



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 364 815**

51 Int. Cl.:  
**A61F 2/66** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **02713785 .0**

96 Fecha de presentación : **08.03.2002**

97 Número de publicación de la solicitud: **1372547**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **02.01.2004**

54 Título: **Pie protésico con capacidad regulable.**

30 Prioridad: **30.03.2001 US 820895**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**14.09.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**14.09.2011**

73 Titular/es: **Barry W. Townsend**  
**400 Houchin Road**  
**Bakersfield, California 93304, US**

72 Inventor/es: **Townsend, Barry, W. y**  
**Claudino, Byron, K.**

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 364 815 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Pie protésico con capacidad regulable

**Campo técnico**

5 La presente invención se refiere a un pie protésico de grandes prestaciones que proporciona unas capacidades de respuesta dinámica mejoradas en cuanto estas capacidades se refieren a la mecánica de la fuerza aplicada.

**Técnica antecedente**

10 Un pie artificial no articulado para una prótesis de pierna se divulga por Martin et al. en la Patente estadounidense No. 5,897,594. A diferencia de las soluciones anteriores, en las que el pie artificial presenta una estructura rígida dotada de una articulación con el fin de imitar la función del tobillo, el pie artificial sin articulación de Martin et al. emplea un inserto de pie resiliente el cual está dispuesto dentro de un molde del pie. El inserto es un diseño con forma aproximada de C en sección longitudinal, con la abertura hacia la parte trasera, y asume la carga de la prótesis con su miembro superior en forma de C y por medio de su miembro inferior en C transmite esa carga a un muelle de lámina conectado a aquél. El muelle de lámina, tal y como se aprecia desde el lado inferior, presenta un diseño convexo y se extiende aproximadamente en paralelo con la zona de la planta del pie, hacia delante más allá del inserto del pie hacia el interior de la zona de la punta del pie. La invención de Martin et al. se basa en el objetivo de mejorar el pie artificial sin articulación, con respecto a la amortiguación del impacto del talón, a la elasticidad, a la marcha talón - dedos y a la estabilidad lateral, con el fin de que, de esta manera, se permita al usuario caminar de forma natural, siendo lo que se persigue posibilitar tanto que el usuario camine normalmente como que lleve a cabo ejercicio físico y practique deportes. Sin embargo, las características de respuesta dinámica de este pie artificial conocido son limitadas. Se necesita un pie protésico con unas prestaciones mayores que presente unos elementos distintivos de diseño mecánicos aplicados mejorados, los cuales puedan mejorar las prestaciones atléticas de la persona amputada incluyendo actividades tales como correr, saltar, esprintar, arrancar, parar y driblar, por ejemplo.

25 Se han propuesto otros pies protésicos por parte de Van L. Phillips los cuales supuestamente proporcionan a la persona amputada una agilidad y una movilidad para emprender una amplia variedad de actividades que en el pasado estaban excluidas debido a las limitaciones estructurales y a las prestaciones correspondientes de las prótesis de la técnica anterior. Correr, saltar y otras actividades pueden supuestamente llevarse a cabo mediante estos pies conocidos los cuales, se dice, pueden ser utilizados de la misma manera que el pie normal del usuario. Véanse las Patentes Nos. 6,071,313; 5,993,488; 5,899,944; 5,800,569; 5,800,568; 5,728,177; 5,728,176; 5,824,112; 5,593,457; 5,514,185; 5,181,932 y 4,822,363, por ejemplo. Otro ejemplo relevante de pie protésico se divulga en el documento WO 02/02034, el cual se ajusta a los términos del apartado 3, del Artículo 54 del CPE.

**Divulgación de la invención**

35 Con el fin de permitir que un atleta amputado consiga un nivel de prestaciones más elevado, se necesita un pie protésico que presente una mecánica aplicada mejorada, pie que pueda desarrollar las prestaciones del pie humano y, así mismo, desarrollar las prestaciones de los pies protésicos de la técnica anterior. Interesa que el atleta amputado tenga un pie protésico de elevadas prestaciones que incorpore una mecánica aplicada mejorada, una respuesta dinámica elevada y débil, y una ajustabilidad de la alineación que presente un ajuste perfecto para mejorar los componentes horizontales y verticales de las actividades, las cuales puedan ser de naturaleza específica para una tarea.

40 El pie protésico de la presente invención da respuesta a estas necesidades. De acuerdo con una forma de realización ejemplar divulgada en la presente memoria, el pie protésico de la invención comprende una quilla de pie que se extiende en sentido longitudinal que presenta una porción de la parte anterior del pie en un extremo, una porción de la parte posterior del pie en otro extremo opuesto, y una porción de la parte media del pie relativamente larga que se extiende entre y que está arqueada hacia arriba desde las porciones de la parte anterior del pie y de la parte posterior del pie. Así mismo, se proporciona un fuste de pantorrilla que incluye un extremo inferior curvado de forma convexa hacia abajo. Tal posición durante su posición ajustable fija el extremo exterior curvado del fuste de pantorrilla a la porción de la parte intermedia del pie arqueada hacia arriba de la quilla de pie para formar un área de articulación del tobillo del pie protésico.

50 La disposición de sujeción ajustable permite el ajuste de la alineación del fuste de pantorrilla y de la quilla de pie uno con respecto a otra en la dirección longitudinal del pie para regular las prestaciones del pie protésico. Mediante el ajuste de la alineación de la porción de la parte media del pie arqueada hacia arriba de la quilla de pie y del extremo inferior curvado de forma convexa hacia abajo del fuste de pantorrilla uno con respecto a otra en la dirección longitudinal del pie, las características de respuesta dinámica y los resultados del movimiento del pie son modificados para que se ajusten a unas tareas específicas en relación con las velocidades lineales horizontales y verticales requeridas / deseadas. Se divulga un pie protésico multiusos que presenta unas capacidades de respuesta dinámica máximas y mínimas, así como unas características de movimiento biplanares, las cuales mejoran los resultados funcionales de las personas amputadas que participan en actividades deportivas y / o recreativas. Así mismo, se divulga un pie protésico para esprintar.

Estos y otros objetivos, características distintivas y ventajas de la presente invención, resultarán más evidentes a partir de un examen de la descripción detallada subsecuente de formas de realización ejemplares divulgadas de la invención y de los dibujos que se acompañan.

**Breve descripción de los dibujos**

- 5 La Fig. 1 es una ilustración esquemática que representa los dos radios de curvatura adyacentes  $R_1$  y  $R_2$ , uno contra el otro, de una quilla de pie y de un fuste de pantorrilla de un pie protésico de la invención el cual crea una capacidad de respuesta dinámica y un resultado de movimiento del pie durante la marcha en la dirección de la flecha B perpendicular a la línea tangencial A que conecta los dos radios.
- 10 La Fig. 2 es una vista similar a la de la Fig. 1 pero que muestra que la alineación de los dos radios ha sido modificada en el pie protésico de acuerdo con la invención, para incrementar el componente horizontal y reducir el componente vertical de la capacidad de respuesta dinámica y el resultado de movimiento del pie durante la marcha, de manera que la flecha  $B_1$ , perpendicular a la línea tangencial  $A_1$ , está más horizontalmente dirigida del supuesto mostrado en la Fig. 1.
- 15 La Fig. 3 es una vista lateral de un pie protésico de acuerdo con una forma de realización ejemplar de la invención con un adaptador de pierna artificial y una pierna artificial conectada a aquél para fijar el pie a la pierna de un amputado.
- La Fig. 4 es una vista frontal del pie protésico con el adaptador de la pierna artificial y la pierna artificial de la Fig. 3.
- La Fig. 5 es una vista desde arriba de la forma de realización de las Figs. 3 y 4.
- 20 La Fig. 6 es una vista lateral de otra una quilla de pie de la invención, especialmente para esprintar, la cual puede ser utilizada en el pie protésico de la invención.
- La Fig. 7 es una vista desde arriba de la quilla de pie de la Fig. 6.
- La Fig. 8 es una vista desde abajo de la quilla de pie del pie protésico de la Fig. 3, la cual proporciona unas características de respuesta dinámicas elevada y débil, así como unas capacidades de movimiento biplanares.
- 25 La Fig. 9 es una vista lateral de la quilla de pie adicional de la invención para el pie protésico de particular utilidad para esprintar por parte de un amputado que haya sido sometido a una amputación Symes del pie.
- La Fig. 10 es una vista desde arriba de la quilla de pie de la Fig. 9.
- La Fig. 11 es una variante adicional de la quilla de pie del pie protésico de la invención para un amputado Symes, proporcionando la quilla de pie del pie protésico unas características dinámicas elevada y débil así como unas capacidades de movimiento biplanares.
- 30 La Fig. 12 es una vista desde arriba de la quilla de pie de la Fig. 11.
- La Fig. 13 es una vista lateral de una quilla de pie de la invención, en la que el grosor de la quilla de pie se ahúsa, por ejemplo, se reduce de manera progresiva, desde la porción de la parte media del pie hasta la porción de la parte trasera del pie.
- 35 La Fig. 14 es una vista lateral de otra forma del pie, en la que el grosor se ahúsa desde la parte media del pie hacia tanto la parte anterior de la quilla de pie como hacia la parte trasera de la quilla de pie.
- La Fig. 15 es una vista lateral ligeramente desde arriba y hacia la parte frontal de un fuste de pantorrilla con forma de parábola del pie protésico de la invención, ahusándose el grosor del fuste de pantorrilla hacia su extremo superior.
- 40 La Fig. 16 es una vista lateral como la de la Fig. 15 pero que muestra otro fuste de pantorrilla ahusada desde la parte media hacia tanto sus extremos superior como inferior.
- La Fig. 17 es una vista lateral del fuste de pantorrilla con forma de C del pie protésico, ahusándose el grosor del fuste de pantorrilla desde la parte media hasta tanto sus extremos superior como inferior.
- 45 La Fig. 18 es una vista lateral de otro ejemplo de un fuste de pantorrilla con forma de C para el pie protésico, reduciéndose progresivamente el grosor del fuste de pantorrilla desde su porción intermedia hasta su extremo superior.
- La Fig. 19 es una vista lateral de un fuste de pantorrilla con forma de S para el pie protésico, reduciéndose progresivamente ambos extremos en cuanto a su grosor desde su parte media.
- La Fig. 20 es un ejemplo adicional de un fuste de pantorrilla con forma de S cuyo grosor se ahúsa únicamente en su extremo superior.

