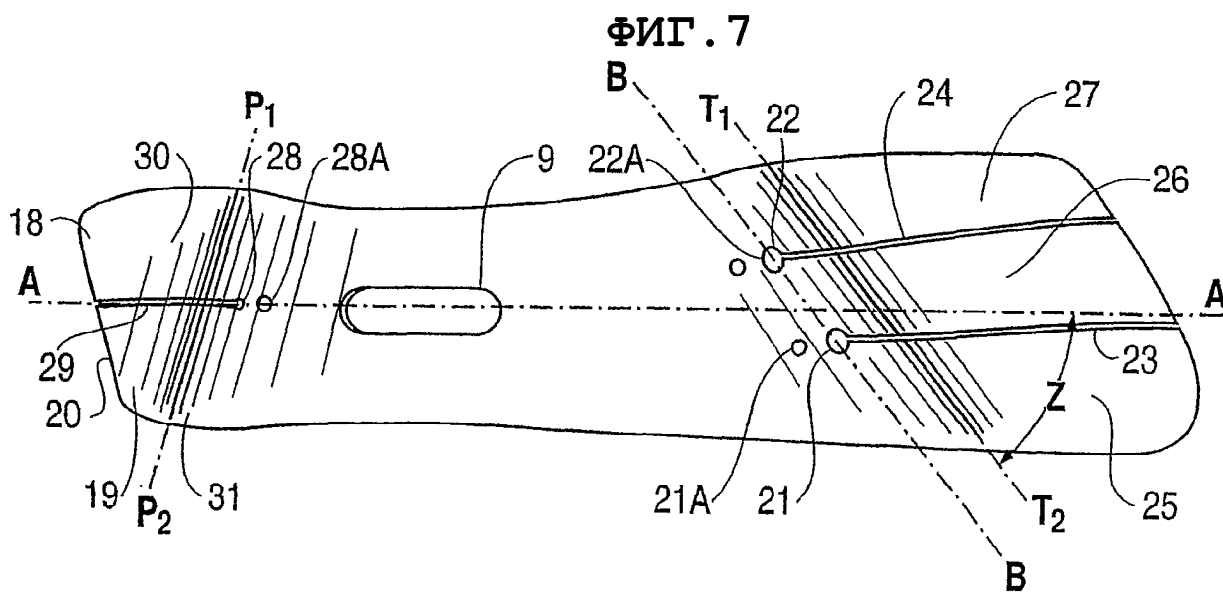
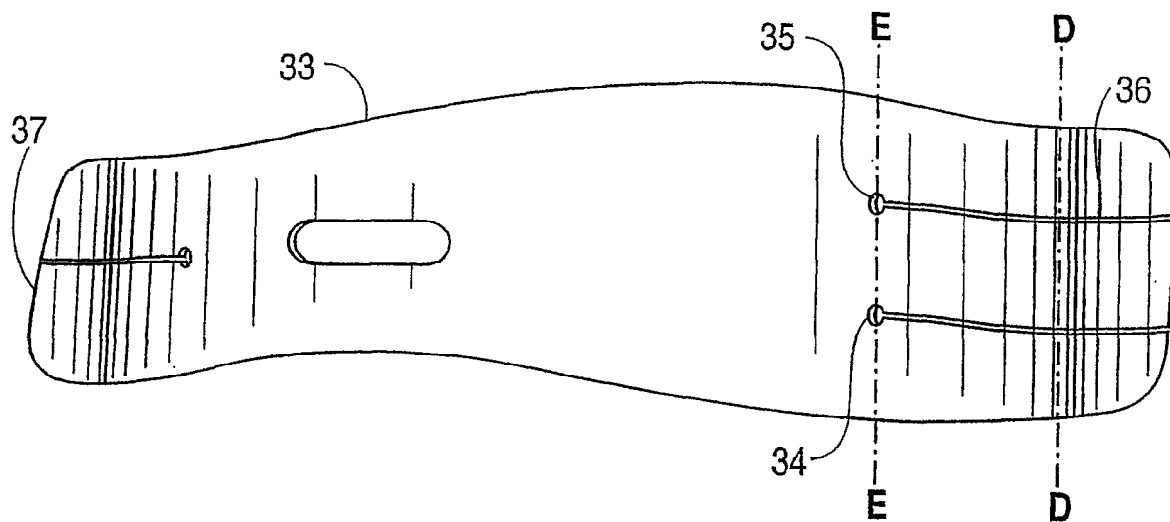
ФИГ. 4



