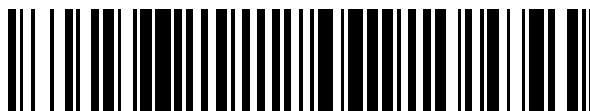


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 401 818**

51 Int. Cl.:

A61F 2/42 (2006.01)

A61F 2/00 (2006.01)

A61F 2/30 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.02.2008 E 08715921 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.01.2013 EP 2034930**

54 Título: **Prótesis articular de dedo**

30 Prioridad:

21.02.2007 DE 102007008406

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

24.04.2013

73 Titular/es:

**WALDEMAR LINK GMBH & CO. KG (100.0%)
BARKHAUSENWEG 10
22339 HAMBURG, DE**

72 Inventor/es:

**RANFT, CHRISTOPH y
KELLER, ARNOLD**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 401 818 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

Prótesis articular de dedo

El invento se refiere a una prótesis articular de dedo o digital que comprende un cuerpo de articulación que tiene un primer y un segundo elementos de articulación que están conectados juntos pivotablemente alrededor de un eje de rotación que ha de estar situado como un centro de rotación de una falange proximal y/o distal, y desde cada una de las cuales se extiende una barra o vástago de anclaje con ojales redondos con aberturas para recibir tornillos de fijación para fijar a las falanges, en que la prótesis está diseñada para ser implantada en el estado ensamblado radialmente en un ánima previamente producida en la articulación del dedo, las barras de anclaje son insertadas radialmente en ranuras que se extienden en la dirección central longitudinal de las falanges, y los tornillos de fijación son conectados radialmente a las falanges por medio de los ojales redondos.

Pueden ocurrir problemas funcionales con las articulaciones medias o centrales de dedo por un lado en virtud de una enfermedad degenerativa genética, artrosis articular. En ese caso la enfermedad conduce a un "desgaste" del cartílago de la articulación y por consiguiente a tensiones y presiones inapropiadas correspondientes con cambios completos en las superficies de la articulación, lo que da como resultado una restricción dolorosa sobre la función de la articulación o incluso una eliminación de la misma. Por otro lado pueden sin embargo ocurrir también problemas funcionales de la mano con las articulaciones medias de dedo como resultado de una lesión, por ejemplo debido a la luxación de la articulación o debido a una fractura de la articulación. El tratamiento primario de una fractura de la articulación da como resultado en general lo que es denominado como "artrosis post-traumática" de la articulación, que conduce también a una restricción dolorosa en la función o la eliminación de la función de la articulación media del dedo.

Una manera de eliminar los problemas funcionales antes indicados es rigidizar o reforzar la articulación en una posición que es conveniente para su función. Ese procedimiento da como resultado de manera reconocida ausencia de dolor pero ello significa la inoperatividad funcional completa de la articulación.

Para la implantación de las prótesis articulares de dedo anteriores, tenía que liberarse el ligamento lateral interno en la articulación del dedo para acceso ulnar o cubital. La articulación era entonces luxada de manera lateral y una parte de la placa palmar separada. La cabeza de la primera falange y la base de la segunda cabeza eran a continuación redimensionadas de manera que se proporcionara un espaciado previamente acordado entre las dos falanges. Acto seguido un espacio rectangular que se extiende a lo largo de un eje central era escariado por un raspador en cada falange. Una guía de árbol era pegada o cementada en ese espacio rectangular. Los elementos de articulación eran entonces fijados individualmente con sus barras de anclaje en la guía de árbol, las falanges eran dobladas hacia atrás y el primer y segundo elementos de la articulación conectados de manera articulada juntos insertando un pivote o vástago en las aberturas alineadas.

Como la articulación media del dedo tenía que ser luxada de manera lateral en el procedimiento para la implantación de las prótesis de la articulación de dedo conocidas, el sistema de tendón extensor, los dos tendones flexores y los ligamentos laterales de la articulación resultaban irritados, lo que daba como resultado que la operatividad era posteriormente afectada de manera adversa. Además se sacrificaba una gran cantidad de sustancia ósea para la implantación de la prótesis de la articulación del dedo ya que una guía de árbol tenía que ser insertada en la dirección del eje central de las articulaciones del dedo.