La Fig. 21 es una vista lateral de un fuste de pantorrilla con forma de J ahusado en cada extremo, para el pie protésico de la invención.

La Fig. 22 es una vista similar a la de la Fig. 21 pero que muestra un fuste de pantorrilla con forma de J, el cual se reduce progresivamente de grosor únicamente hacia su extremo superior.

- 5 La Fig. 23 es una vista lateral, ligeramente desde arriba, de un elemento de acoplamiento de aluminio o de plástico utilizado en la posición de sujeción ajustable de la invención para fijar el fuste de pantorrilla a la quilla de pie, tal y como se muestra en la Fig. 3.

10 La Fig. 24 es una vista desde el lado y ligeramente hacia la parte frontal de un adaptador de pierna artificial utilizado para el pie protésico de las Figs. 3 a 5 para la conexión del pie a la pierna artificial que va a ser fijada a una pierna de amputado.

La Fig. 25 es una vista lateral de otro pie protésico de la invención similar a la de la Fig. 3, pero que muestra el uso de un elemento de acoplamiento con dos medios de sujeción liberables separados longitudinalmente que conectan el elemento al fuste de pantorrilla y a la quilla de pie, respectivamente.

La Fig. 26 es una vista lateral de tamaño ampliado, del elemento de acoplamiento de la Fig. 5.

- 15 La Fig. 27 es una lateral de tamaño ampliado del fuste de pantorrilla del pie protésico de la Fig. 25.

### **Mejor modo de llevar a cabo la invención**

20 Con referencia a los dibujos, en ellos se aprecia un pie protésico en la forma de realización ejemplar de las figuras 3 a 5, que comprende una quilla de pie 2 que se extiende longitudinalmente que presenta una porción 3 de la parte anterior del pie, una porción 4 de la parte posterior del pie en un extremo opuesto, y una porción 5 de la parte posterior del pie, relativamente larga, que se extiende entre una porción arqueada hacia arriba desde las porciones anterior del pie y trasera del pie. La porción 5 media del pie está curvada de forma convexa hacia arriba a lo largo de su entera extensión longitudinal entre las porciones anterior y posterior del pie de la forma de realización ejemplar.

25 Un fuste de pantorrilla vertical 6 del pie 1 está fijado a una porción de su extremo inferior 7 curvado de forma convexa hacia abajo hasta una superficie próxima, posterior, de la porción 5 de la parte media de la quilla de pie por medio de un medio de sujeción liberable 8 y de un medio de acoplamiento 11. El medio de sujeción 8 es un perno único con una tuerca y unas arandelas en la forma de realización ejemplar, pero podría ser una sujeción liberable u otro medio de sujeción para situar y retener firmemente el fuste de pantorrilla sobre la quilla de pie cuando el medio de sujeción sea apretado.

30 Una abertura que se extiende longitudinalmente 9 está conformada en una superficie próxima, posterior, de la porción 5 de la parte media de la quilla de pie, véase la Figura 8. Una abertura que se extiende longitudinalmente 10 está, así mismo, conformada en el extremo inferior curvado 7 del fuste de pantorrilla 6 como la mostrada en la Fig. 15, por ejemplo. El medio de sujeción liberable 8 se extiende a través de las aberturas 9 y 10 para permitir el ajuste de la alineación del fuste de pantorrilla y de la quilla de pie una con respecto a otra en la dirección longitudinal, A - A de la Figura 5, cuando el medio de sujeción 8 es aflojado o liberado para regular las prestaciones del pie protésico para que se ajuste a una tarea específica. De esta manera, el medio de sujeción 8, el elemento de acoplamiento 11 y las aberturas que se extienden longitudinalmente 9 y 10 constituyen una disposición de sujeción ajustable para fijar el fuste de pantorrilla a la quilla de pie para formar un área de articulación del tobillo del pie protésico.

35 El efecto de ajuste de la alineación del fuste de pantorrilla 6 y de la quilla de pie 2 se observan considerando las Figuras 1 y 2, en las que los dos radios  $R_1$  y  $R_2$ , uno al lado del otro, representan las superficies adyacentes, enfrentadas, curvadas de forma cóncava o convexa sobre la porción media 5 de la quilla de pie y del fuste de pantorrilla 6. Cuando los dos radios son apreciados uno al lado del otro, la capacidad de movimiento se produce en perpendicular a una línea tangencial, A en la Figura 1,  $A_1$  en la Figura 2, trazada entre los dos radios. La interrelación entre estos dos radios determina una dirección de resultados de movimientos. Como consecuencia, la aplicación de una fuerza de respuesta dinámica del pie 1 depende de esta relación. Cuanto mayor sea el radio de una concavidad, mayor será la capacidad de respuesta dinámica. Sin embargo, cuanto más estrecho sea un radio, más rápidamente responderá.

40 La capacidad de alineación del fuste de pantorrilla y de la quilla de pie del pie protésico de la invención posibilita que los radios sean desplazados de manera que resulten afectadas las velocidades horizontal o vertical con el pie en actividades atléticas. Por ejemplo, para mejorar la capacidad lineal horizontal del pie protésico 1, puede llevarse a cabo un cambio de alineación que afecte a la relación del radio del fuste de pantorrilla y del radio de la quilla de pie. Esto es, para mejorar la característica de velocidad lineal horizontal, el radio inferior  $R_2$  de la quilla de pie, se sitúa en posición más distal que su posición de arranque, Figura 2 en comparación con la Figura 1. Esto cambia las características de respuesta dinámica si los resultados de desplazamiento del pie 1 de forma que resulten dirigidos más horizontalmente y, como resultado de ello, puede conseguirse una velocidad lineal horizontal mayor con las mismas fuerzas aplicadas.

El amputado puede, mediante tanteos prácticos, encontrar un reglaje para cada actividad que satisfaga las necesidades de él / ella cuando estas necesidades se refieran a las necesidades lineales horizontales y vertical. Un saltador y un jugador de baloncesto, por ejemplo, necesitan más elevación vertical que un velocista. El elemento de acoplamiento 11 es un acoplamiento de alineación de plástico o de aluminio (véanse las Figuras 3, 4, y 23) emparedado entre la quilla de pie fijada 2 y el fuste de pantorrilla 6. El medio de sujeción liberable 8 se extiende a través de un orificio 12 del elemento de acoplamiento. El elemento de acoplamiento se extiende a lo largo de la porción fijada del fuste de pantorrilla y de la superficie próxima, posterior, de la porción 5 de la parte media de la quilla de pie.

El extremo inferior curvado 7 del fuste de pantorrilla 6 tiene la forma de una parábola con el radio más pequeño de curvatura de la parábola situada en el extremo inferior y extendiéndose hacia arriba, e inicialmente en posición anterior en la forma de parábola. Una concavidad encarada posteriormente está constituida por la curvatura del fuste de pantorrilla, tal y como se representan en la Figura 3. La forma de parábola es ventajosa en el sentido de que ha incrementado las características de respuesta dinámica al crear tanto una velocidad lineal horizontal mejorada asociada con su extremo terminal proximal de los radios relativamente mayores, como la inclusión de un radio más pequeño de curvatura en su extremo inferior para unas características de respuesta más rápidas. Los radios mayores de curvatura del extremo superior de la forma de parábola hacen posible que la línea tangencial A, analizada con referencia en las Figura 1 y 2, permanezca orientada en posición más vertical con los cambios de la alineación, lo que crea una velocidad lineal horizontal mejorada.

Un adaptador 13 de la pierna artificial está conectado al extremo superior del fuste de pantorrilla 6 mediante unos medios de sujeción 14. El adaptador 13, a su vez, está sujeto al extremo inferior de la pierna artificial 15 mediante unos medios de sujeción 16. La pierna artificial 15 está fijada al miembro inferior del amputado mediante una estructura de soporte (no mostrada) fijada al muñón de pierna.

Las porciones de la parte anterior, la parte media y la parte posterior del pie de la quilla de pie 2 están constituidas como una sola pieza de material resiliente en la forma de realización ejemplar. Por ejemplo, puede ser empleada una pieza maciza de material, de naturaleza plástica, que presente unas características de retención de la forma cuando es flexionada a causa de las fuerzas de reacción del suelo. En particular, puede ser utilizado, para constituir la quilla de pie y, así mismo, el fuste de pantorrilla, un grafito de gran resistencia, laminado con resinas termoendurecibles de epoxi, o con plástico extruído utilizado con el nombre comercial de Delran o con copolímeros de poliuretano desgasificado. Las cualidades funcionales asociadas con estos materiales permiten una elevada resistencia con un peso bajo y una reptación mínima. Las resinas de epoxi termoendurecibles son laminadas al vacío utilizando estándares industriales protésicos. Los copolímeros de poliuretano pueden ser vertidos en moldes negativos y el plástico extruído puede ser maquinado. Cada material de empleo presenta sus ventajas y sus inconvenientes.

Las propiedades físicas del material resiliente, por lo que se refiere a la rigidez, la flexibilidad y la resistencia, están todas determinadas por el grosor del material. Un material más delgado se flexionará más fácilmente que un material más grueso de la misma densidad. El material utilizado, así como las propiedades físicas, están asociadas con las características de rigidez con respecto a la flexibilidad de la quilla protésica y del fuste de pantorrilla. El grosor de la quilla y del fuste de pantorrilla son uniformes o simétricos en la forma de realización ejemplar en las Figuras 3 a 5, pero el grosor a lo largo de la longitud de esos componentes puede ser modificado de acuerdo con lo expuesto más adelante, por ejemplo haciendo que las áreas de la parte posterior y de la parte anterior del pie sean más delgadas y más sensibles a la flexión en la zona de la parte media del pie.

Para contribuir a dotar al pie protésico 1 de una capacidad de respuesta dinámica elevada y débil, la porción 5 media del pie está conformada como un arco longitudinal, de manera que la cara medial del arco longitudinal tenga una capacidad de respuesta dinámica relativamente más alta que la cara lateral del arco longitudinal. Con este fin, en la forma de realización ejemplar, la cara medial de la concavidad del arco longitudinal tiene un radio mayor que su cara lateral. El extremo posterior 17 de la porción 4 de la parte posterior del pie está conformada en un arco curvado hacia arriba que reacciona a las fuerzas de reacción del suelo durante el apoyo del talón mediante la compresión de la absorción de choque. El talón constituido por la porción 4 de la parte posterior del pie está conformado con una esquina lateral posterior 18 la cual es más posterior y lateral que la esquina medial 19 para promover la desviación de la parte posterior del pie durante la fase de contacto inicial de la marcha. El extremo anterior 20 de la porción 3 de la parte anterior del pie está conformada en un arco curvado hacia arriba para estimular los dedos del pie humanos en flexión dorsal en la posición de elevación del talón, con los dedos del pie separados, de la última fase de apoyo de la marcha. Se disponen unas almohadillas de caucho o de espuma 53 y 54 sobre la parte anterior y trasera inferior del pie, como amortiguadores.