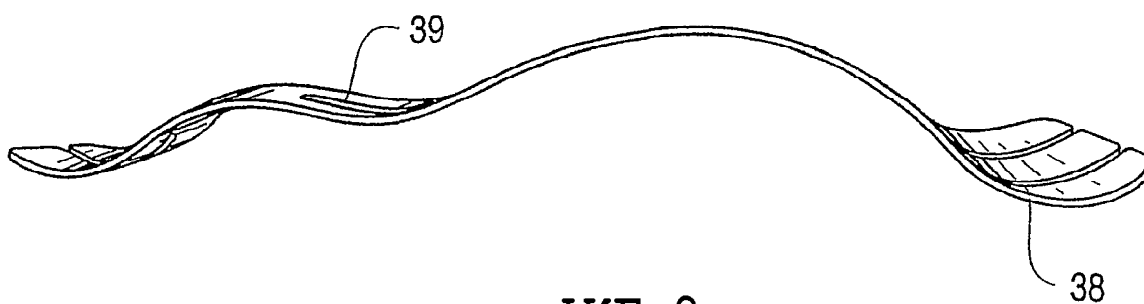
ФИГ. 5



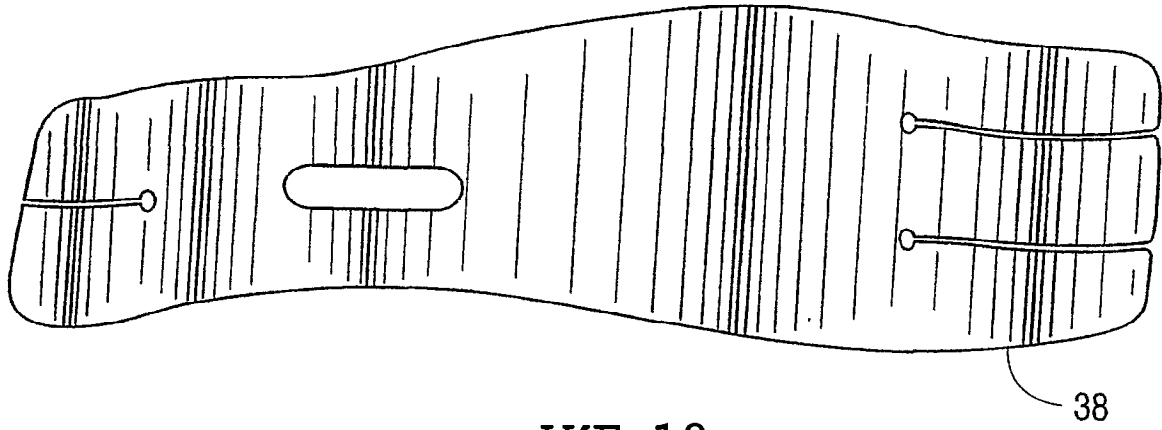
ФИГ. 6



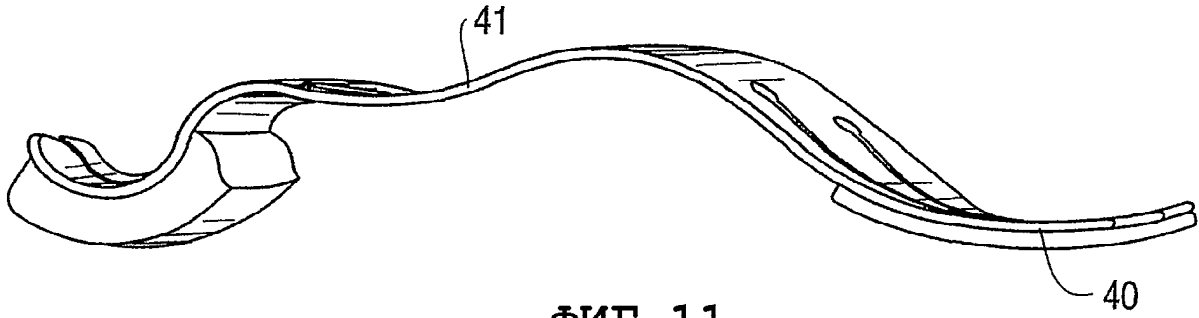
ФИГ. 8



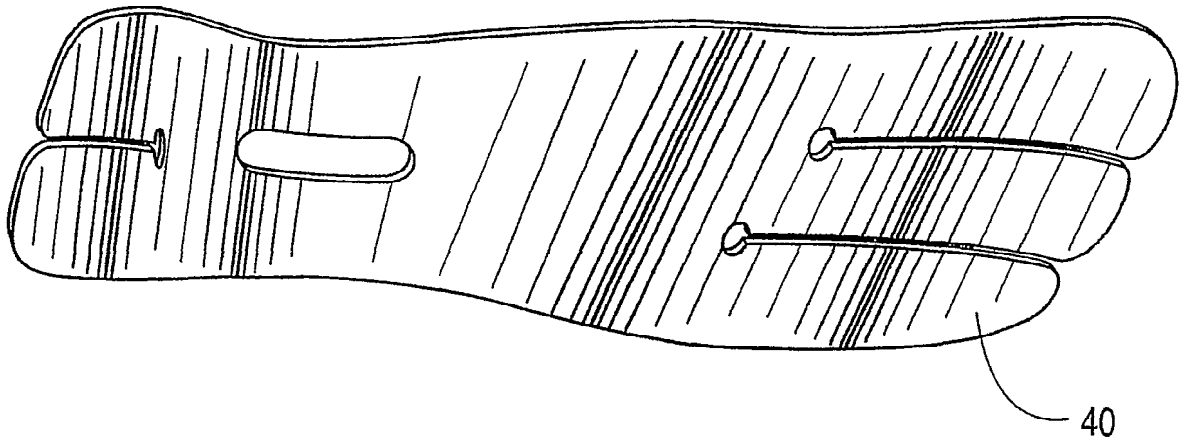
ФИГ. 9



ФИГ. 10



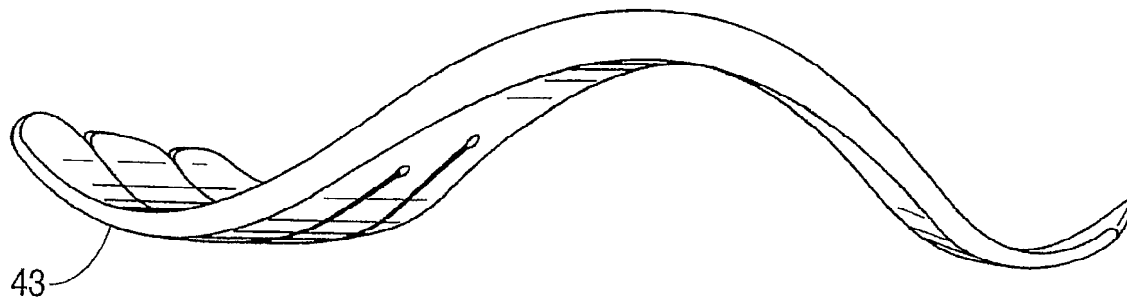
ФИГ. 11



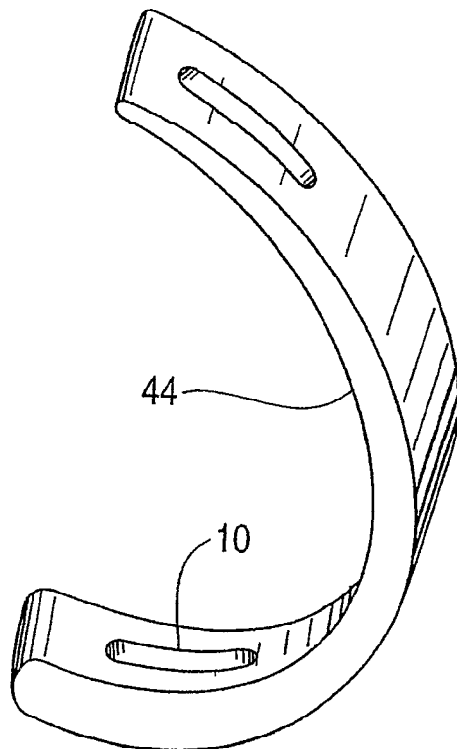
ФИГ. 12



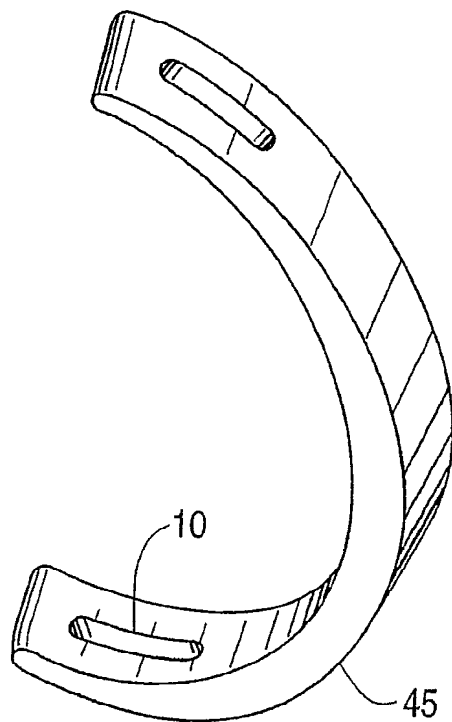