Prótesis de este tipo están descritas en los documentos US 5 443 516 A, EP 0 214 773 A, US 5 133 761 A y WO 00/01327 A. Todas estas prótesis están diseñadas para acceso palmar durante cirugía y por tanto dan como resultado heridas relativamente grandes durante la cirugía.

Una prótesis articular de dedo notablemente mejorada es conocida por el documento EP 1 096 906 del inventor Christoph Ranft. Esa permite un método nuevo y mejorado al tiempo que evita las desventajas antes indicadas. En el método descrito en el documento EP 1 096 906 la prótesis articular de dedo podría ser implantada en el estado ensamblado radialmente en un ánima previamente producida en la articulación del dedo, lo que representa una simplificación notable en la instalación y da como resultado lesiones leves en el dedo. El documento EP 1 096 906 forma la base para el preámbulo de la reivindicación 1.

Por otro lado esa prótesis articular de dedo es de una estructura de excesiva filigrana y sufre de falta de resistencia mecánica y durabilidad.

El objeto del invento es por consiguiente desarrollar más una prótesis articular de dedo como se ha expuesto en la parte de apertura de esta memoria, de tal modo que las desventajas antes mencionadas son evitadas al menos parcialmente, la prótesis articular de dedo tiene un nivel más elevado de estabilidad, pero al mismo tiempo puede

ser aún fácilmente implantada con leves lesiones para el paciente.

5 Ese objeto es alcanzado porque la prótesis, en el estado ensamblado, está diseñada para ser implantada radialmente en un ánima previamente producida en la articulación del dedo, las barras de anclaje están diseñadas para ser insertadas radialmente en ranuras que se extienden en la dirección longitudinal central de la falange, el primer elemento de la articulación tiene un cilindro hueco externo con una abertura de inserción en un lado, el segundo elemento de la articulación tiene un cilindro hueco interno, el cilindro hueco interno en la posición de instalación puede ser insertado por medio de la abertura de inserción de forma relativamente móvil en el cilindro hueco externo, un pasador o vástago puede ser insertado en la posición de instalación en el cilindro hueco interno para su conexión móvil de manera giratoria al cilindro hueco externo. Tanto el cilindro hueco externo como también el cilindro hueco interno están provistos respectivamente con una superficie periférica externa y una superficie periférica interna. La superficie periférica externa del cilindro hueco interno es ligeramente más pequeña que la superficie periférica interna del cilindro hueco externo de manera que el cilindro hueco interno puede ser insertado en la posición de instalación de manera relativamente móvil en el cilindro hueco externo. Tanto el cilindro hueco externo como también el cilindro hueco interno son de una configuración simétrica rotacionalmente y son de la misma geometría con el fin de asegurar una rotación sin problemas. La estructura en la forma de cuerpos huecos que son relativamente móviles entre sí y que deslizan uno dentro del otro proporciona la ventaja de momentos de inercia geométricos considerablemente aumentados en relación con la torsión y flexión, sobre la disposición que está descrita en el documento EP 1 096 906 y en que las fuerzas de torsión particulares son llevadas exclusivamente al pasador central.

20 Ha probado ser particularmente ventajoso que el cilindro hueco externo y el cilindro hueco interno estén hechos de metal ya que el metal tiene un nivel de estabilidad y resistencia a la fatiga elevados para usar en vivo. A ese respecto el titanio tiene propiedades de deslizamiento y fricción particularmente buenas, siendo de manera particular preferiblemente utilizado el nitrito de titanio que es biocompatible y tiene una propiedad de desgaste a la abrasión particularmente buena.

25 Si los cilindros huecos están hechos de metal el pasador puede estar hecho de material plástico ya que eso forma un emparejamiento de material particularmente bueno con los cilindros huecos. El uso de PE es particularmente preferido. Sin embargo también de acuerdo con el invento el pasador puede estar hecho también de metal.

30 Para reducir las fuerzas de fricción entre los extremos del cilindro hueco interno y el cilindro hueco externo, pueden preverse discos o arandelas de plástico entre las caras de extremidad del cilindro hueco interno y del cilindro hueco externo, comprendiendo también tales discos preferiblemente el PE.