La capacidad de movimiento biplanar mejorada del pie protésico se crea mediante unos orificios de articulación de expansión medial y lateral 21 y 22 que se extienden a través de la porción 3 de la parte anterior del pie entre sus superficies dorsal y plantar. Las articulaciones de expansión 23 y 24 se extienden hacia delante desde unos orificios respectivos hasta el borde anterior de la porción anterior del pie para constituir unos tirantes de expansión intermedios y laterales 25 - 27) los cuales crean la capacidad de movimiento biplanar mejorada de la porción anterior del pie de la quilla de pie. Los orificios de articulación de expansión 21 y 22 están situados a lo largo de una línea, B - B en la Figura 5, en el plano transversal, el cual se extiende formando un ángulo  $\alpha$  de 20° a 35° con

- respecto al eje longitudinal A - A de la quilla de pie con el orificio de articulación de expansión medial 21 más anterior que el orificio de articulación de expansión lateral 22. Los orificios de articulación de expansión 21 y 22, tal y como se proyectan sobre un plano sagital, están inclinados formando un ángulo de 45° con respecto al plano transversal con la cara dorsal de los orificios situadas en posición más anterior que la cara plantar. Con esta disposición, la distancia desde el medio de sujeción liberable 8 hasta el orificio de articulación de expansión lateral 22 es más corta que la distancia desde el medio de sujeción liberable hasta el orificio de articulación de expansión medial 21, de tal manera que la porción lateral del pie protésico 1 presenta una palanca de dedos del pie más corta que la medial para hacer posible una respuesta dinámica elevada y débil de la parte media del pie.
- La parte anterior de la porción 4 de la parte posterior del pie de la quilla de pie 2 incluye, así mismo, un orificio de articulación de expansión 28 que se extiende a través de la porción 4 de la parte posterior del pie entre sus superficies dorsal y plantar. Una articulación de expansión 29 se extiende en sentido posterior desde el orificio 28 hasta el borde posterior de la porción de la parte posterior del pie para constituir los tirantes de expansión 30 y 31. Estos crean una capacidad de movimiento biplanar mejorada de la porción posterior del pie.
- Una cara dorsal de la porción 5 de la parte media del pie y de la porción 3 de la parte anterior del pie de la quilla de pie 2 constituyen la concavidad encarada hacia arriba 32, en la Figura 3, de manera que imite la función del quinto eje metatarsiano de movimiento de un pie humano. Esto es, la concavidad 32 presenta un eje longitudinal C - C que está orientado formando un ángulo  $\beta$  de 20° a 35° con respecto al eje longitudinal A - A de la quilla de pie, siendo el medial más anterior que el lateral para estimular el movimiento del quinto metatarso durante la marcha como en el eje de rotación de baja velocidad oblicuo de los segundo a quinto metatarsianos del pie humano.
- La importancia de la capacidad de movimiento biplanar puede ser apreciada cuando una persona amputada camina sobre terreno desigual. La dirección del vector de las fuerzas del terreno cambia de estar sagitalmente orientada a tener un componente en plano frontal. El terreno empujará en dirección opuesta al empuje lateral del pie. Como consecuencia de ello, el fuste de pantorrilla se inclina medialmente y el peso se aplica sobre la estructura medial de la quilla de pie. En respuesta a estas presiones, los tirantes 25 y 31 de las articulaciones de expansión medial de la quilla de pie 2 se flexionan en flexión dorsal (se pliegan hacia arriba), y se desvían, y los tirantes 27 y 30 de las juntas de expansión lateral se flexionan en flexión plantar (se flexionan hacia abajo) y se desvían. Este movimiento intenta situar la superficie plantar del pie plana sobre el terreno (inclinación plantar).
- Otra quilla de pie 33 de la invención, especialmente para esprintar, puede ser utilizada en el pie protésico de la invención, véanse las Figuras 6 y 7. El centro de gravedad del cuerpo en un esprint resulta orientado en un plano sustancialmente sagital. El pie protésico no necesita ofrecer una característica de respuesta dinámica baja. Como consecuencia de ello, no resulta necesaria la orientación de rotación externa de 35° del eje longitudinal de la concavidad de la parte anterior, y de la parte media del pie, como la quilla de pie 2. Por el contrario, la orientación D - D del eje longitudinal de la concavidad debe resultar paralela con respecto al plano frontal, tal y como se representa en las Figuras 6 y 7. Esto hace que el pie del esprint responda solo en una dirección sagital. Así mismo, la orientación de los orificios 34 y 35 de las articulaciones de expansión de las porciones de la parte anterior y posterior del pie, a lo largo de la línea E - E, es paralela con respecto al plano frontal, esto es, el orificio lateral 35 es desplazado en sentido anterior y en línea con el orificio medial 34 y en paralelo con el plano frontal. El extremo terminal anterior 36 de la quilla de pie 33 se dispone, así mismo, en paralelo con respecto al plano frontal. El área 37 del talón terminal posterior de la quilla de pie es, así mismo, paralela con el plano frontal. Estas modificaciones afectan de manera negativa a las capacidades multiuso del pie protésico. Sin embargo, sus características de prestación resultan específicas de la tarea. Otra variante de la quilla de pie 33 de esprint se encuentra en la zona de la línea recta de los dedos del pie de la porción anterior del pie en la que los 15° de flexión dorsal de la quilla de pie 2 se incrementan hasta de 25° a 40° de flexión dorsal en la quilla de pie 33.
- Las Figuras 9 y 10 muestran una quilla de pie adicional 38 de la invención para el pie protésico, de especial utilidad para el esprint por parte de un amputado que ha sido sometido a una amputación Symes del pie. Con este fin, la porción de la parte media del pie de la quilla de pie 38 incluye una concavidad posterior encarada hacia arriba 39 en la cual el extremo inferior curvado del fuste de pantorrilla está fijado a la quilla de pie por medio de un medio de sujeción liberable. Esta quilla de pie puede ser utilizada por todos los amputados de las extremidades inferiores. La quilla de pie 38 se adapta al miembro residual más largo con el amputado al nivel Symes. Sus características de rendimiento son claramente más rápidas en las capacidades de respuesta dinámica. Su uso no es específico a este nivel de amputación. Puede ser utilizada sobre todas las amputaciones transtibiales y transfemorales. La quilla de pie 40 en la forma de realización ejemplar de las Figuras 10 y 11 presenta, así mismo, una concavidad 41 para un amputado Symes, dotando a la quilla de pie del pie protésico de una característica de respuesta dinámica elevada y débil como las de la forma de realización ejemplar de las Figuras 3 a 5 y 8.
- Las características funcionales de las distintas quillas de pie del pie protésico 1 están asociadas con las características de forma y diseño en cuanto se refieren a concavidades, convexidades, tamaños de radio, propiedades de expansión, comprensión y físicas materiales - estando todas estas propiedades relacionadas con la reacción de las fuerzas del terreno en actividades de marcha, carrera y salto.
- La quilla de pie 42 de la Figura 13 es como la de la forma de realización ejemplar de las Figuras 3 a 5 y 8, excepto porque el grosor de la quilla de pie se ahúsa desde la porción de la parte media del pie hasta la parte posterior del

pie. La quilla de pie 43 de la Figura 14 presenta su grosor progresivamente reducido o ahusado tanto en sus extremos anterior como posterior. Variantes similares de grosor se muestran en el fuste de pantorrilla 44 de la Figura 14 y en el fuste de pantorrilla 45 de la Figura 16, los cuales pueden ser utilizados en el pie protésico 1. Cada diseño de la quilla de pie y del fuste de pie crean resultados funcionales diferentes, en cuanto estos resultados funcionales se refieren a las velocidades lineales horizontal y vertical las cuales son específicas para mejorar las prestaciones de distintas tareas atléticas relacionadas. La capacidad de las configuraciones y ajustes múltiples de los fustes de pantorrilla en las regulaciones entre la quilla de pie y el fuste de pantorrilla crean una relación del fuste de pantorrilla del pie protésico que posibilita que el amputado y / o el protésico puedan regular el pie protésico para el máximo rendimiento de una actividad seleccionada entre una amplia variedad de actividades deportivas y recreativas.

Otros fustes de pantorrilla para el pie protésico 1 se ilustran en las Figuras 17 a 22 e incluyen unos fustes de pantorrilla con forma de C 46 y 47, unos fustes de pantorrilla con forma de S 48 y 49 y unos fustes de pantorrilla con forma de J 50 y 51. El extremo superior del fuste de pantorrilla podría, así mismo, presentar un extremo vertical recto con una placa de fijación piramidal fijada a este extremo terminal proximal. Una pirámide macho podría ser empernada a y a través de este extremo vertical del fuste de pantorrilla. Así mismo, podrían incorporarse unos elementos de relleno de plástico o de aluminio para acoplar la pirámide macho proximal y la quilla de pie dentro de las aberturas alargadas existentes en los extremos proximales y distales del fuste de pantorrilla. El pie protésico de la invención es un sistema modular estructurado de manera preferente con unidades o dimensiones estandarizadas para permitir la flexibilidad y variedad de su uso.

Todas las actividades de carreras relacionadas con la pista tienen lugar en dirección contraria a las agujas del reloj. Otra característica opcional de la invención tiene en cuenta las fuerzas que actúan sobre el pie avanzado a lo largo de dicha trayectoria curvada. La aceleración centrípeta actúa hacia el centro de rotación en la que un objeto se desplaza a lo largo de una trayectoria curvada. La tercera ley de Newton se aplica para la acción de energía. Hay una reacción igual y opuesta. De esta manera, para cada fuerza de "búsqueda del centro", hay una fuerza de "huída del centro". La fuerza centrípeta actúa hacia el centro de rotación de la fuerza centrífuga. La fuerza de reacción actúa alejada del centro de rotación. Si un atleta está corriendo alrededor de la curva sobre una pista, la fuerza centrípeta tira del corredor hacia el centro de la curva, mientras que la fuerza centrífuga se aleja del centro de la curva. Para contrarrestar la fuerza centrífuga que intenta inclinar el corredor hacia fuera, el corredor se inclina hacia dentro. Si la dirección de rotación del corredor sobre la pista es siempre contraria a las agujas del reloj, entonces el lado izquierdo es el lado interior de la pista. Como consecuencia de ello, de acuerdo con una característica distintiva de la presente invención, el lado izquierdo de los fustes de pantorrilla de los pies protésicos izquierdo y derecho pueden fabricarse más delgados que el lado derecho y podrían mejorarse las prestaciones en las curvas del corredor amputado.