ФИГ. 13



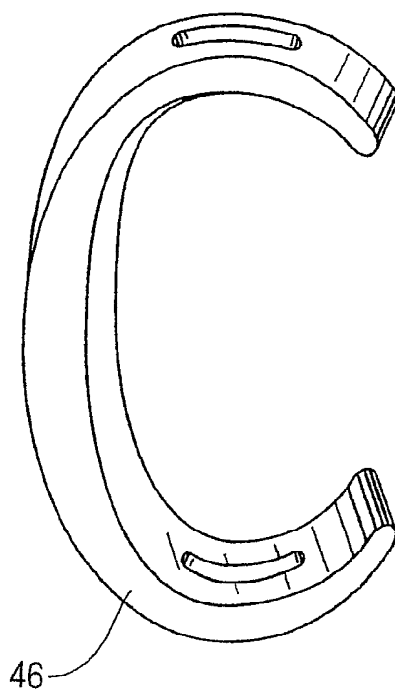
ФИГ. 14



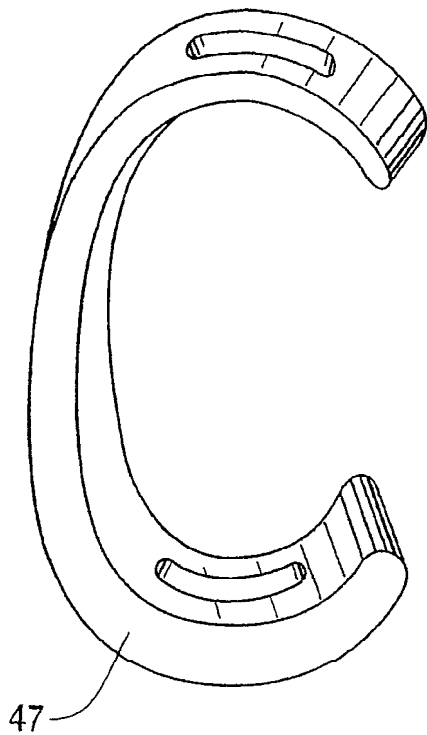
ФИГ. 15



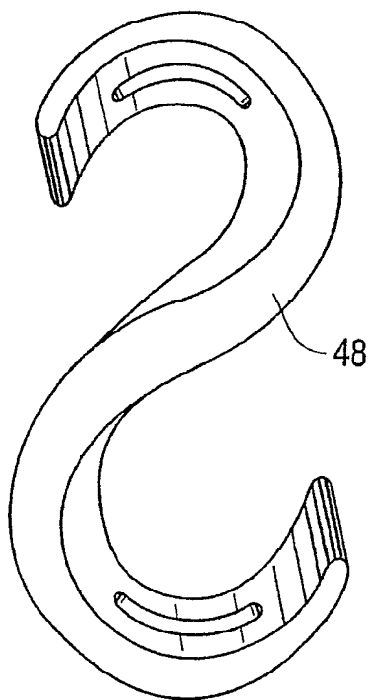
**ФИГ. 16**



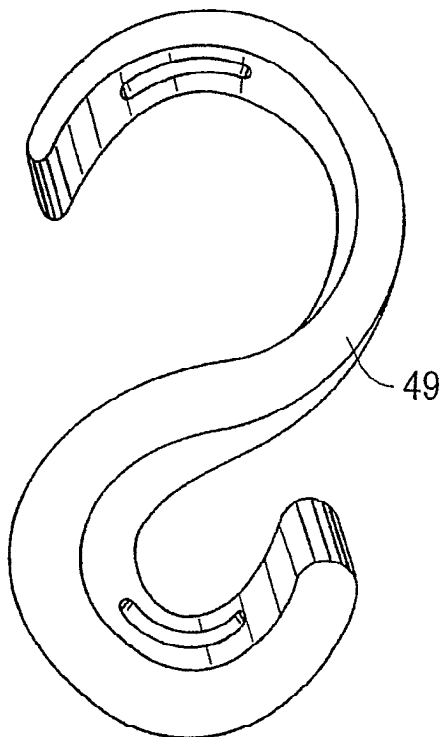
**ФИГ. 17**



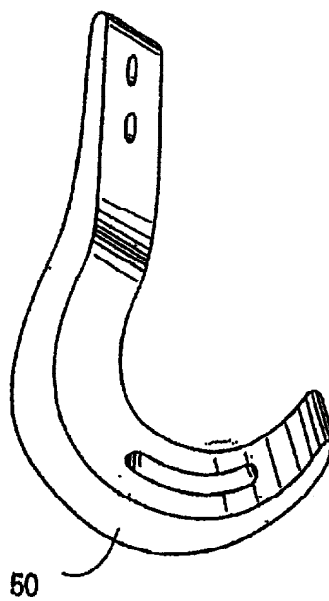
ФИГ. 18



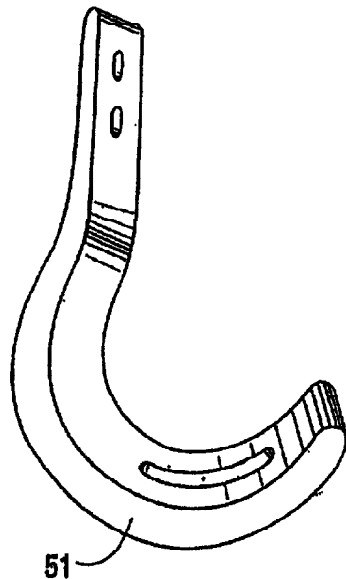