35 La prótesis articular de dedo de acuerdo con el invento puede ser preferiblemente utilizada para una articulación PIP y puede soportar las fuerzas que ocurren en esa articulación sin ningún problema. Para proporcionar la capacidad de soportar la fuerza deseada el diámetro exterior del cuerpo externo hueco es aproximadamente de 1,5 a 2 veces mayor que el diámetro exterior del pasador. En el caso de una articulación PIP el cuerpo hueco externo es preferiblemente de un diámetro exterior de 12 mm y el pasador es de un diámetro exterior de 6 mm. Usarla como una sustitución para una articulación DIP o MCP sin embargo está también dentro del marco del invento. En principio la estructura de acuerdo con el invento puede también ser realizada para otras articulaciones con dimensionamientos adecuadamente diferentes pero manteniendo al mismo tiempo las relaciones de tamaño ventajosas antes descritas.

40 Puede haber previstos medios de tope entre el cilindro hueco externo y el cilindro hueco interno, que limitan el ángulo de rotación a una cantidad predeterminada. En la realización particularmente preferida los medios de tope tienen forma de escalones en la superficie periférica exterior del cilindro hueco interno, que en la posición de instalación se apoya contra los bordes de la abertura de inserción del cilindro hueco externo. Preferiblemente el ángulo de rotación es de 0 a 135 grados, particularmente de manera preferible 0 a 90 grados.

45 Otro modo de alcanzar el objeto del invento proporciona que la barra de anclaje tiene al menos una parte de agrandamiento en forma de clavija. Preferiblemente la parte de agrandamiento se extiende paralela a la dirección del eje, es decir transversalmente con respecto a la dirección longitudinal de la barra de anclaje. Además de una ranura para la barra de anclaje, puede haber previsto un rebaje correspondiente en las áreas corticales para esa parte de agrandamiento. Al menos la parte de agrandamiento en forma de clavija en la barra de anclaje actúa como un soporte para soportar la prótesis articular de dedo en el caso de cargar transversalmente con respecto a 50 la dirección longitudinal de la barra de anclaje y así en la dirección longitudinal del cuerpo de la articulación.

Es también posible proporcionar sobre la barra de anclaje una pluralidad de partes de agrandamiento en forma de clavija que son espaciadas una de otra por medio de aberturas a lo largo del eje longitudinal de la barra de anclaje. En vista en planta aquellas partes de agrandamiento pueden implicar esencialmente la geometría de una W, una

U o una V. Aquellas partes de agrandamiento están preferiblemente dispuestas en relación desplazada desde los ojales redondos u ojetes sobre la barra de anclaje con el fin de no impedir que se atornillen los tornillos de fijación en el hueso de la articulación del dedo y también para permitir que los tornillos de fijación sean atornillados de con inclinación. Para ese propósito pueden también estar previstos biseles en la barra de anclaje.

- 5 Preferiblemente las partes de agrandamiento en forma de clavija están previstas en el lado frontal de las barras de anclaje, que en la posición de instalación está hacia el hueso de la articulación del dedo.

Para soportar las fuerzas que actúan sobre las barras de anclaje ha probado ser particularmente deseable si al menos hay prevista una parte de agrandamiento en el extremo libre exterior de las barras de anclaje y otra en la región de conexión de la barra de anclaje al cuerpo hueco.

- 10 Otro aumento en el área de contacto dentro del hueso de la articulación del dedo puede ser alcanzado si además o alternativamente se prevé una parte de agrandamiento en el lado frontal de la barra de anclaje, que está alejado del hueso de la articulación del dedo.

- 15 La parte de agrandamiento del lado frontal y/o del lado posterior de la barra de anclaje - en vista en planta - tiene la configuración de una V o una W, en que la barra de anclaje proximal algo más larga tiene preferiblemente la configuración de una W y la barra de anclaje distal algo más corta tiene preferiblemente la configuración de una V.

Otros detalles, características y ventajas del invento serán evidentes a partir de la parte siguiente de la descripción en que una realización a modo de ejemplo de la disposición de acuerdo con el invento está descrita en mayor detalle con referencia a cuatro figuras de dibujos en los que:

- 20 La fig. 1 muestra una vista radial diagramática de una articulación media de dedo, siendo indicada la ubicación para implantación de una prótesis articular de dedo.