Las quillas del pie 2, 33, 38, 42 y 43 de las diversas formas de realización, tienen cada una 29 cm de largo con las proporciones del zapato 1 mostradas a escala en las Figuras 3, 4 y 5, y en las diversas vistas de los diferentes fustes de pantorrilla y de quillas de pie. Sin embargo, como comprenderá sin dificultad el experto en la materia, las dimensiones específicas del pie protésico pueden variar dependiendo del tamaño, forma y peso y otras características del amputado equipado con el pie.

A continuación se considerará el funcionamiento del pie protésico 1 en los ciclos de caminar y correr de la fase de apoyo durante la marcha. Las tres leyes de Newton del movimiento, que se refieren a la ley de la inercia, la aceleración y la reacción, son la base de la cinemática del movimiento del pie 2. A partir de la tercera ley de Newton, la ley de acción - reacción, es sabido que el suelo empuja sobre el pie en una dirección igual y opuesta a la dirección en la que el pie empuja sobre el suelo. Estas son conocidas como fuerzas de reacción del suelo. Se han llevado a cabo muchos estudios científicos sobre las actividades humanas de carrera y salto. Los estudios de placas de fuerza nos muestran que la tercera ley de Newton se produce durante la marcha. A partir de estos estudios, sabemos la dirección en la que el suelo empuja sobre el pie.

La fase de apoyo de las actividades de caminar / correr pueden separarse en fases de desaceleración y aceleración. Cuando el pie protésico toca el suelo, el pie empuja en sentido anterior sobre el suelo y el suelo empuja hacia atrás en una dirección igual y opuesta - es decir el suelo empuja en sentido posterior sobre el pie protésico. Esta fuerza hace que el pie protésico se desplace. El análisis de la fase de apoyo de las actividades de marcha y carrera comienzan siendo el punto de contacto la esquina posterior 18, Figs. 13 y 18, la cual está desplazada más en sentido posterior y lateralmente que el lado medial del pie. Este descentramiento en el contacto inicial provoca que el pie efectúe una desviación y que el fuste de pantorrilla efectúe una flexión plantar. El fuste de pantorrilla siempre busca una posición que transfiera el peso del cuerpo a través de su fuste, esto es, tiende a presentar su miembro vertical largo en una posición opuesta a las fuerzas del suelo. Por esto es por lo que efectúa una flexión posterior - plantar para ofrecer resistencia a la fuerza de reacción del suelo que está empujando en sentido posterior sobre el pie. Las fuerzas del suelo provocan que el fuste de pantorrilla se comprima desplazándose el extremo proximal en sentido posterior. El lado cerrado inferior del fuste de pantorrilla se comprime simulando una flexión plantar de la articulación del tobillo humano y la parte media del pie desciende mediante su compresión contra el suelo. Al mismo tiempo, la cara posterior de la parte superior de la quilla de pie 2 se comprime hacia arriba por medio de la compresión. Dichas fuerzas compresivas actúan como absorbentes de choque. La absorción de choque se compensa en mayor medida mediante el descentramiento del talón lateral posterior 18 lo que provoca que el pie

efectúe una desviación, la cual actúa, así mismo, como absorbente de choque, una vez que el fuste de pantorrilla haya dejado de desplazarse hasta la flexión plantar y con el suelo empujando en sentido posterior sobre el pie.

Los miembros comprimidos de la quilla de pie y del fuste de pantorrilla a continuación comienzan a descargarse - esto es, buscan su forma original y la energía almacenada es liberada- lo que provoca que el extremo proximal del fuste de pantorrilla se desplace en sentido anterior de manera acelerada. Cuando el fuste de pantorrilla se aproxima a su posición de inicio vertical, las fuerzas del suelo cambian desde un empuje en sentido posterior hasta un empuje vertical hacia arriba contra el pie. Dado que el pie protésico presenta unas áreas de soporte del peso de las superficies plantares posterior y anterior y estas áreas están conectadas mediante una porción media con forma de arco larga sin soporte de peso, las fuerzas dirigidas verticalmente procedentes de la prótesis provocan que la porción intermedia larga con forma de arco se cargue por expansión. Las superficies de soporte del peso posterior y anterior divergen. Estas fuerzas verticalmente dirigidas están siendo almacenadas en la porción media de arco largo del pie -cuando las fuerzas del suelo se desplazan de la vertical hasta situarse en sentido anterior. El fuste de pantorrilla se expande -simulando la flexión dorsal del tobillo. Esto provoca que el pie protésico pivote fuera de la superficie de soporte del peso plantar anterior. El arco largo de la parte posterior del pie cambia de ser comprimido a ser expandido. Esto libera la energía de las fuerzas verticales comprimidas almacenadas provocando unas capacidades de expansión mejoradas.

El arco largo de la quilla de pie y del fuste de pantorrilla resisten la expansión de sus respectivas estructuras. Como consecuencia de ello, la progresión anterior del fuste de pantorrilla es detenida y el pie empieza a pivotar fuera del área de soporte del peso de la superficie plantar anterior. La expansión de la porción media del pie de la quilla de pie presenta una capacidad de respuesta baja en el caso de las quillas de pie en el ejemplo de las formas de realización ejemplares de las Figuras 3 a 5 y 8, de las Figuras 11 y 12, de la Figura 13 y de la Figura 14. Dado que el área transicional de la parte anterior y de la parte media del pie de estas quillas de pie se desvía entre 20° y 35° por fuera del eje largo del pie, el arco largo medial es más largo que el arco largo lateral. Esto es importante, porque en el pie normal, durante la aceleración o desaceleración, es utilizada la cara medial del pie.

El arco medial más largo del pie protésico presenta una característica de respuesta dinámica mayor que el lateral. La palanca más corta lateral de los dedos del pie es utilizada al caminar o correr a velocidades más bajas. El centro de gravedad del cuerpo se desplaza a través del espacio en una curva sinusoidal. Se desplaza en sentido medial, lateral, proximal y distal. Cuando se camina o corre a velocidades más bajas, el centro de gravedad del cuerpo se desplaza en sentido más medial y lateral que cuando se camina o corre rápidamente. Así mismo, el momento o inercia es menor y la capacidad para solventar una capacidad de respuesta dinámica más alta es menor. El pie protésico de la invención está adaptado para ajustarse a estos principios de la mecánica aplicada.

Cuando las fuerzas del suelo empujan en sentido anterior sobre el pie protésico el cual está empujando en sentido posterior sobre el suelo, cuando el talón empieza a elevarse la porción anterior del arco largo de la porción media del pie se contornea para aplicar estas fuerzas dirigidas en sentido posterior en perpendicular con respecto a su superficie plantar. Esta es la forma más eficaz y eficiente para aplicar estas fuerzas. Lo mismo puede decirse acerca de la porción posterior del pie del pie protésico. Este está, así mismo, conformado para que las fuerzas del suelo dirigidas en sentido posterior en el contacto inicial estén opuestas, siendo la superficie plantar de la quilla de pie perpendicular a su dirección de la fuerza aplicada.

En las etapas posteriores de las actividades de talón, de caminar y correr con la punta de los dedos, la zona de la línea radial de la porción de la parte anterior del pie está en flexión dorsal, entre 15° y 35°. Este arco extendido hacia arriba hace posible que las fuerzas del suelo dirigidas en sentido anterior compriman esta zona del pie. Esta compresión es menos resistida que la expansión y se produce una suave transición hacia la fase de oscilación de la marcha y la carrera con el pie protésico. En fases posteriores de la fase de apoyo de la marcha, el fuste de pantorrilla expandido y el arco largo expandido de la parte media del pie liberan su energía almacenada sumando la propulsión del centro de gravedad del cuerpo del amputado.

La cara posterior de la parte posterior del pie y la zona de la parte anterior del pie de la quilla de pie incorporan unos orificios de articulación de expansión y unos tirantes de articulación de expansión en diversas formas de realización de acuerdo con lo indicado con anterioridad. La orientación de los orificios de la articulación de expansión actúan como una articulación en inglete y las capacidades de desplazamiento biplanar son mejoradas para mejorar las características de contacto total de la superficie plantar del pie al caminar sobre terreno desigual.

Las quillas de pie Symes de las Figuras 9 - 12 son claramente diferentes en cuanto a capacidades de respuesta dinámica -en cuanto estas capacidades están asociadas con las actividades de marcha, carrera y salto. Estas quillas de pie difieren en cuatro características distintivas claramente diferenciadas. Dichas características incluyen la presencia de una concavidad en una porción próxima, posterior de la porción media del pie para adaptarse al miembro residual distal Symes mejor que una superficie plana. La concavidad de alineación requiere que los radios correspondientes anterior y posterior de la porción media de la quilla de pie arqueada sea más agresiva y más pequeña de tamaño. Como consecuencia de ello, todos los radios de arco largo de la parte media del pie y los radios de la parte posterior del pie son más estrechos y más pequeños. Esto afecta de manera considerable a las características de respuesta dinámica. Los radios más pequeños crean menor potencial para una respuesta

dinámica. Sin embargo, el miembro protésico responde más rápidamente a todas las fuerzas del suelo de marcha, carrera y salto mencionadas con anterioridad. El resultado es un pie más rápido con una respuesta dinámica menor.

Pueden conseguirse unas prestaciones atléticas para tareas específicas con cambios de alineación utilizando el miembro protésico de la invención, cuando estos cambios de alineación afecten a los componentes verticales y horizontales de cada tarea. El pie humano es una unidad multifuncional -camina, corre y salta. La estructura humana del fuste de pantorrilla de tibia y peroné, por otro lado, no es una unidad multifuncional. Es una simple palanca que aplica sus fuerzas en actividades de andar, correr y saltar en paralelo a su orientación proximal - distal larga. No es una estructura comprimible y no tiene el potencial de almacenar energía. Por otro lado, el pie protésico de la invención ofrece capacidades de respuesta dinámica, en cuanto estas capacidades de respuesta dinámica están asociadas con los componentes de velocidad lineal frontales y verticales de las actividades de andar, correr y saltar y de desarrollar las prestaciones de la tibia y el peroné humanos. Como consecuencia de ello, existe la posibilidad de mejorar las prestaciones atléticas del amputado. Con este fin, de acuerdo con la presente invención, el medio de sujeción 8 es aflojado y la alineación del fuste de pantorrilla y de la quilla de pie uno con respecto a otro es ajustada en la dirección longitudinal de la quilla de pie. Una modificación de este tipo se muestra en conexión con las Figuras 1 y 2. El fuste de pantorrilla es a continuación sujeto a la quilla de pie en la posición ajustada con el medio de sujeción 8. Durante este ajuste el perno del medio de sujeción 8 se desliza con respecto a una o a ambas de las aberturas que se extienden longitudinalmente 9 y 10, opuestas, relativamente más largas de la quilla de pie y del fuste de pantorrilla, respectivamente.