ФИГ. 19



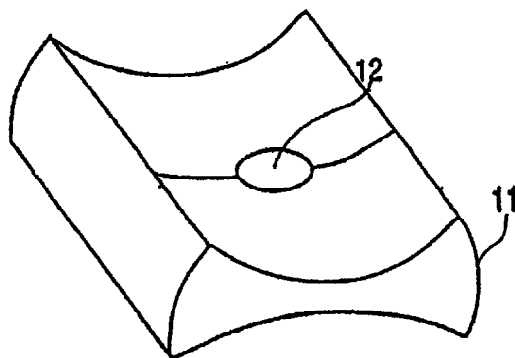
ФИГ. 20



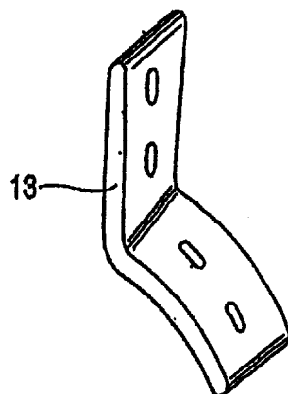
ФИГ. 21



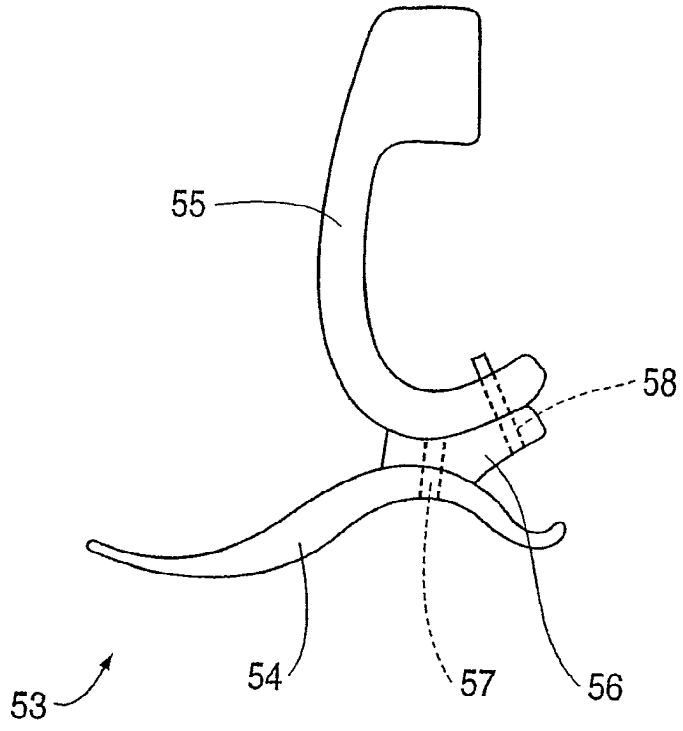
ФИГ.22



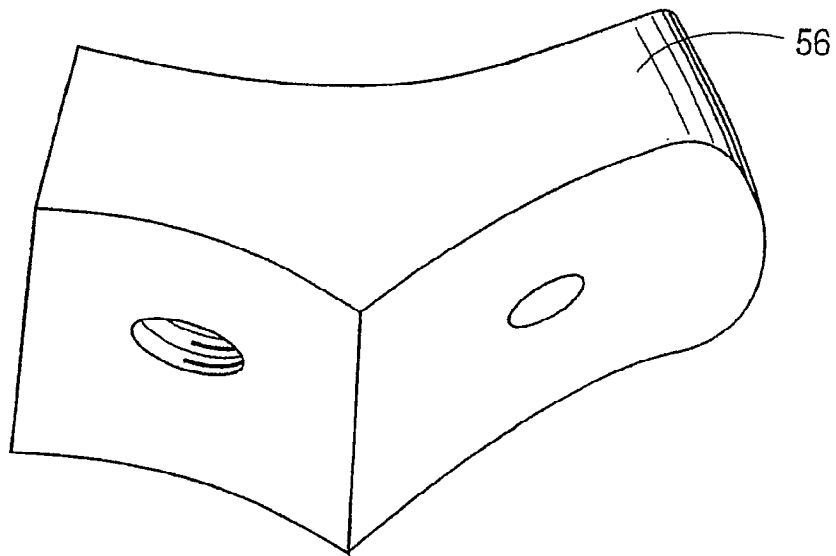
ФИГ.23



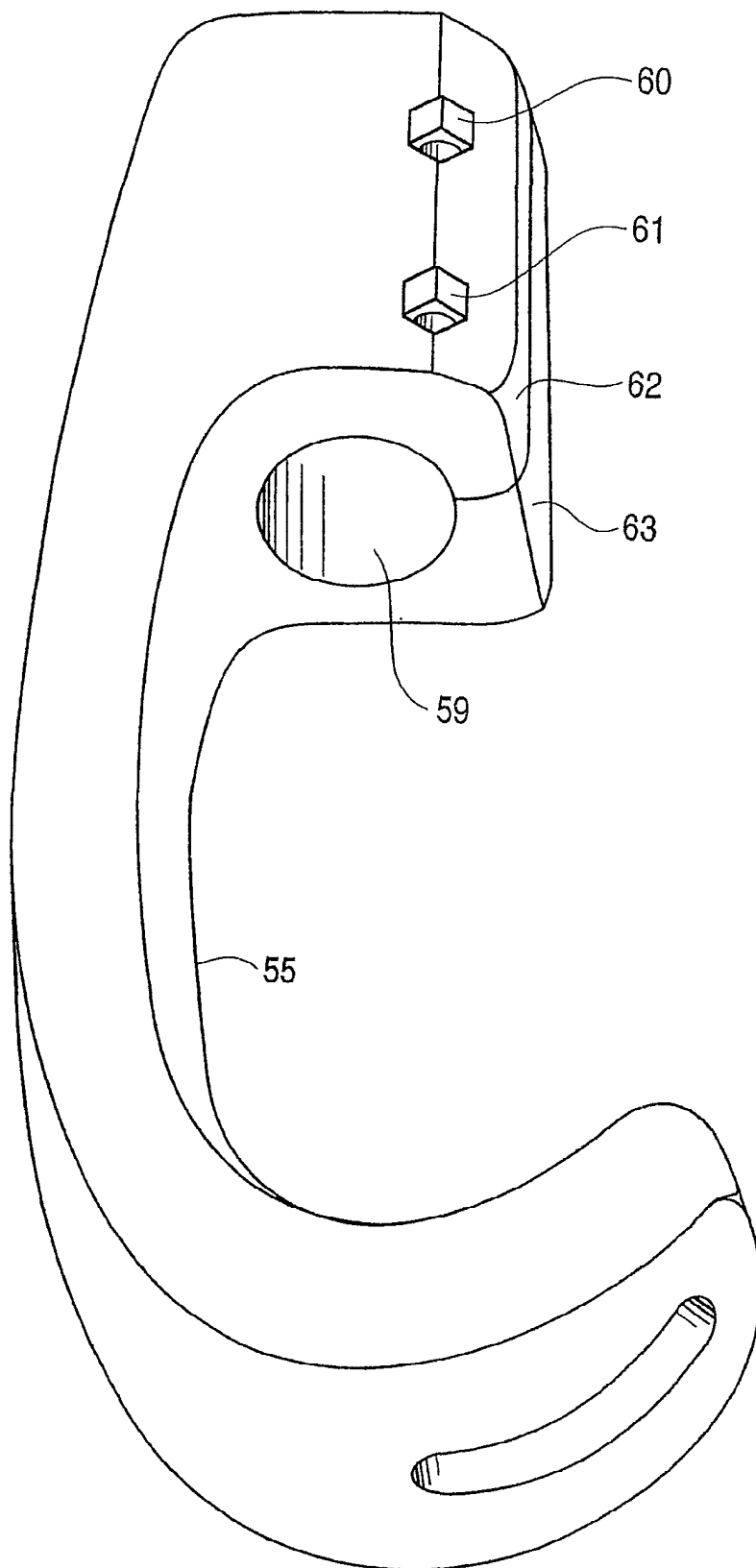
ФИГ.24



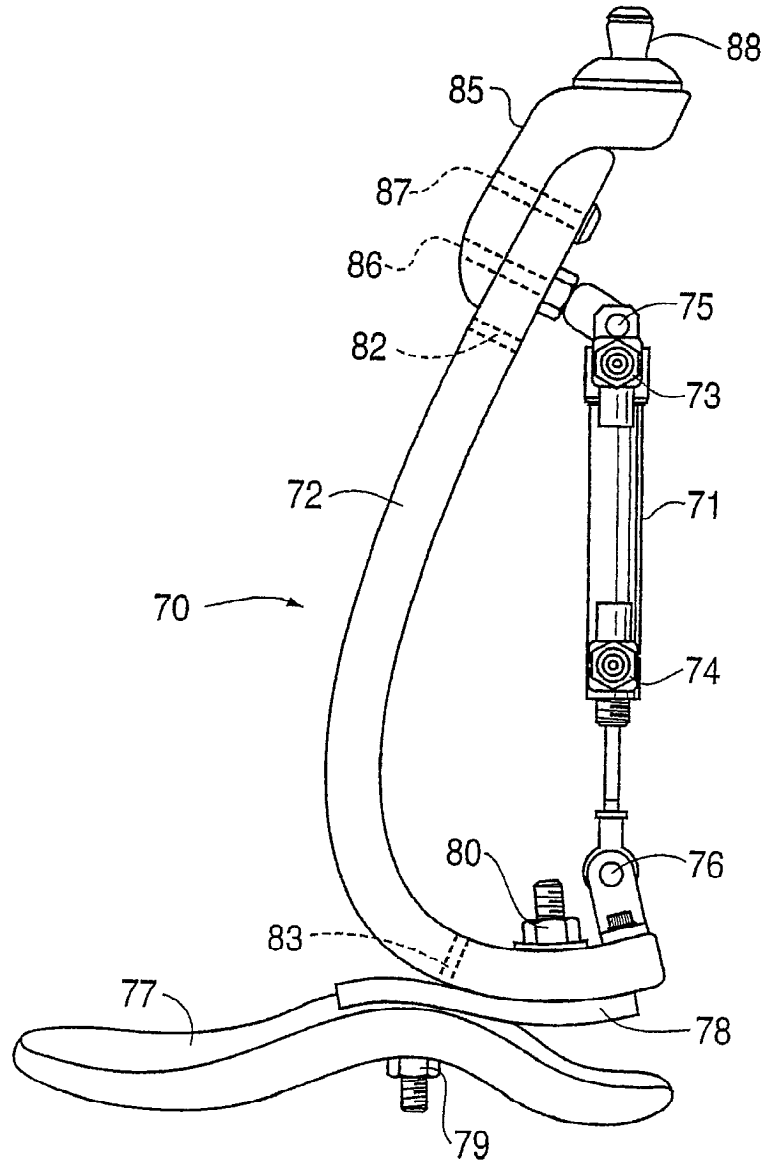
ФИГ. 25