La fig. 2 muestra una vista frontal de la prótesis articular de dedo de acuerdo con el invento,

La fig. 3 muestra una vista en planta de la prótesis articular de dedo de la fig. 2, y

La fig. 4 muestra una vista en perspectiva despiezada ordenadamente de la prótesis articular de dedo de la fig. 3.

Componentes idénticos o similares están indicados por las mismas referencias.

- 25 La fig. 1 muestra el lado radial de una articulación media 2 de dedo con la falange proximal 4, es decir que está hacia el cuerpo, y la falange distal 6, es decir que está alejada del cuerpo. El tendón extensor 8 está mostrado por debajo de la falange y el tendón flexor 10 está mostrado sobre la falange intermedia.

- 30 La prótesis articular del dedo mostrada en las figs. 2 a 4 sirve para implantación radial en la articulación del dedo mostrada en la fig. 1 en la ubicación de la articulación de bisagra que está indicada en la fig. 1 por el círculo en el centro.

La fig. 2 muestra una vista lateral de la prótesis articular de dedo ensamblada. Comprende un cuerpo 14 de articulación que incluye un primer elemento de articulación y un segundo elemento de articulación que están conectados de forma articulada de tal manera que el segundo elemento de articulación es pivotable con respecto al primer elemento de articulación alrededor de un eje vertical A mostrado en la fig. 3.

- 35 Las figs. 2 y 3 muestran una vista lateral y una vista en planta de la prótesis articular de dedo en la posición de implantación. El primer elemento de articulación incluye un cilindro hueco externo 20 que tiene una abertura 22 de inserción en un lado del eje A. El cilindro hueco interno 24 del segundo elemento de articulación puede ser insertado de forma móvil rotacionalmente en esa abertura 22 de inserción del cilindro hueco externo 20, que se extiende sobre la mitad de la superficie periférica del cilindro. Formado externamente sobre el cilindro hueco interno 24 del segundo elemento de articulación hay un tope 28 que se extiende aproximadamente sobre una parte angular de 90° y que forma los bordes de tope del cilindro hueco interno 24, para hacer tope contra los bordes interiores de la abertura de inserción 22 del cilindro hueco externo 20. El rango angular desplazable puede ser ajustado según se desee en virtud de una configuración adecuada del tope 28.

- 45 Una barra de anclaje 30 proximal, de área, que se extiende de manera proximal está formada de una pieza en un lado de la superficie periférica exterior del cilindro hueco externo 20. Esa barra de anclaje proximal 30 se extiende desde el lado posterior del cilindro hueco externo 20 aproximadamente al centro del mismo. La barra de anclaje proximal 30 proporciona una superficie que se extiende de manera transversal con respecto al eje A del cuerpo 14 de la articulación. La altura de la barra de anclaje proximal es de aproximadamente una cuarta parte de la longitud total del cuerpo 14 de la articulación. Como puede verse en la fig. 2 la barra de anclaje proximal 30 está formada

en la superficie periférica exterior del cilindro hueco externo 20 algo por encima de un plano horizontal hipotético que se extiende a través del punto central del eje.

5 En la posición de implantación mostrada en la fig. 2, una barra de anclaje distal 32 que se extiende desde el lado posterior aproximadamente al centro del tope 28 está formada de una pieza sobre el cilindro hueco interno 24 en un plano con la barra de anclaje proximal 30. La barra de anclaje distal 32 se extiende de manera distal hacia afuera desde el cilindro hueco interno 24 y es también de una naturaleza de área.

10 La barra de anclaje proximal 30 y la barra de anclaje distal 32 tienen cada una partes de agrandamiento 34, 36 a modo de patas en su lado frontal que está hacia el hueso en la posición de instalación. Estas partes de agrandamiento 34, 36 se extienden hacia adelante transversalmente con respecto a la dirección longitudinal de las barras de anclaje 30, 32 sobre una longitud aproximadamente igual a la mitad del cuerpo 14 de la articulación. Al menos una parte de agrandamiento 34, 36 está prevista en el extremo libre exterior de las barras de anclaje 30, 32 con el fin de soportar también aquí las fuerzas que actúan sobre las barras de anclaje 30, 32.