Un cambio de la alineación que mejora la característica de las prestaciones de un corredor que toma contacto inicial con el suelo con el pie plano como al esprintar, por ejemplo, es uno en el que la quilla de pie es deslizada en posición anterior con respecto al fuste de pantorrilla y el pie plantar es flexionado sobre el fuste de pantorrilla. Esta nueva relación mejora el componente horizontal de la carrera. Esto es, con el fuste de pantorrilla plantar flexionado con respecto al pie, y con el pie en contacto con el suelo en una posición plana del pie, por oposición al contacto inicial del talón, el suelo empuja inmediatamente en sentido posterior sobre el pie que está empujando en sentido anterior sobre el suelo. Esto provoca que el fuste de pantorrilla se desplace rápidamente hacia delante (expandiéndose) y hacia abajo. Las fuerzas de respuesta dinámica son creadas mediante una expansión la cual ofrece resistencia a la dirección del fuste de pantorrilla del movimiento inicial. Como consecuencia de ello, el pie pivota sobre el peso de la superficie plantar metatarsiana -área de soporte. Esto provoca que la zona de la parte media del pie de la quilla se expanda lo que ofrece una mayor resistencia que la compresión. El efecto neto de la expansión del fuste de pantorrilla y de la expansión de la parte media del pie es que soporta una progresión anterior adicional del fuste de pantorrilla lo que hace posible que los extensores de la rodilla y que los extensores de la cadera del cuerpo del usuario desplacen el centro de gravedad del cuerpo hacia delante en sentido proximal de una manera más eficiente (esto es, una velocidad horizontal mejorada). En este caso, más hacia delante que hacia arriba en el caso de un corredor -talón cuya progresión hacia delante del fuste de pantorrilla es menos soportada por el fuste de pantorrilla que arranca más dorsiflexionada (vertical) que en el caso de un corredor con el pie plano.

Para analizar el pie esprintando en funcionamiento, se lleva a cabo una alineación del fuste de pantorrilla y del pie. Se aprovecha la quilla de pie que presenta todas sus concavidades con su orientación del eje longitudinal en paralelo con respecto al plano frontal. El fuste de pantorrilla es flexionado en posición plantar y deslizado en posición posterior sobre la quilla de pie. Esto hace bajar los círculos distales incluso más que en el corredor sobre pies planos, con la quilla de pie multiuso como la mostrada en las Figuras 3 a 5 y 8. Como consecuencia de ello, hay incluso un potencial de movimiento horizontal mayor y la respuesta dinámica tiene como objetivo esta capacidad horizontal mejorada.

Los esprinters tienen una amplitud de movimiento, unas fuerzas y un momento (inercia) incrementadas -siendo el momento una fuerza motriz fundamental. Dado que su fase de desaceleración de la fase de apoyo es más corta que su fase de aceleración, se consiguen unas velocidades lineales horizontales incrementadas. Esto significa que en el contacto inicial, cuando los dedos del pie tocan el suelo, el suelo empuja en sentido posterior sobre el pie y el pie empuja en sentido anterior sobre el suelo. El fuste de pantorrilla, el cual presenta unas fuerzas y un momento incrementados es forzado hasta una flexión y un movimiento hacia abajo incluso mayores que el contacto inicial del corredor que corre con el pie plano. Como consecuencia de estas fuerzas, la concavidad del arco largo del pie es cargada por la expansión y el fuste de pantorrilla es cargado por la expansión. Estas fuerzas de expansión son soportadas en un grado mayor que todas las fuerzas mencionadas con anterioridad asociadas con la carrera. Como consecuencia de ello, la capacidad de respuesta dinámica del pie es proporcional a la fuerza aplicada. La respuesta del fuste de pantorrilla de tibia - peroné está solo asociada con el potencial de la fuerza de energía -es una estructura recta y no puede almacenar energía. Estas fuerzas de expansión del pie protésico de la invención al esprintar son de magnitud mayor que todas las demás fuerzas mencionadas con anterioridad asociadas con la marcha y la carrera. Como consecuencia de ello, la capacidad de respuesta dinámica del pie es proporcional a las fuerzas aplicadas y es posible un rendimiento atlético del amputado incrementado, en comparación con la función del cuerpo humano.

El pie protésico 53 representado en la Fig. 25 es como el de la Fig. 3 excepto con relación a la disposición de sujeción ajustable entre el fuste de pantorrilla y la quilla de pie y la estructura del extremo superior del fuste de pie para la conexión con el extremo inferior de una pierna artificial. En esta forma de realización ejemplar, la quilla de pie 54 está conectada de forma ajustable al fuste de pantorrilla 55 por medio de un elemento de acoplamiento de

5 plástico o de aluminio 56. El elemento de acoplamiento está fijado a la quilla de pie y al fuste de pantorrilla mediante unos medios de sujeción respectivos liberables 57 y 58 los cuales están separados entre sí dentro del elemento de acoplamiento en una dirección a lo largo de la dirección longitudinal de la quilla de pie. El medio de sujeción 58 que une el elemento de acoplamiento con el fuste de pantorrilla es más posterior que el medio de sujeción 57 que une la quilla de pie y el elemento de acoplamiento. Mediante el incremento de la longitud activa del fuste de pantorrilla de esta forma, se incrementa las capacidades de respuesta dinámica del propio fuste de pantorrilla. Los cambios de la alineación se llevan a cabo en cooperación con las aberturas que se extienden en sentido longitudinal en el fuste de pantorrilla y en la quilla de pie de la misma forma que en otras formas de realización ejemplares.

10 El extremo superior del fuste de pantorrilla 55 está conformado con una abertura alargada 59 para recibir una pierna artificial 15. Una vez alojada dentro de la abertura, la pierna artificial puede quedar sujeta firmemente al fuste de pantorrilla mediante el apriete de unos pernos 60 y 61 para juntar los bordes laterales libres 62 y 63 del fuste de pantorrilla a lo largo de la abertura. Esta conexión de la pierna artificial puede ser ajustada fácilmente aflojando los pernos, alargando la pierna artificial con respecto al fuste de pantorrilla hasta la posición deseada y volviendo a sujetar la pierna artificial en la posición ajustada mediante el apriete de los pernos.

15 Así concluye la descripción de las formas de realización ejemplares. Aunque la presente invención ha sido descrita con referencia a una pluralidad de formas de realización ilustrativas, debe entenderse que pueden concebirse otras numerosas modificaciones y formas de realización por parte de los expertos en la materia. Más concretamente, son posibles variantes y modificaciones razonables en las partes componentes y / o en las disposiciones de la disposición de combinación referida dentro del alcance de la divulgación precedente, de los dibujos, y de las reivindicaciones adjuntas. Además de las variantes y de las modificaciones de las partes componentes y / o de las disposiciones, resultarán, así mismo, evidentes a los expertos en la materia, otros usos alternativos.

20

25

30

35

40

## REIVINDICACIONES

- 1.- Un pie protésico (1, 53) que comprende: una quilla de pie resiliente, (2, 33, 38, 40, 42, 43, 54), que se extiende en sentido longitudinal, un fuste de pantorrilla resiliente (6, 44 - 51, 55), vertical, alargado con una porción inferior (7) que forma un área de articulación del tobillo del pie protésico, una porción intermedia, y una porción proximal para su conexión con una estructura de soporte sobre la pierna residual de una persona, terminando dicha porción inferior posteriormente en un extremo del fuste y extendiéndose anteriormente hacia arriba hasta dicha porción intermedia por medio de una superficie curvada de forma convexa de orientación anterior, siendo dicho fuste comprimible y expansible en la dirección longitudinal (A - A) de la quilla de pie durante la marcha para simular la flexión plantar y la flexión dorsal de la articulación del tobillo humano; en el que el fuste se extiende hacia arriba en una forma sustancialmente curvilínea por encima del área de la articulación del tobillo para formar una parte protésica inferior de una pierna por encima del área de la articulación del tobillo; una disposición de sujeción (8, 11, 56, 57, 58) que incluye al menos un medio de sujeción liberable (8, 57, 58), que conecta y sitúa firmemente la porción inferior del fuste sobre la quilla de pie para crear una capacidad de respuesta dinámica y un resultado de desplazamiento del pie durante la marcha; en el que el fuste soporta y transfiere únicamente la fuerza de soporte del peso del cuerpo sobre el pie protésico durante dicha marcha para oponerse a la fuerza de reacción del suelo creada en el pie protésico durante dicha marcha.
- 2.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende así mismo unos medios para ajustar la alineación de dicho fuste de pantorrilla y de dicha quilla de pie, uno con respecto a otra, en la dirección longitudinal de dicha quilla de pie para regular las prestaciones de dicho pie protésico para que resulten específicas de una tarea, en el que dicho medio incluye una abertura que se extiende en sentido longitudinal (9, 10) dentro de al menos uno entre dicha quilla de pie y dicho fuste de pantorrilla y un medio de sujeción liberable (8, 57, 58) que se extiende a través de dicha abertura para permitir la fijación de manera ajustable de dicho fuste de pantorrilla con dicha quilla de pie para ajustar dicha alineación.
- 3.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 2, en el que cada uno de dicha quilla de pie y dicho fuste de pantorrilla está provisto de una abertura que se extiende en sentido longitudinal (9, 10) a través de la cual se extiende dicho medio de sujeción liberable (8, 57, 58).
- 4.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende así mismo un elemento de acoplamiento (11, 56) situado entre dicho fuste de pantorrilla y dicha quilla de pie, y un medio de liberación (8, 57, 58) el cual se extiende a través de una abertura de dicho elemento de acoplamiento para fijar dicho fuste de pantorrilla a dicha quilla de pie por medio del elemento de acoplamiento.
- 5.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 4, en el que dicho medio de sujeción liberable conecta dicho elemento de acoplamiento con dicha quilla de pie y en el que está dispuesto otro medio de sujeción liberable, el cual conecta dicho elemento de acoplamiento con dicho fuste de pantorrilla para fijar dicho fuste de pantorrilla a dicha quilla de pie.
- 6.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 5, en el que dicho medio de sujeción liberable y dicho otro medio de sujeción liberable están separados entre sí dentro de dicho elemento de acoplamiento en una dirección a lo largo de dicha dirección longitudinal de dicha quilla de pie.
- 7.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 6, en el que dicho otro medio de sujeción liberable es más posterior que dicho medio de sujeción liberable.
- 8.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha superficie curvada de forma convexa de orientación anterior presenta la forma de una parábola, situándose el radio más pequeño de curvatura de dicha parábola en el extremo inferior del fuste de pantorrilla y extendiéndose hacia arriba para formar dicha parábola.
- 9.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho fuste de pantorrilla tiene forma de S, formando una porción inferior con dicha forma de S dicha superficie curvada de forma convexa de orientación anterior de dicho fuste de pantorrilla.
- 10.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho fuste de pantorrilla tiene forma de J, formando una porción inferior de dicha forma de J dicha superficie curvada de forma convexa de orientación anterior de dicho fuste de pantorrilla.
- 11.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que cada uno de los dos extremos separados verticalmente de dicho fuste de pantorrilla están redondeados de forma convexa dentro de los extremos libres respectivos que se extienden en la misma dirección a lo largo de dicha quilla de pie que se extiende en sentido longitudinal con una porción vertical relativamente recta de dicho fuste de pantorrilla que une dichos extremos redondeados sobre un lado opuesto al de dichos extremos libres.
- 12.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el fuste de pantorrilla que constituye la parte protésica inferior de una pierna se extiende hacia arriba de una forma sustancialmente curvilínea que está curvada de forma inversa para fusionarse con un extremo superior vertical recto del fuste de pantorrilla.