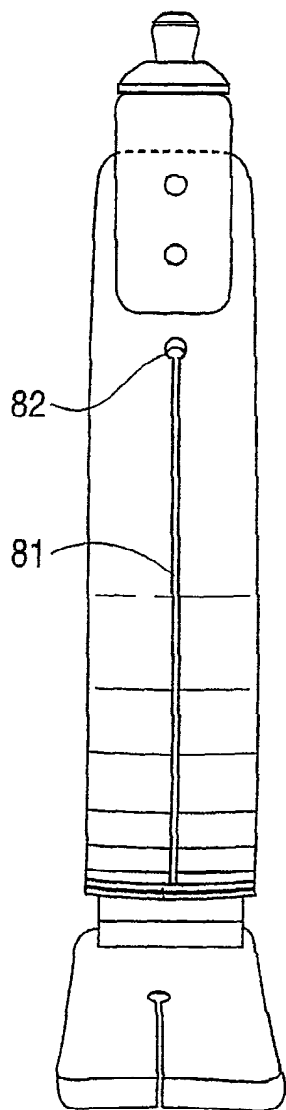
ФИГ. 26



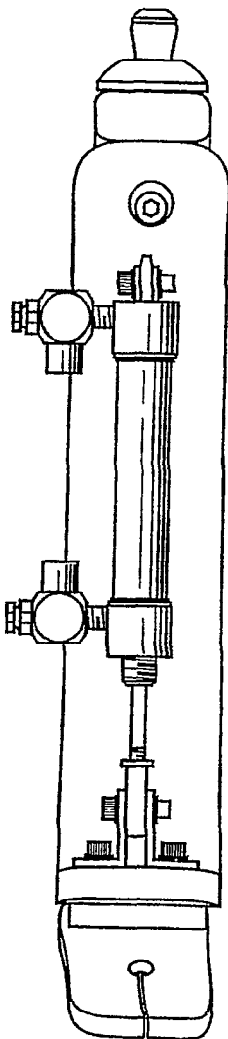
ФИГ. 27



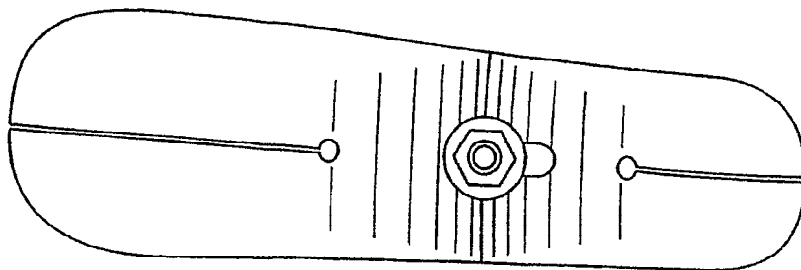
ФИГ. 28



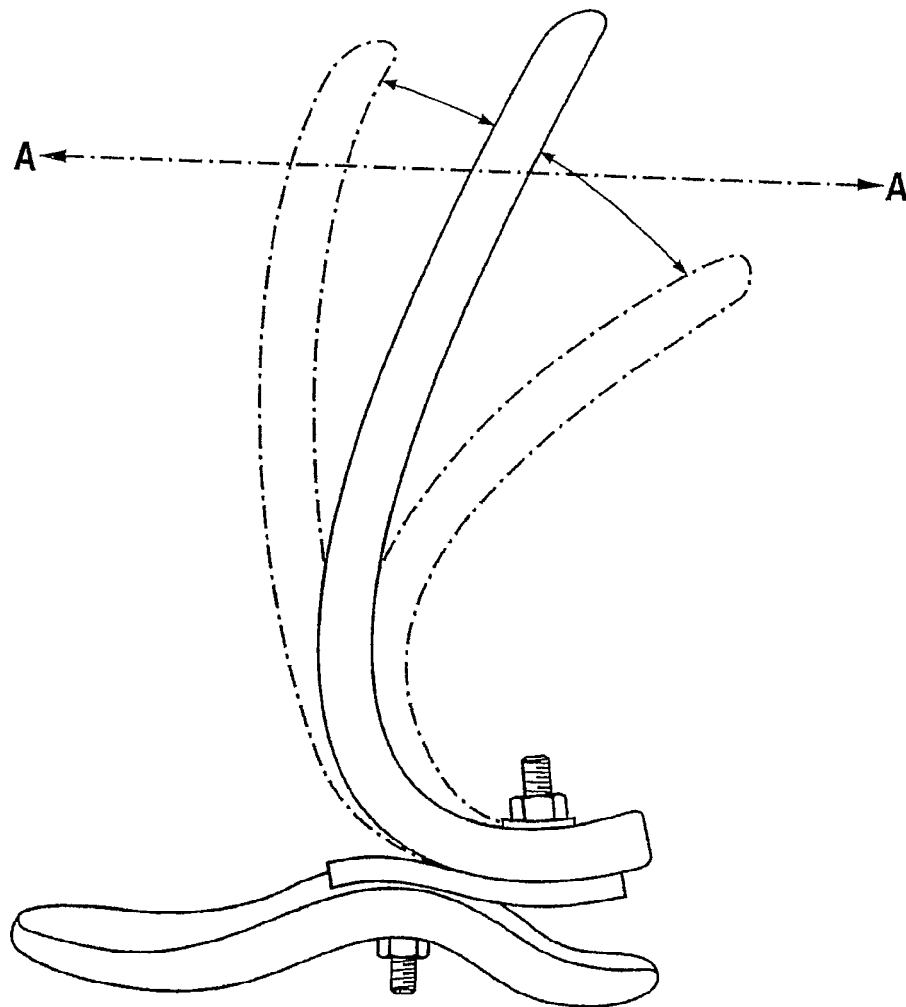
ФИГ. 29



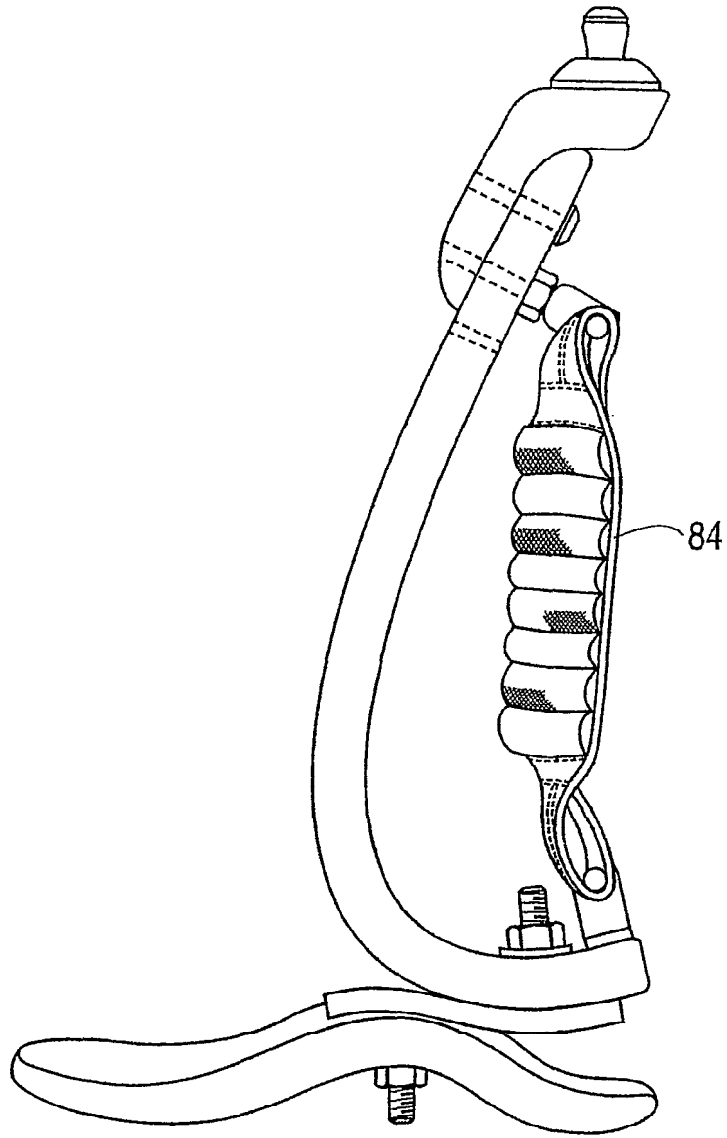
ФИГ. 30



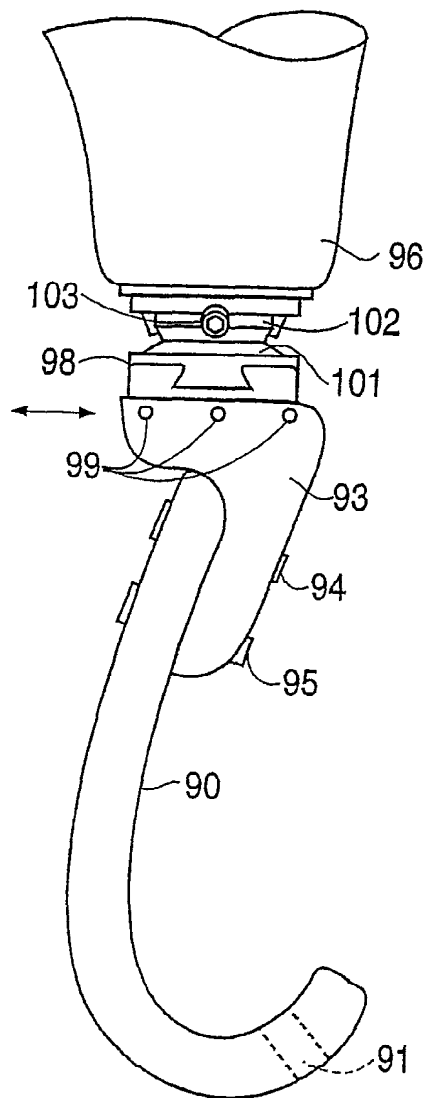
ФИГ. 31



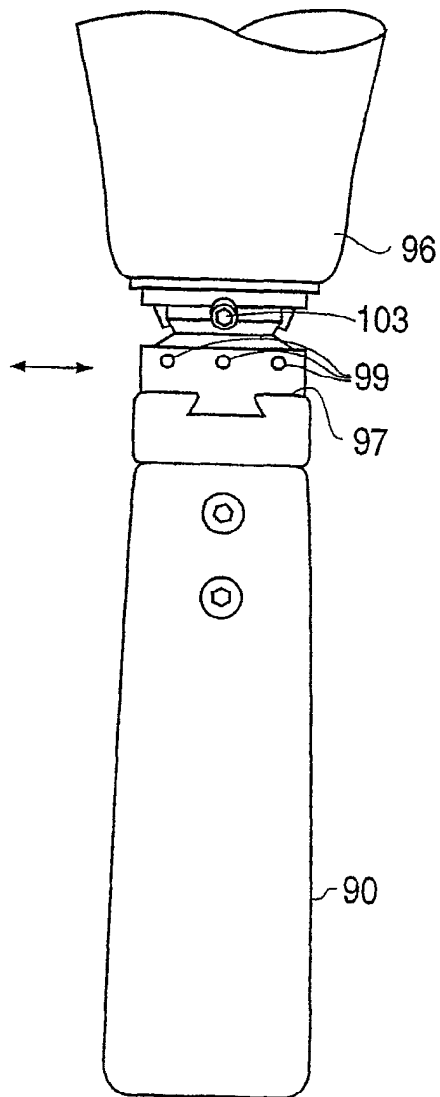
ФИГ. 32