La barra de anclaje distal 30 puede ser pivotada hacia fuera de la posición de implantación mostrada en las figuras hacia arriba en unos 90 grados aproximadamente en relación a la barra de anclaje proximal 32.

15 Un primer ojal redondo de fijación 40 está formado íntegramente sobre el lado superior de la barra de anclaje proximal 30 en relación adyacente y ligeramente desplazado hacia adentro desde el extremo libre exterior de la barra de anclaje de proximidad 30. Un segundo ojal redondo de fijación 42 de una configuración geoméricamente idéntica está íntegramente formado en un espaciado desplazado radialmente hacia adentro en la dirección del cilindro hueco externo 20 sobre la barra de anclaje proximal 30. El primer ojal redondo de fijación 40 y el segundo
20 ojal redondo de fijación 42 están así dispuestos sobre la barra de anclaje proximal 30 de modo que estén dispuestos precisamente en la región de aberturas entre las partes de agrandamiento 34, 36 en forma de pata, mutuamente espaciadas con el fin de permitir que los tornillos de fijación sean atornillados en las aberturas en los ojales redondos de fijación 40, 42, que se extienden sustancialmente paralelos al eje central del cuerpo 14 de la articulación. Con el fin de permitir que los tornillos de fijación sean atornillados de manera inclinada en los ojales
25 redondos de fijación 40, 42 hay previstos biseles 38 sobre las barras de anclaje 30, 32 en la región de los ojales redondos de fijación 40, 42 en los puntos de vértice de las aberturas entre las partes de agrandamiento 34, 36. El grosor del material aumenta desde el extremo frontal en la dirección del lado posterior, al grosor del material completo de la barra de anclaje de 0,7 a 1,3 mm. Los ojales redondos de fijación 40, 42 pueden también estar inclinados fuera de la vertical a través de aproximadamente 5 a 10 grados con el fin de ayudar al atornillado de
30 manera inclinada en los tornillos de fijación.

En la vista en planta la barra de anclaje proximal tiene sustancialmente la geometría de una W.

35 El lado posterior (distancia desde hueso en la posición de instalación) de la barra de anclaje proximal 30 se extiende desde el lado posterior del cilindro hueco externo 20 en un ángulo de aproximadamente 45° hacia atrás a un punto de vértice y asciende desde el mismo al extremo libre exterior en un ángulo somero. Las extremidades, formadas de esa manera, de las barras de anclaje 30, 32 incluyen entre ellas un ángulo obtuso es preferiblemente de 150 a 170 grados con el fin de que de esa manera coincidan las barras de anclaje con la geometría natural del hueso del dedo y mejoren la estabilidad aumentando la superficie de contacto de soporte en el hueso sin restringir la movilidad de la articulación.

40 Dos partes de agrandamiento 36 que se extienden sustancialmente paralelas al eje A están también formadas sobre la barra de anclaje distal 32. Las partes de agrandamiento 36 son espaciadas entre sí por una operación con un bisel en el punto de vértice. Un tercer ojal redondo de fijación 44 está formado íntegramente en el lado inferior de la barra de anclaje distal 32 en una posición de ser desplazada ligeramente hacia afuera desde la abertura. El tercer ojal redondo de fijación 44 está formado íntegramente aproximadamente en el punto de vértice de la extremidad frontal de la barra de anclaje distal 32.

45 Un pasador 48 de PE es insertado a través de una abertura de extremidad en el lado frontal en el extremo del cilindro hueco externo 20 para conectar de manera móvil relativamente el primer elemento de articulación al segundo elemento de articulación. El pasador 48 pasa a través de la abertura cilíndrica en el cilindro hueco interno 24 y lo fija así en el cilindro hueco externo 20. El pasador 48 es conectado de forma cautiva al cilindro hueco externo 20 en virtud de una fijación por presión adecuada entre el pasador 48 y el cilindro hueco externo 20. En el
50 extremo frontal el pasador 48 tiene una parte de espiga de diámetro reducido que puede ser apretada a la cara de extremidad frontal del cilindro hueco externo 20.