- 13.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha quilla de pie presenta una porción anterior del pie en un extremo, una porción posterior del pie en un extremo opuesto y una porción de la parte media del pie arqueada hacia arriba entre ellas, y en el que cada una de dichas porción de la parte anterior del pie y de dicha porción de la parte posterior del pie están curvadas de forma cóncava hacia arriba.
- 5 14.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha quilla de pie presenta una porción de la parte anterior del pie en un extremo, una porción de la parte posterior del pie en un extremo opuesto y una porción de la parte media del pie arqueada hacia arriba entre ellas, y en el que dicha porción de la parte media del pie de dicha quilla de pie está curvada de forma convexa hacia arriba a lo largo de la entera longitudinal entre dichas porciones de la parte anterior y posterior del pie.
- 10 15.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha quilla de pie presenta una porción de la parte anterior del pie en un extremo, una porción de la parte posterior del pie en un extremo opuesto y una porción de la parte media del pie arqueada hacia arriba entre ellas, y en el que dicha porción de la parte media del pie de dicha quilla de pie incluye una concavidad posterior encarada hacia arriba en la cual dicha porción inferior de dicho fuste de pantorrilla está fijada a dicha quilla de pie.
- 15 16.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha quilla de pie presenta una porción de la parte media del pie en un extremo, una porción de la parte anterior del pie en un extremo opuesto y una porción de la parte media del pie arqueada hacia arriba entre ellas, y en el que dicha porción de la parte posterior del pie incluye un talón con una esquina lateral posterior el cual es más posterior y lateral que la esquina medial del talón para favorecer la desviación de la parte posterior del pie durante la fase de contacto inicial de la marcha.
- 20 17.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha quilla de pie presenta una porción de la parte anterior del pie en un extremo, una porción de la parte posterior del pie en un extremo opuesto y una porción de la parte media del pie arqueada hacia arriba entre ellas, y en el que la superficie planar de la porción de la parte media del pie de dicha quilla de pie presenta una concavidad arqueada longitudinal con una cara medial de radio mayor que la cara lateral de aquélla.
- 25 18.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha quilla de pie presenta una porción de la parte anterior del pie en un extremo, una porción de la parte posterior del pie en un extremo opuesto y una porción de la parte media del pie arqueada hacia arriba entre ellas, en el que una cara dorsal de la parte media del pie y de una porción de la parte anterior del pie de dicha quilla de pie está conformada con una concavidad orientada hacia arriba que imita en funcionamiento el eje de desplazamiento del quinto metatarso de un pie humano, presentando dicha concavidad un eje longitudinal el cual está orientado formando un ángulo de 20° a 35° con respecto al eje longitudinal de la quilla de pie siendo la cara medial más anterior que la cara lateral para favorecer el desplazamiento del quinto metatarso durante la marcha como en el eje de rotación de baja velocidad del segundo al quinto metatarsos del pie humano.
- 30 19.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha quilla de pie presenta una porción anterior del pie en un extremo, una porción de la parte posterior del pie en un extremo opuesto y una porción de la parte media del pie arqueada hacia arriba entre ellas, y en el que la cara posterior de la porción de la parte anterior del pie de dicha quilla incluye unos orificios de junta de expansión medial y lateral que se extienden a través de dicha porción de la parte anterior del pie entre sus superficies dorsal y plantar, y extendiéndose las juntas de expansión hacia delante desde unos orificios respectivos de dichos orificios hasta el borde anterior de la parte anterior del pie para formar unos tirantes medial, intermedio y lateral, los cuales crean una capacidad de desplazamiento biplanar mejorada de la porción anterior del pie de dicha quilla de pie.
- 35 20.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 19, en el que dichos orificios de junta de expansión están situados a lo largo de una línea en el plano transversal, la cual se extiende formando un ángulo de 20° a 35° con respecto al eje longitudinal de la quilla de pie con el orificio de junta de expansión medial más anterior que el orificio de junta de expansión lateral.
- 40 21.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 19, en el que dichos orificios de junta de expansión, tal y como se proyectan sobre el plano sagital están inclinados formando un ángulo de 45° con respecto al plano transversal, siendo la cara dorsal de los orificios más anterior que la cara plantar.
- 45 22.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 19, en el que la distancia desde el medio de sujeción hasta el orificio de junta de expansión lateral es más corta que la distancia desde el medio de sujeción hasta el orificio de junta de expansión medial, de tal manera que la porción lateral del pie protésico presenta una palanca de los dedos del pie más corta que la porción medial para posibilitar una respuesta dinámica elevada y débil de la parte media del pie.
- 50 23.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el extremo anterior de dicha quilla de pie está conformado en un arco curvado hacia arriba para simular los dedos del pie humano en flexión dorsal en la posición de elevación del talón de los dedos del pie despegados en la última fase de apoyo de la marcha.
- 55

- 24.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha quilla de pie presenta una porción de la parte anterior del pie en un extremo, una porción de la parte anterior del pie en un extremo opuesto y una porción de la parte media del pie arqueada hacia arriba entre ellas, y en el que la cara posterior de la porción de la parte posterior del pie de dicha quilla de pie incluye al menos un orificio de junta de expansión que se extiende a través de dicha porción de la parte anterior del pie entre sus superficies dorsal y plantar extendiéndose una junta de expansión hacia delante desde dicho orificio de junta de expansión hasta el borde anterior de la porción de la parte anterior del pie para formar varios tirantes de expansión, los cuales crean una velocidad de desplazamiento biplanar mejorada de la porción anterior del pie de dicho pie.
- 25.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha quilla de pie presenta una porción de la parte anterior del pie en un extremo y una porción de la parte posterior del pie en un extremo opuesto y una porción de la parte media arqueada hacia arriba entre ellas, y en el que dichas porciones de la parte anterior, de la parte media y de la parte posterior de dicha quilla de pie están formadas de una sola pieza de material resiliente.
- 26.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 25, en el que dicho material resiliente es un plástico semirrígido.
- 27.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha quilla de pie está formada de un material semirrígido con un arco longitudinal conformado para crear una capacidad de respuesta dinámica de dicho pie durante la marcha, de tal manera que la cara medial del arco longitudinal presenta una capacidad de respuesta dinámica relativamente más elevada y la cara lateral de dicho arco longitudinal presenta una capacidad de respuesta dinámica relativamente más débil.
- 28.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el extremo posterior de dicha quilla de pie está conformado en un arco curvado hacia arriba que reacciona a las fuerzas de reacción del suelo durante el apoyo del talón mediante la compresión para la absorción de choque.
- 29.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha quilla de pie presenta una porción de la parte anterior del pie en un extremo, una porción de la parte posterior del pie en un extremo opuesto, y una porción de la parte anterior del pie arqueada hacia arriba entre ellas, y en el que la porción anterior de la parte posterior del pie de dicha quilla de pie incluye un orificio de junta de expansión que se extiende a través de dicha porción de la parte posterior del pie entre las superficies dorsal y plantar de aquélla, extendiéndose la junta de expansión posteriormente desde dicho orificio de junta de expansión hasta el borde posterior de la porción de la parte posterior del pie para formar varios tirantes de expansión los cuales crean una capacidad de desplazamiento biplanar mejorada de la porción de la parte posterior del pie de dicho pie.
- 30.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende así mismo un adaptador (13) conectado al extremo superior del fuste de pantorrilla para su uso en la conexión del pie protésico a una estructura de soporte sobre un muñón de pierna de una persona.
- 31.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la quilla de pie presenta un área de soporte de peso de la superficie plantar anterior que incluye unos tirantes de expansión lateralmente separados (25 - 27) los cuales crean una capacidad de desplazamiento biplanar de la quilla de pie.
- 32.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el fuste de quilla está formado de una sola pieza de material resiliente.
- 33.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la quilla de pie presenta unas áreas de soporte de peso de superficies plantares posterior y anterior y una porción de la parte media que no soporta ningún peso que se extiende entre las áreas de soporte de peso.
- 34.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 33, en el que el área de soporte de peso de la superficie plantar anterior está orientada formando un ángulo con respecto al eje longitudinal de la quilla de pie con su lado medial más anterior que su lado lateral.
- 35.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el fuste (50, 51) que constituye la parte inferior protésica de una pierna se extiende hacia arriba de una forma sustancialmente curvilínea que está curvada de manera inversa para fusionarse con un extremo superior recto del fuste.
- 36.- El pie protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho miembro presenta una anchura en el plano frontal mayor que el grosor del miembro en el plano sagital a lo largo de la entera longitud del miembro, de tal manera que el miembro se flexiona en la dirección longitudinal del pie durante la marcha para almacenar y liberar energía para mejorar la respuesta dinámica de la prótesis durante la marcha.
- 37.- La prótesis de acuerdo con la reivindicación 33, en la que dicho miembro resiliente tiene una forma genéricamente rectangular.