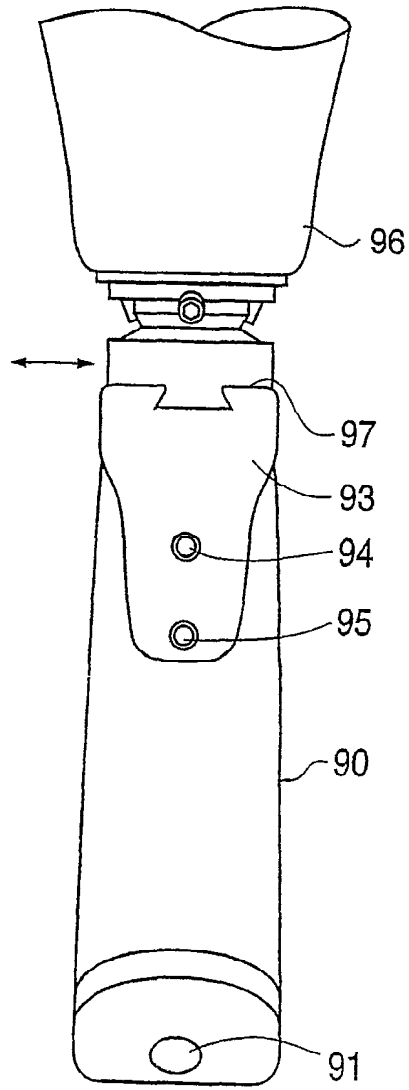
ФИГ. 33



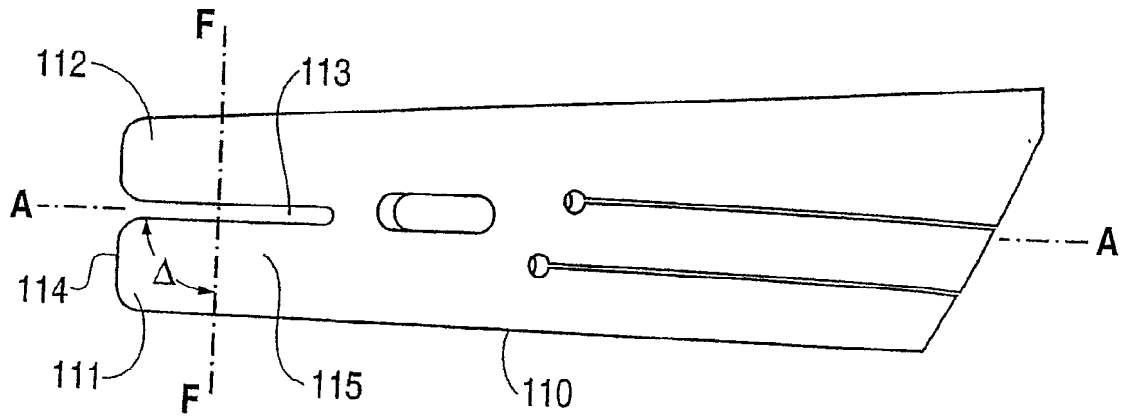
ФИГ. 34



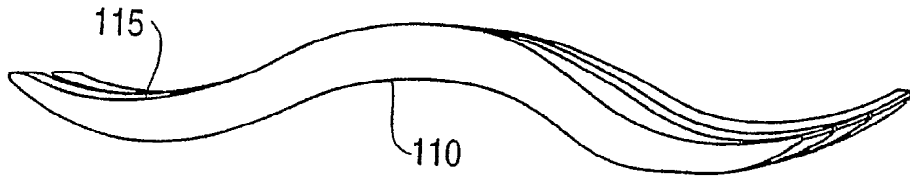
ФИГ. 35



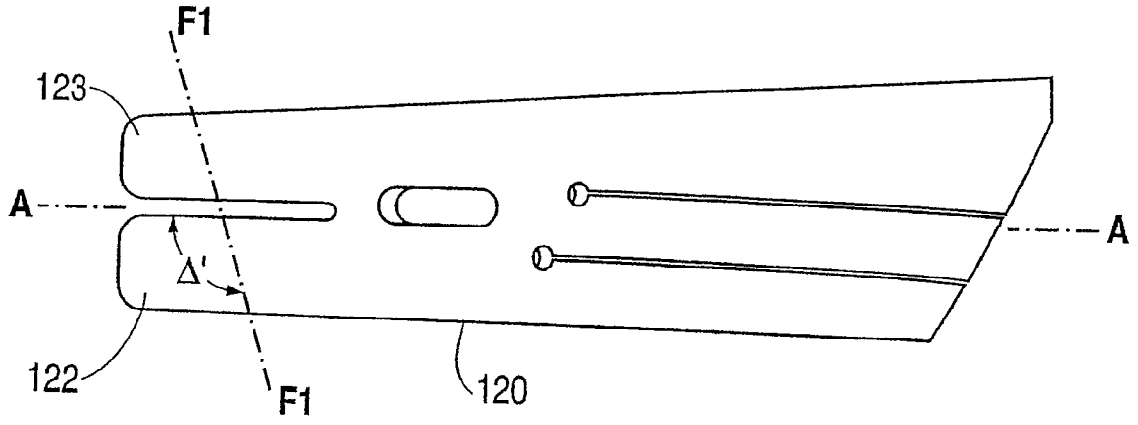
ФИГ. 36



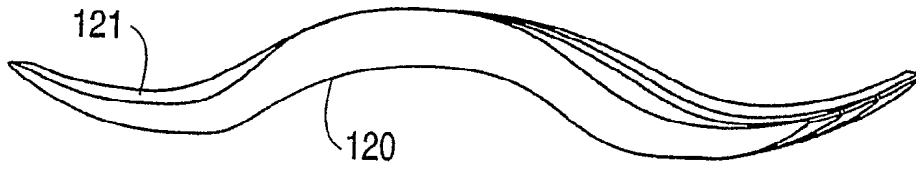
ФИГ. 37



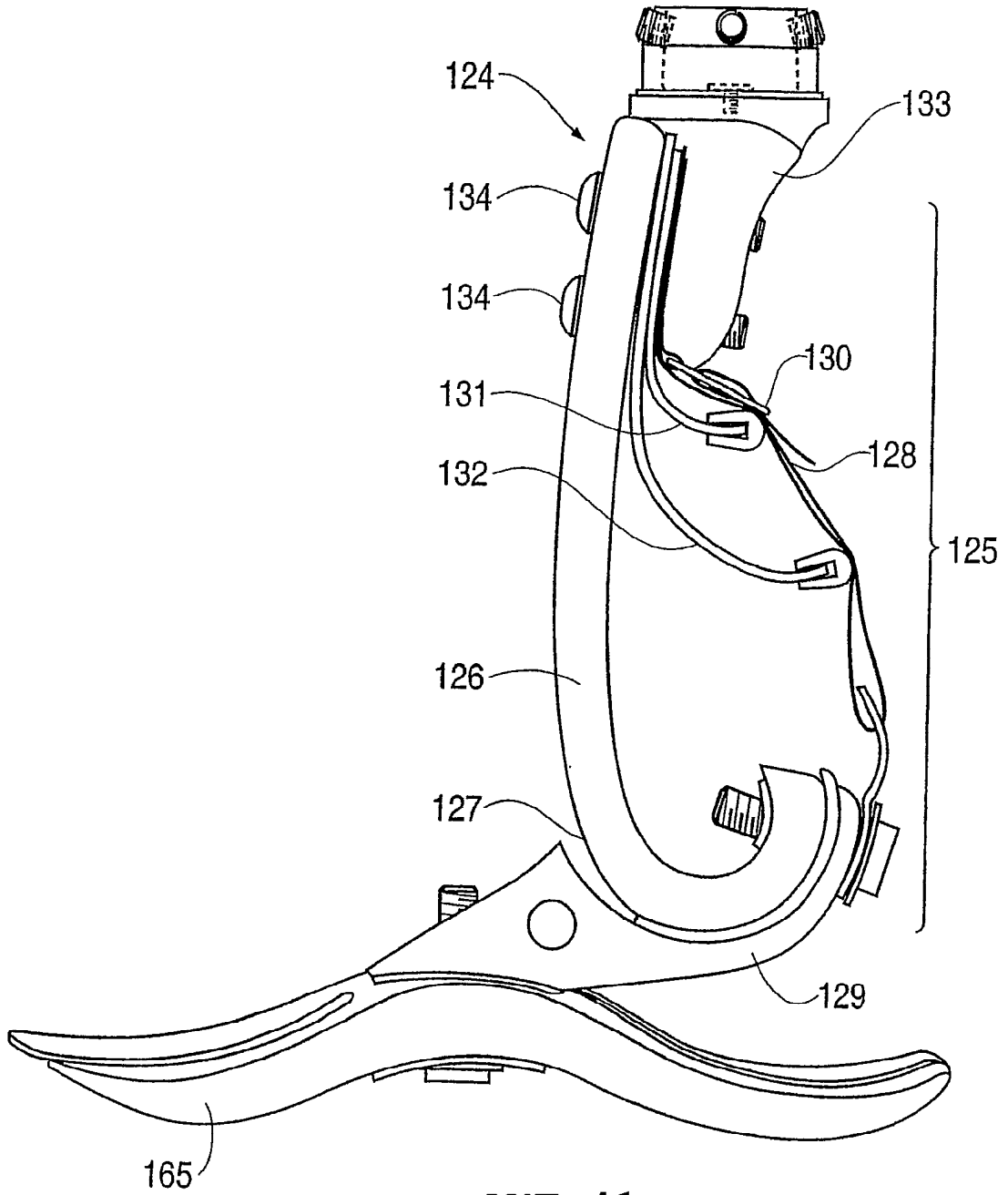
ФИГ. 38



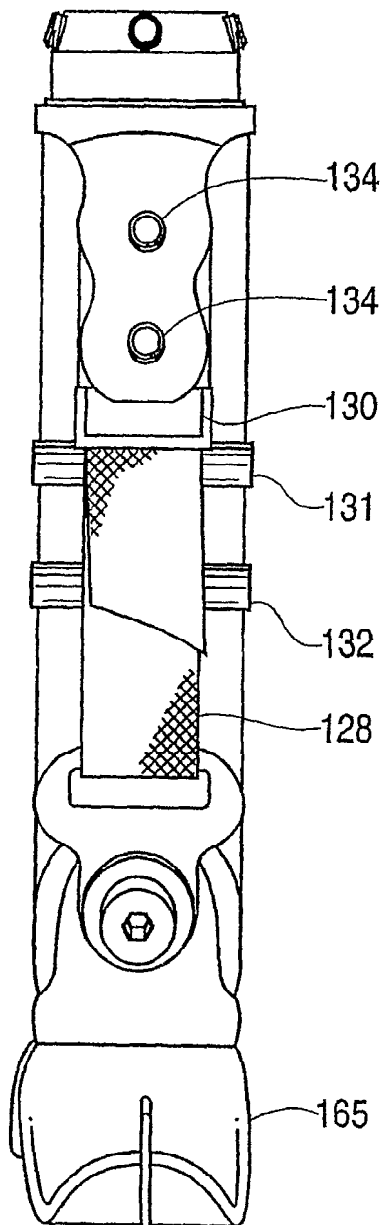