Para reducir la fricción entre los extremos frontales exteriores del cilindro hueco interno 24 que está hecho de nitrato de titanio y los extremos frontales interiores del cilindro hueco externo 20 que está hecho también de nitrato de

titanio, se insertan discos anulares 50 de PE.

5 Para la implantación de la prótesis articular de dedo, después de la separación del ligamento lateral correspondiente se fresa un ánima por medio de una cuchilla de fresado redonda desde el lado radial, en la posición indicada en la figura por el círculo central. El punto central del ánima corresponde con el punto central de rotación de las falanges 4, 6 al comienzo del movimiento de pivotamiento de la falange distal 6 fuera de la posición extendida en la posición flexionada. El diámetro interior y la altura del ánima corresponden al diámetro exterior y a la altura del cuerpo 14 de la articulación. Después de que el ánima ha sido fresada, dos ranuras 52, 54 que se extienden en la dirección central longitudinal de las falanges desde el ánima fresada son fresadas desde el lado radial con una cuchilla de fresar ranuras. A este respecto la forma de la ranuras 52, 54 se corresponde con la geometría de las barras de anclaje 30, 32.

10 Después de fresar del ánima y de fresar las ranuras 52, 54 las prótesis articulares de dedo son insertadas con sus extremos frontales en el ánima fresada, en cuyo caso las barras de anclaje 30, 32 son empujadas a la ranuras 52, 54 hasta que los ojales redondos de fijación 40, 42 y 44 se apoyan contra los huesos del dedo. A continuación las barras de anclaje 30, 32 son fijadas al material del hueso de la falange correspondiente 4, 6. Eso es efectuado atornillando los tornillos de titanio a través de los ojales redondos de fijación 40, 42 y 44 en el material del hueso.

15 Las partes de componente de la prótesis articular de dedo están hechas preferiblemente de metal, particularmente de manera preferible de titanio o nitrato de titanio. Ese material tiene la ventaja de que se consigue un alto nivel duradero de estabilidad del implante por el crecimiento del hueso en la superficie porosa del material. Es además posible que la superficie del material sea provista con un revestimiento biocompatible que promueve el crecimiento de hueso en la superficie. Por ejemplo hidroxilo de apatita es particularmente ventajoso.

20 Para alcanzar un emparejamiento antifricción entre el pasador y los cuerpos huecos, el pasador es preferiblemente de un material de un grado de dureza diferente del material de los cuerpos huecos, cuyos materiales sin embargo juntos forman un buen emparejamiento antifricción. Cuando se utilizan cuerpos huecos de titanio o de nitrato de titanio, un pasador de material plástico ha probado ser ventajoso, en particular un pasador de UHMWPE. Es también posible sin embargo considerar todos los demás emparejamientos de material adecuados con propiedades de deslizamiento adecuadas.

Dependiendo del tamaño de la articulación de dedo que ha de ser reemplazada, las dimensiones de la prótesis articular de dedo están preferiblemente en los rangos siguientes:

| | |
|--------------------------------------|--------------|
| Diámetro del cuerpo de articulación: | 6 a 8 mm |
| Diámetro del pasador: | 3 a 4 mm |
| Longitud de las barras de anclaje: | 4 a 8 mm |
| Grosor de las barras de anclaje: | 0,7 a 1,3 mm |

30 El invento ha sido descrito con referencia al reemplazamiento de la articulación media de dedo por la prótesis articular de dedo de acuerdo con el invento. De la misma manera la prótesis articular de dedo puede también ser utilizada para al reemplazamiento de las articulaciones extremas de los dedos, con adaptación adecuada de las dimensiones, mientras que se retengan las relaciones de tamaño.

Lista de referencias

| | | |
|----|----|----------------------------------|
| | A | pasador |
| | 2 | articulación media de dedo |
| | 4 | falange proximal |
| 5 | 6 | falange distal |
| | 8 | tendón extensor |
| | 10 | tendón plexo |
| | 14 | cuerpo de articulación |
| | 20 | cilindro hueco externo |
| 10 | 22 | abertura de inserción |
| | 24 | cilindro hueco interno |
| | 28 | tope |
| | 30 | barra de anclaje proximal |
| | 32 | barra de anclaje distal |
| 15 | 34 | parte de agrandamiento |
| | 36 | parte de agrandamiento |
| | 38 | bisel |
| | 40 | primer ojal redondo de fijación |
| | 42 | segundo ojal redondo de fijación |
| 20 | 44 | tercer ojal redondo de fijación |
| | 46 | abertura de extremidad |
| | 48 | pasador |
| | 50 | disco anular |
| | 52 | ranura |
| 25 | 54 | ranura |