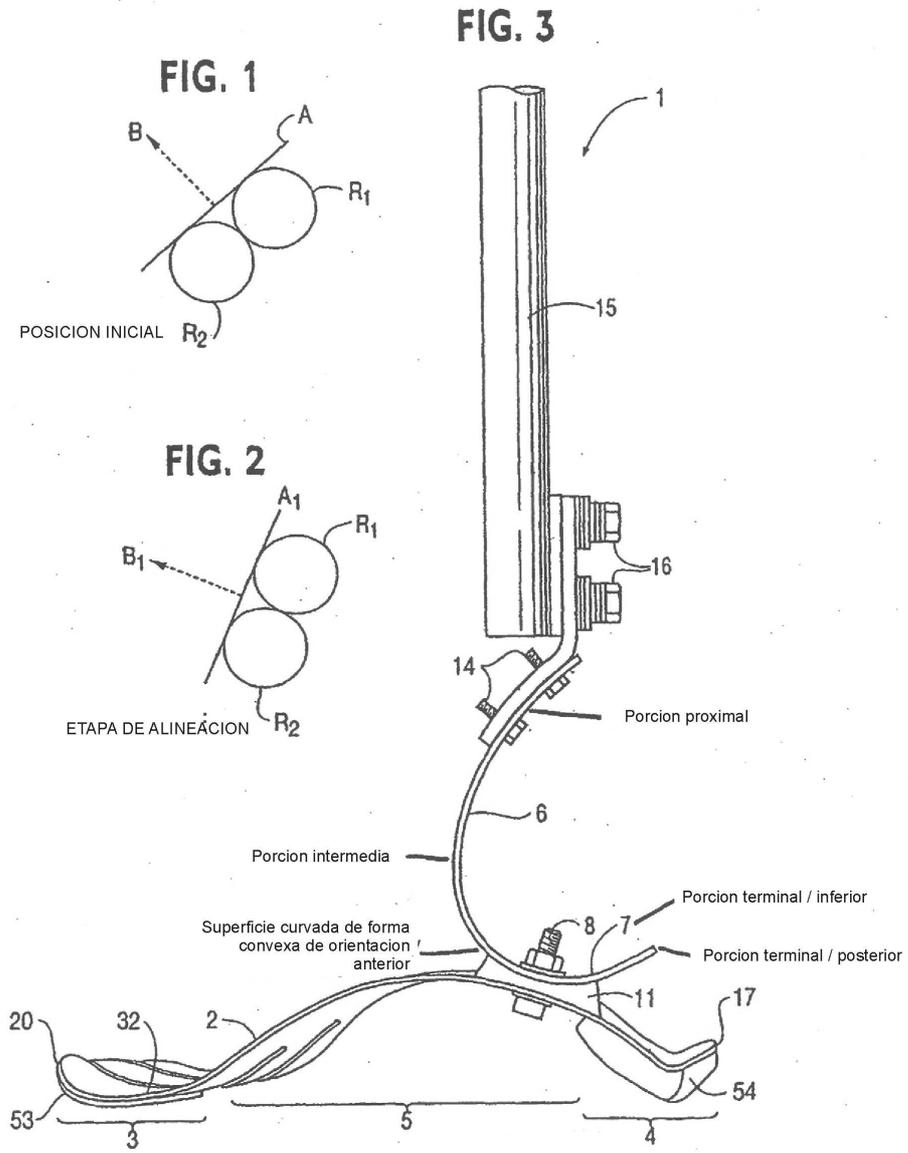


FIG. 4

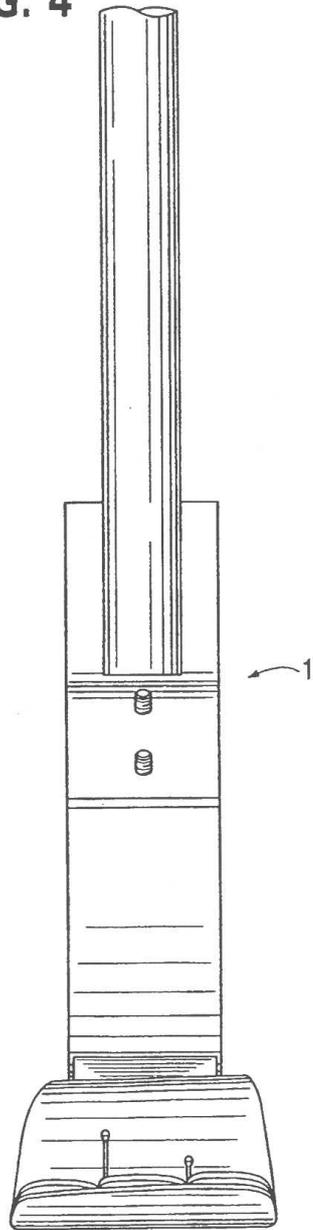


FIG. 5

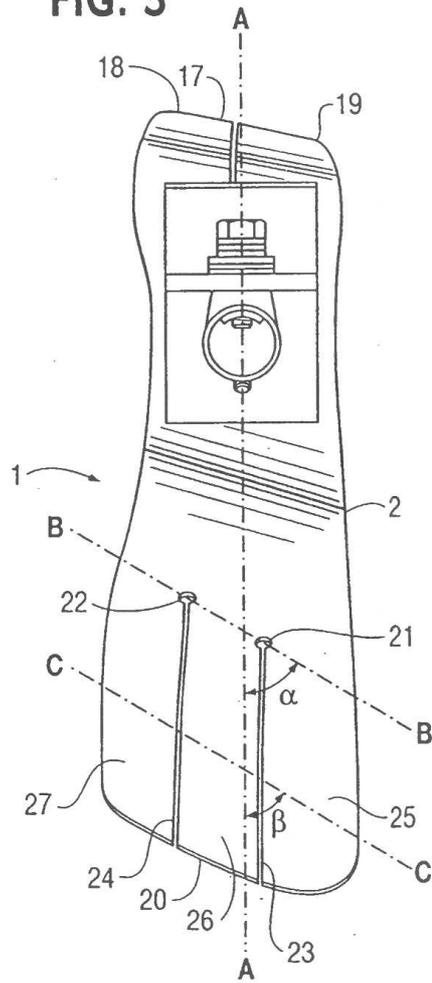


FIG. 6

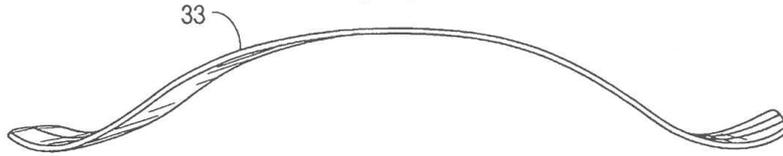


FIG. 7

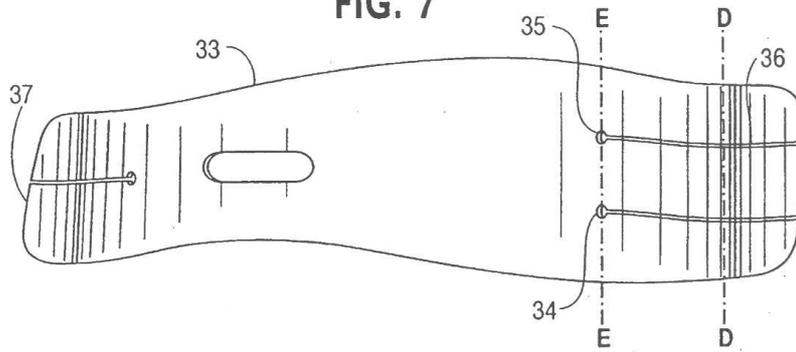


FIG. 8

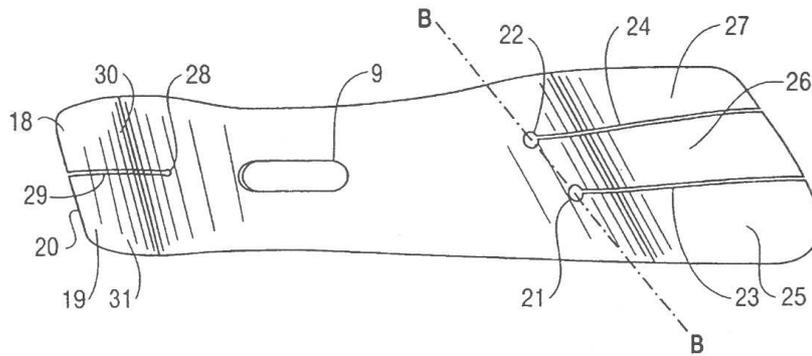


FIG. 9

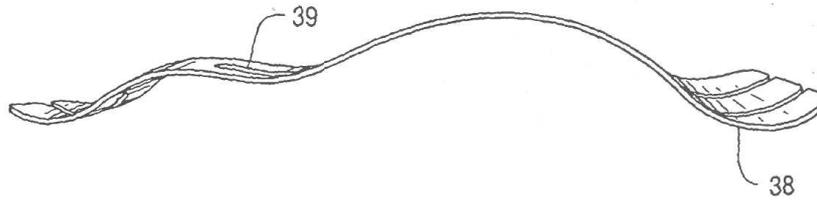


FIG. 10

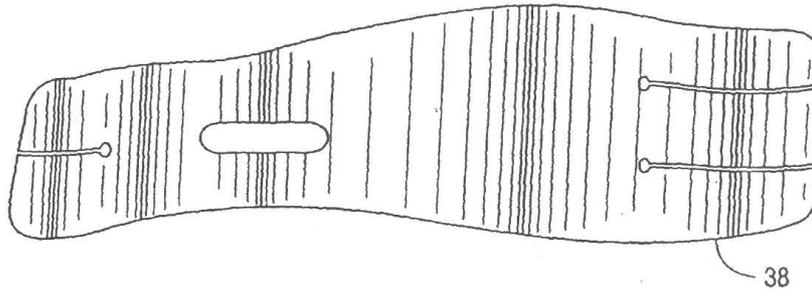


FIG. 11

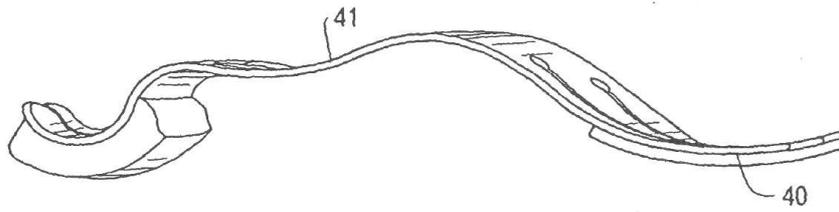
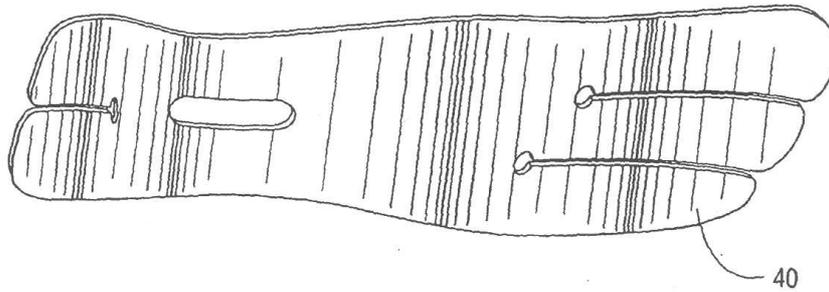
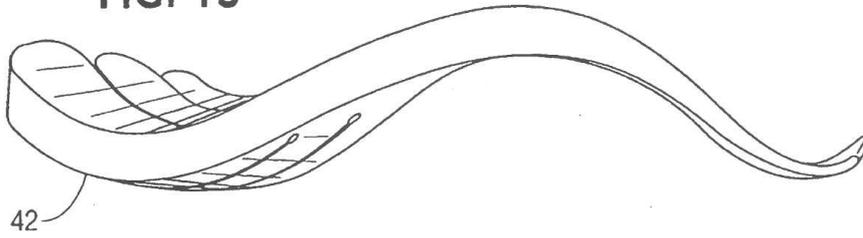


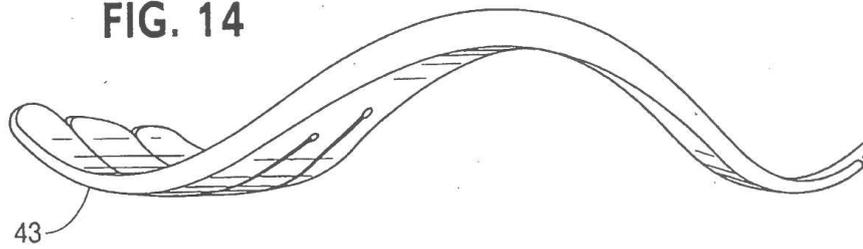
FIG. 12



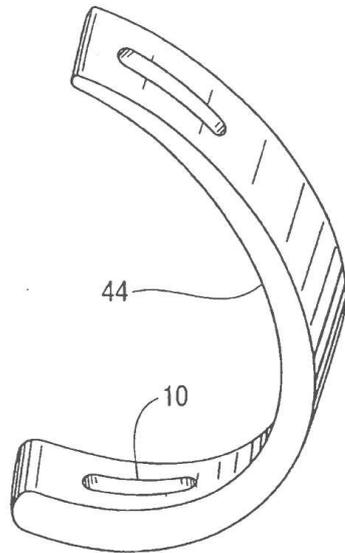