ФИГ. 39



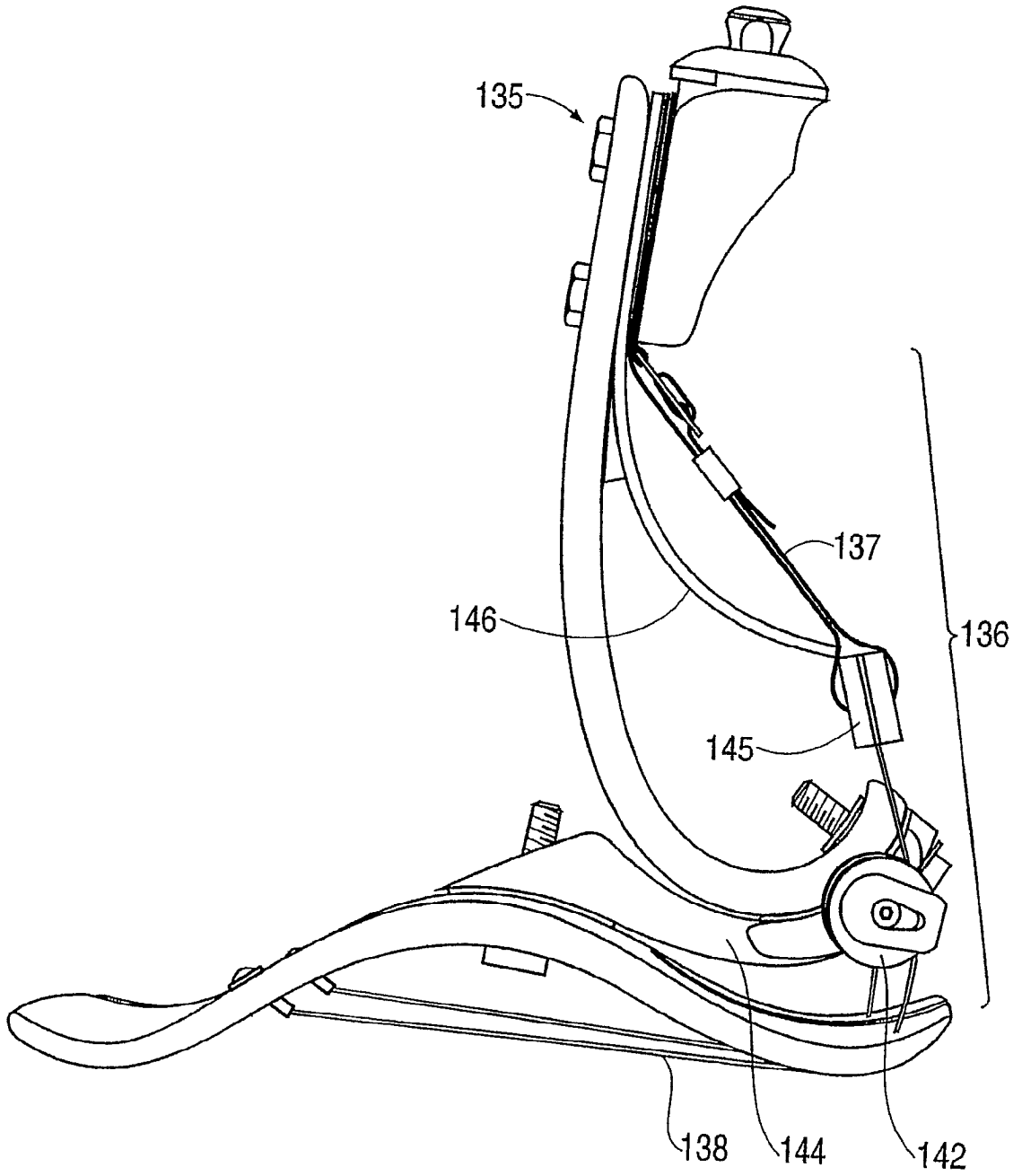
ФИГ. 40



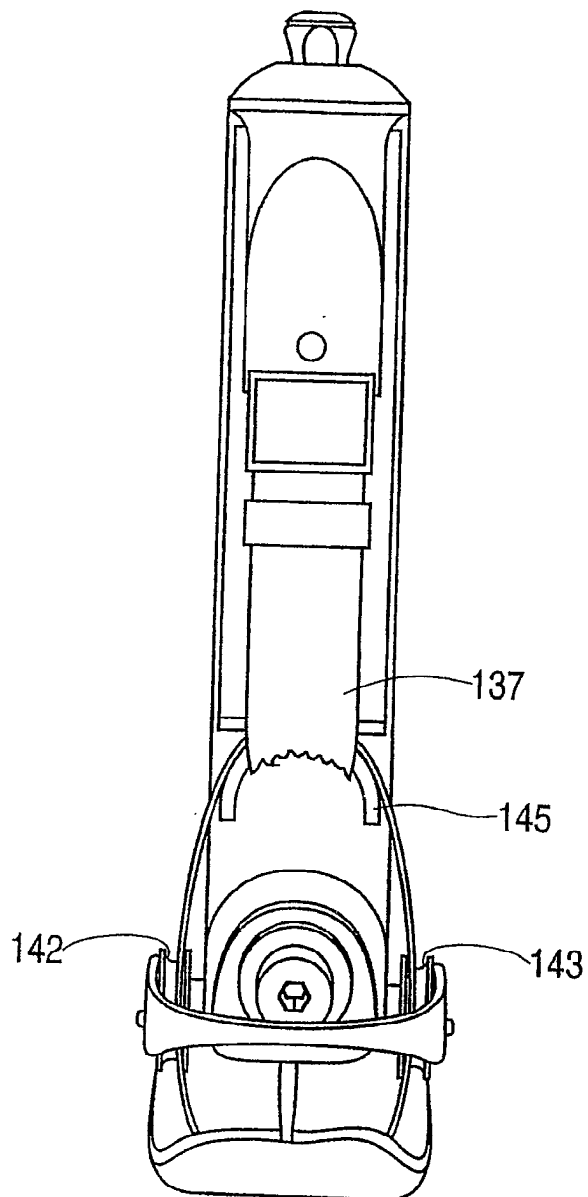
ФИГ. 41



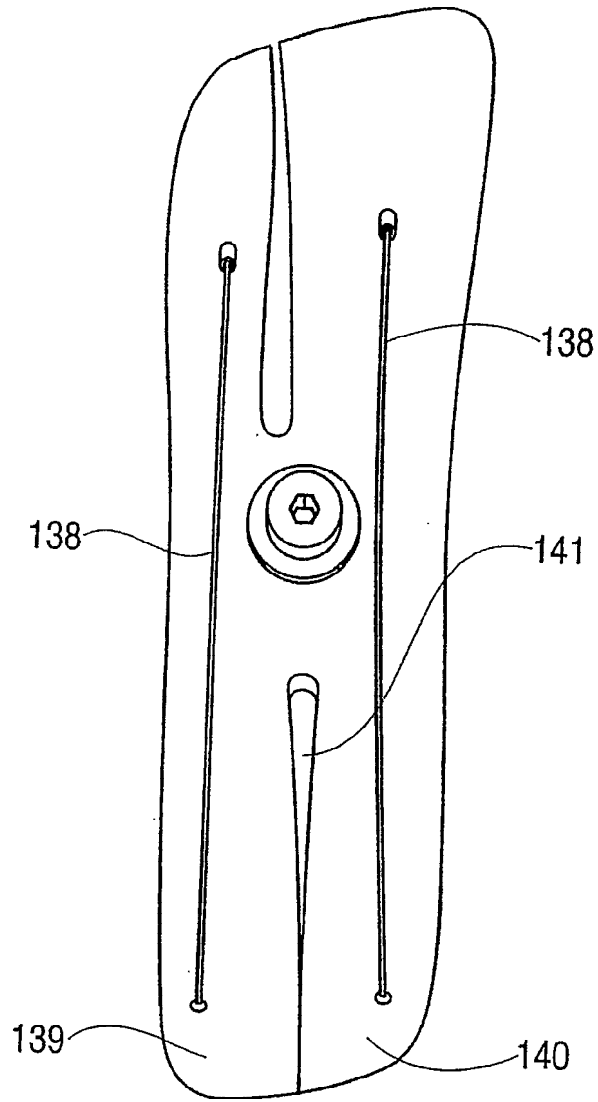
ФИГ. 42



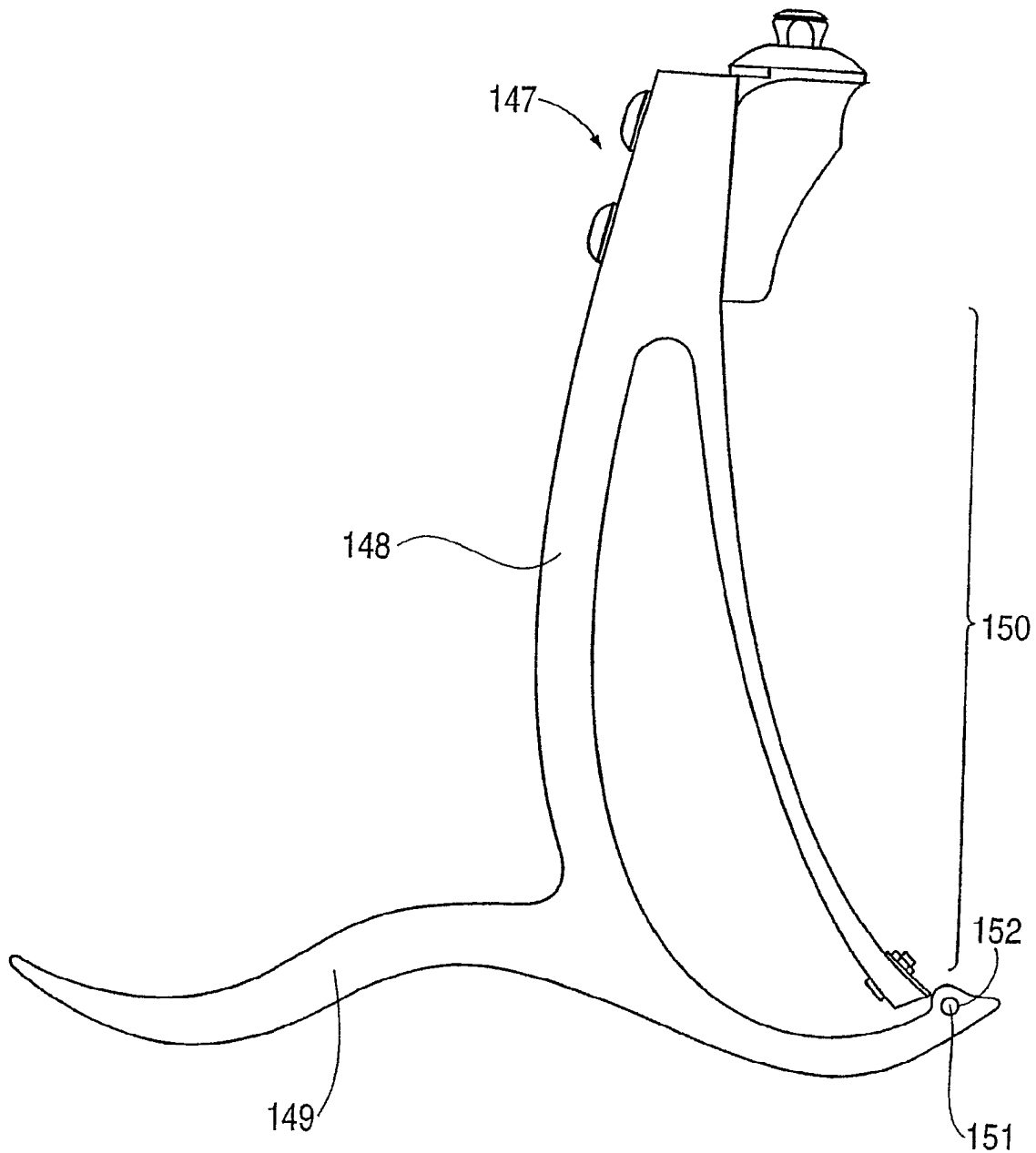
ФИГ. 43



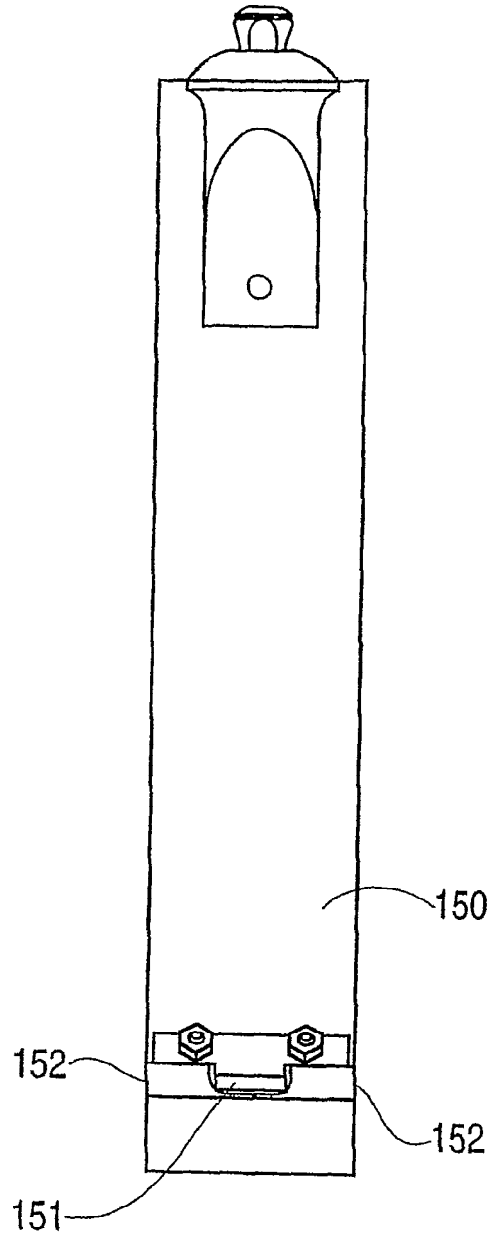
ФИГ. 44



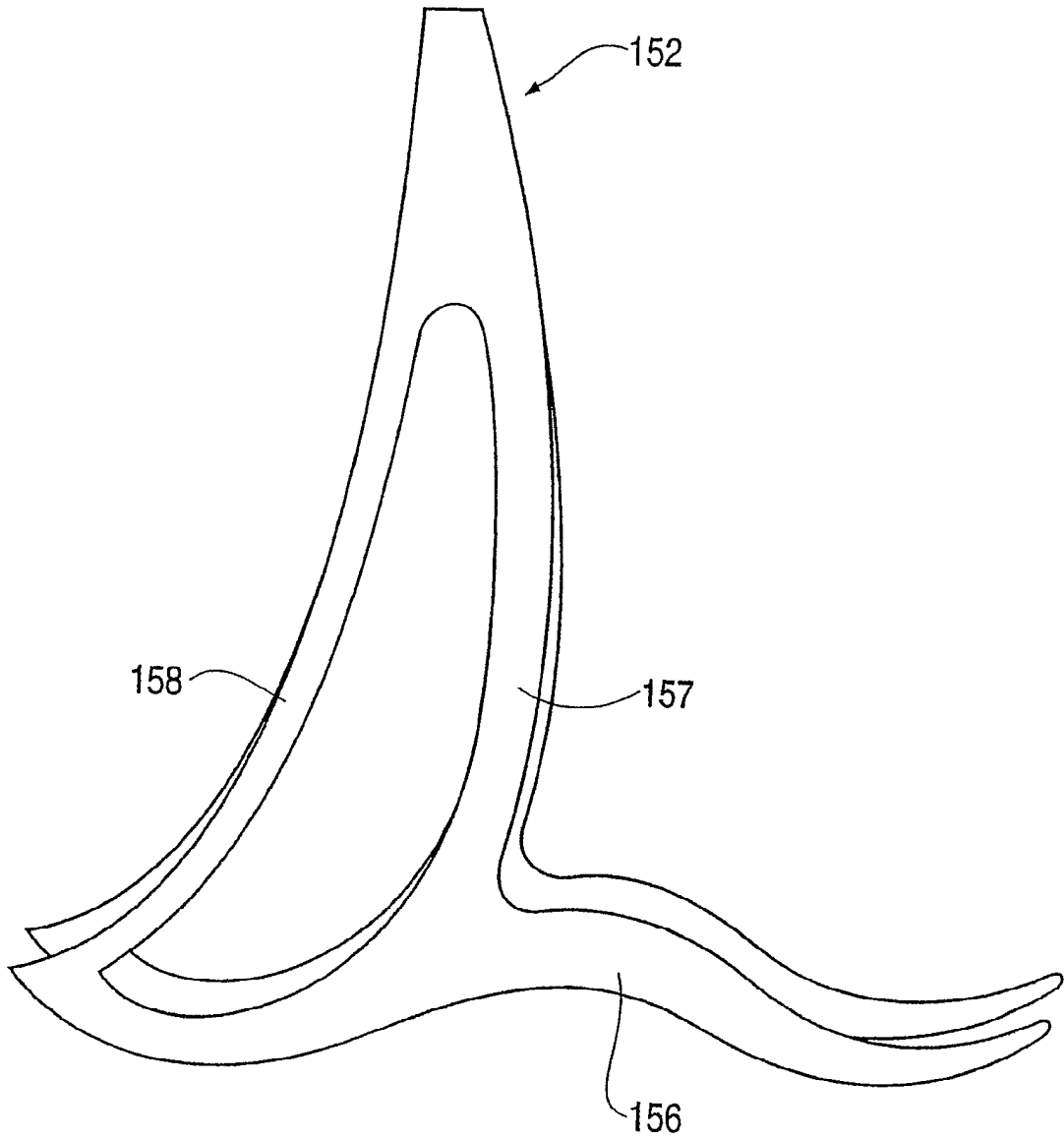
ФИГ. 45



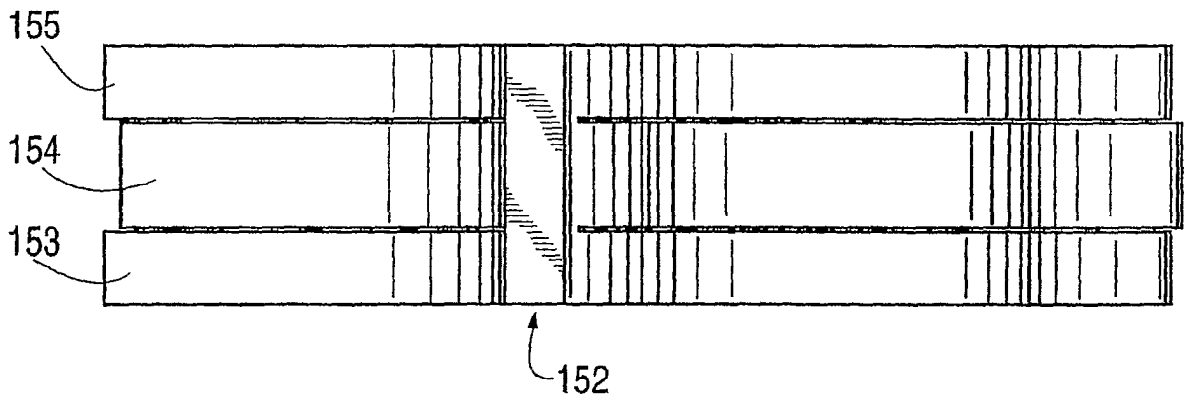
ФИГ. 46



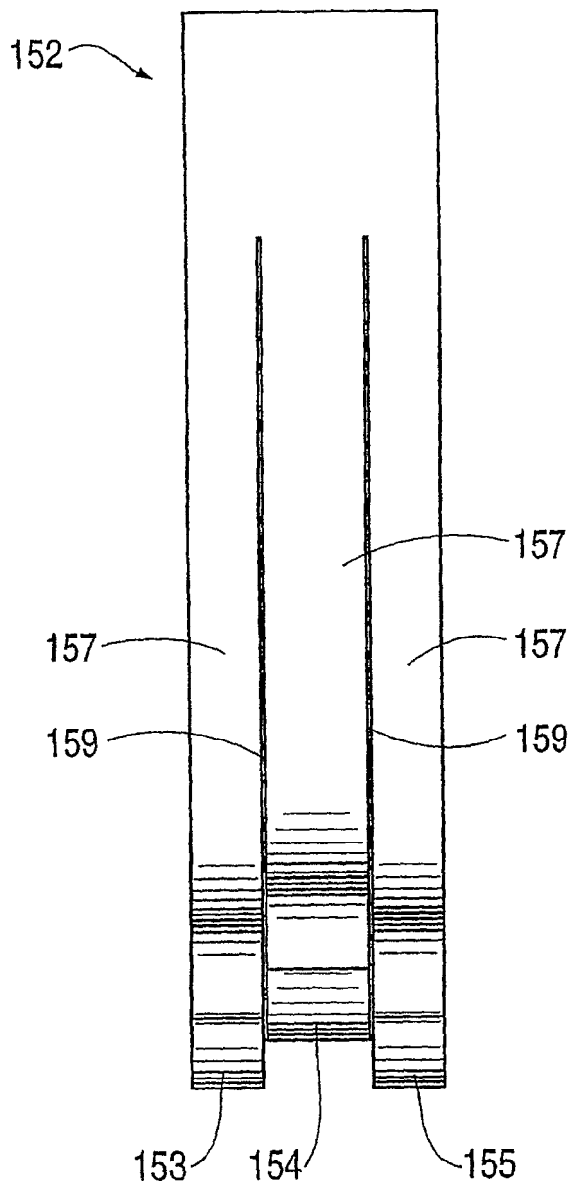
ФИГ. 47



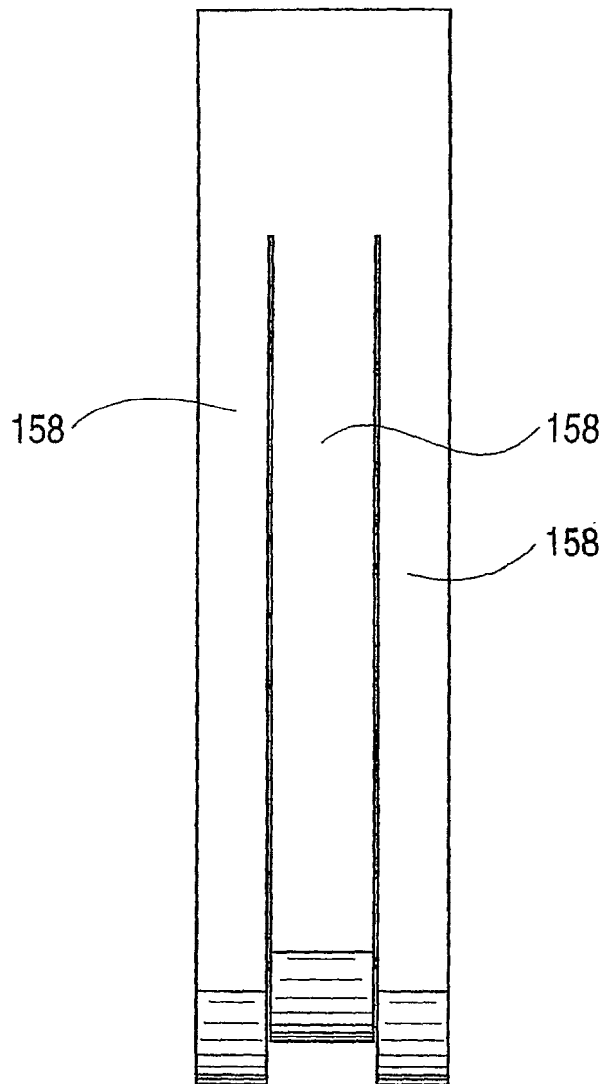
ФИГ. 48



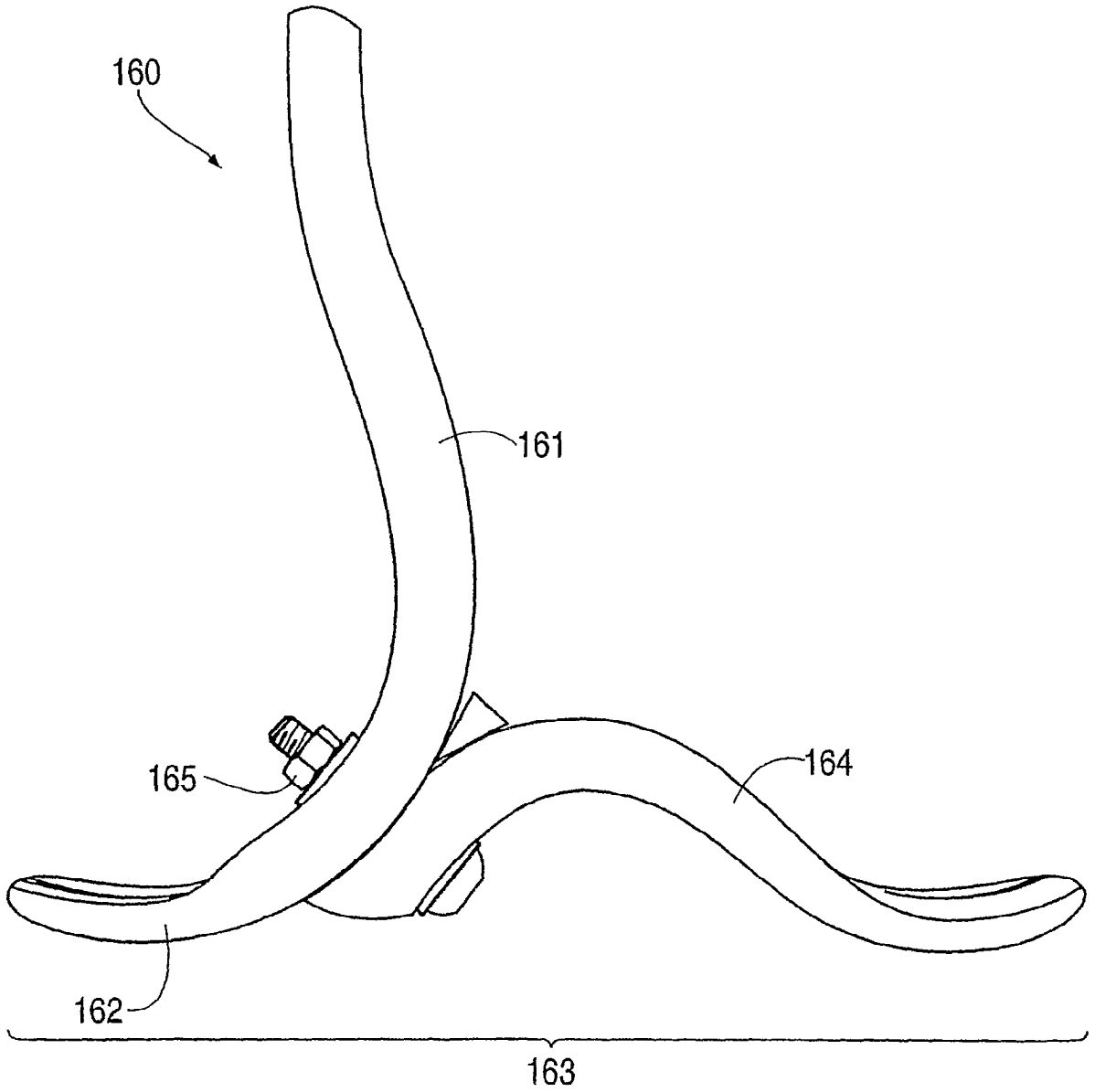
ФИГ. 49



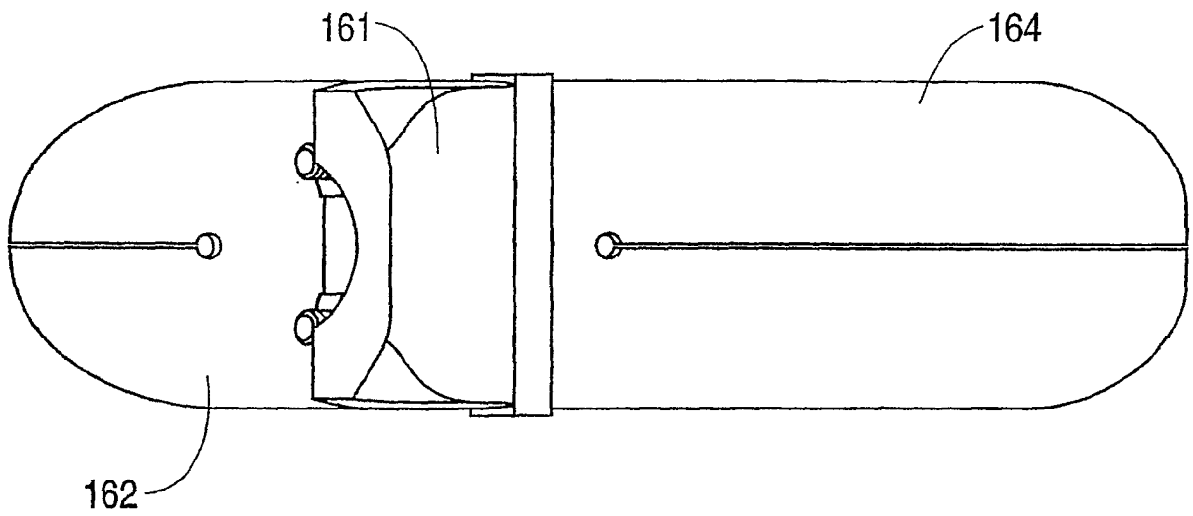
ФИГ. 50



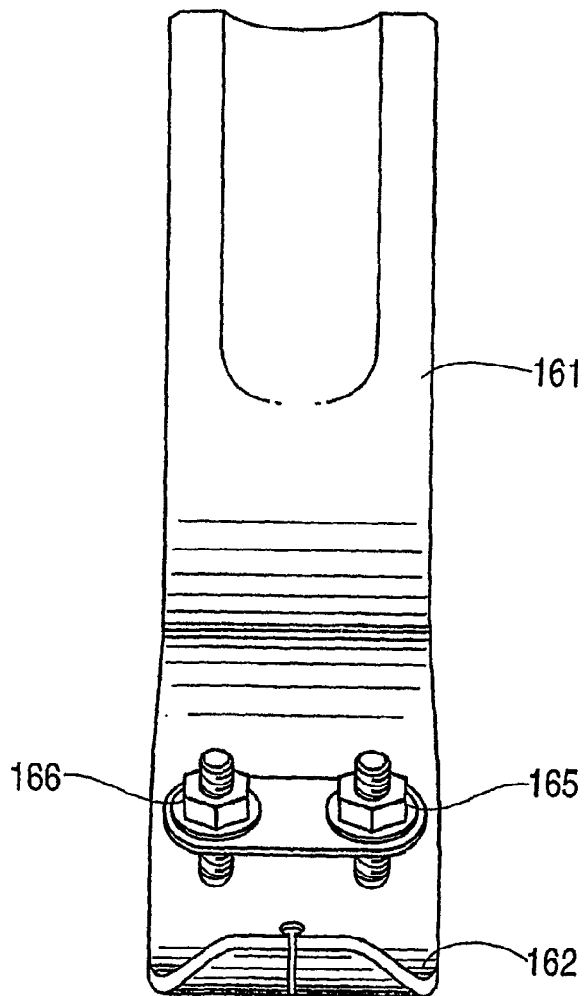
ФИГ. 51



ФИГ. 52



ФИГ. 53



ФИГ. 54