**FIG. 13**



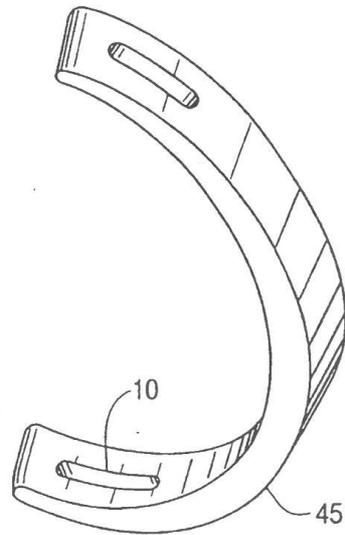
**FIG. 14**



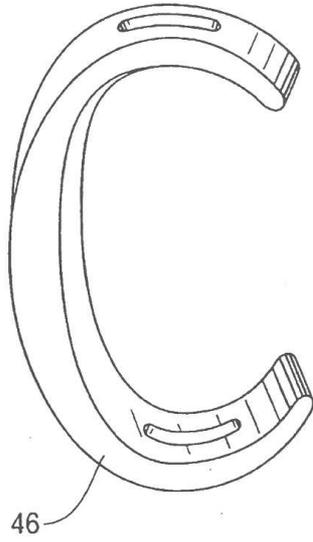
**FIG. 15**



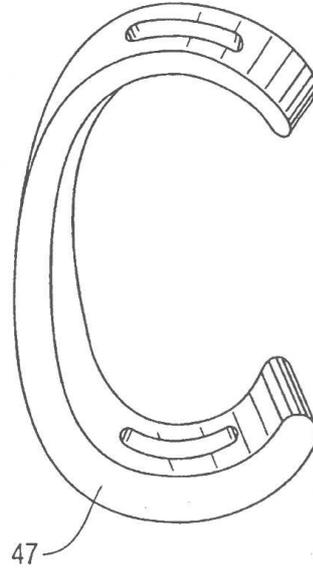
**FIG. 16**



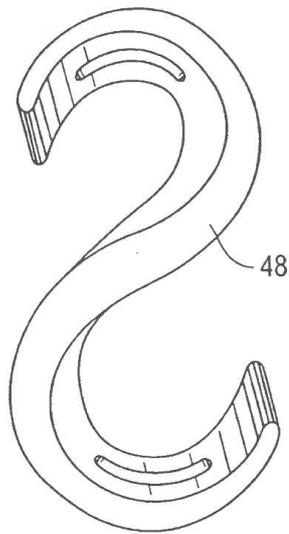
**FIG. 17**



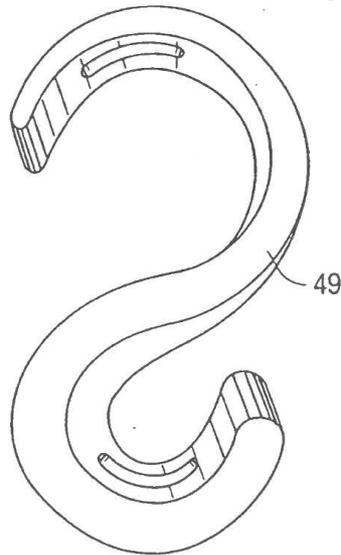
**FIG. 18**



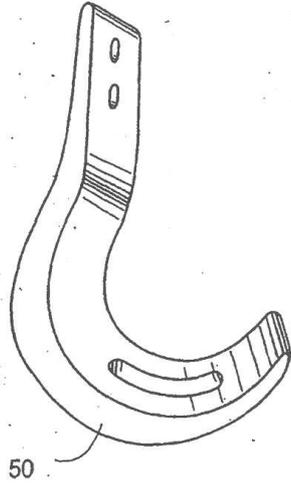
**FIG. 19**



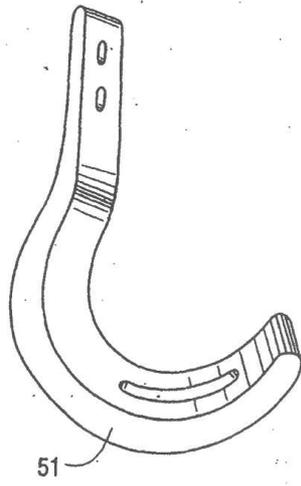
**FIG. 20**



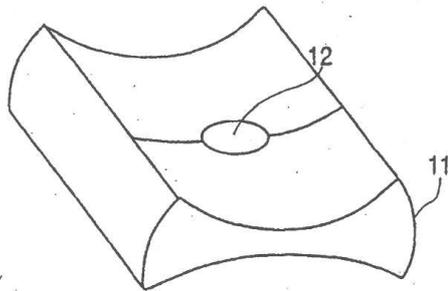
**FIG. 21**



**FIG. 22**



**FIG. 23**



**FIG. 24**

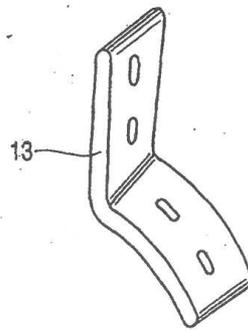


FIG. 25

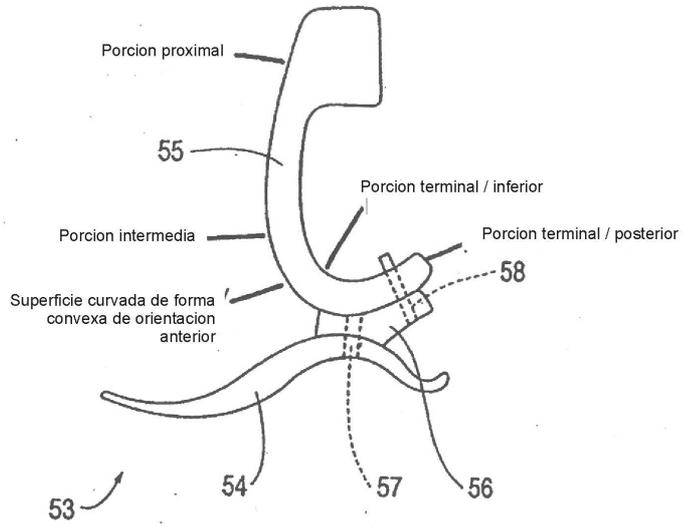


FIG. 26

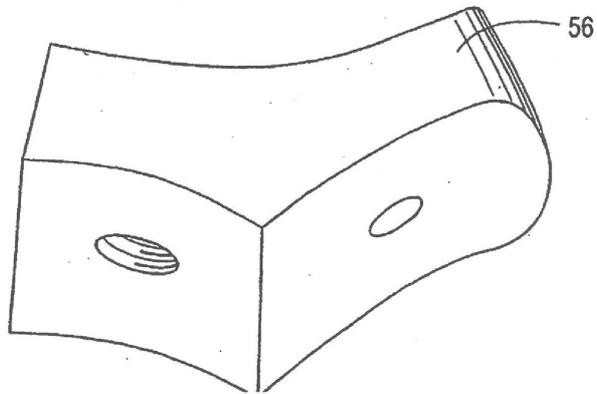


FIG. 27