REIVINDICACIONES

- 1.- Una prótesis articular de dedo que comprende un cuerpo (14) de articulación que tiene un primer y un segundo elementos de articulación que son conectados juntos de manera pivotable alrededor de un eje de rotación que ha de ser colocado como centro de rotación de una falange proximal (4) y/o distal (6), y desde cada una de las cuales se extiende una barra de anclaje (30, 32) con ojetes (40, 42, 44) con aberturas para recibir tornillos (4, 6) de fijación, en que la prótesis, en el estado ensamblado, está diseñada para ser implantada radialmente en un ánima previamente producida en la articulación del dedo, estando diseñadas las barras de anclaje (30, 32) para ser insertadas radialmente en las ranuras (52, 54) que se extienden en la dirección central longitudinal de las falanges (4, 6), caracterizada porque el primer elemento de la articulación tiene un cilindro hueco externo (20) con una abertura (22) de inserción en un lado, el segundo elemento de la articulación tiene un cilindro hueco interno (24), el cilindro hueco interno (24) en la posición de instalación puede ser insertado por medio de la abertura (22) de inserción de manera relativamente móvil con respecto al cilindro hueco externo (20), un pasador (48) puede ser insertado en la posición de instalación en el cilindro hueco interno (24) para su conexión móvil rotacionalmente al cilindro hueco externo (20).
- 2.- Una prótesis articular de dedo según la reivindicación 1 caracterizada porque el cuerpo hueco externo y el cuerpo hueco interno están hechos de metal.
- 3.- Una prótesis articular de dedo según una de las reivindicaciones precedentes caracterizada porque el pasador está hecho de material plástico.
- 4.- Una prótesis articular de dedo según una de las reivindicaciones precedentes caracterizada porque los discos anulares (50) están previstos entre el cuerpo hueco externo y el cuerpo hueco interno en los extremos.
- 5.- Una prótesis articular de dedo según una de las reivindicaciones precedentes caracterizada porque el diámetro exterior del cuerpo hueco externo es aproximadamente de 1,5 a 2 veces tan grande como el diámetro exterior del pasador.
- 6.- Una prótesis articular de dedo según una de las reivindicaciones precedentes caracterizada porque los medios de tope (28) están previstos entre el cuerpo hueco externo y el cuerpo hueco interno.
- 7.- Una prótesis articular de dedo según la reivindicación 6 caracterizada porque los medios de tope (28) están previstos sobre el cuerpo hueco interno.
- 8.- Una prótesis articular de dedo según la reivindicación 6 ó 7 caracterizada porque los medios de tope (28) incluyen un ángulo de aproximadamente 130°.
- 9.- Una prótesis articular de dedo según una de las reivindicaciones previas caracterizada porque las barras de anclaje (30, 32) tienen al menos una parte de agrandamiento (34, 36) a modo de pata que se extiende preferiblemente paralela a la dirección axial.
- 10.- Una prótesis articular de dedo según la reivindicación 10 caracterizada porque la parte de agrandamiento está prevista en el extremo libre de la barra de anclaje.
- 11.- Una prótesis articular de dedo según la reivindicación 10 u 11 caracterizada porque las barras de anclaje (30, 32) tienen una pluralidad de partes de agrandamiento (34, 36) a modo de pata que están espaciadas una de otra por medio de una o más aberturas a lo largo del eje longitudinal de las barras de anclaje (30, 32).
- 12.- Una prótesis articular de dedo según la reivindicación 10 a 12 caracterizada porque al menos una parte de agrandamiento (34, 36) está prevista en el lado frontal de las barras de anclaje (30, 32).
- 13.- Una prótesis articular de dedo según una de las reivindicaciones 10 a 13 caracterizada porque al menos una parte de agrandamiento adicional está prevista en el lado posterior de las barras de anclaje (30, 32).
- 14.- Una prótesis articular de dedo según la reivindicación 14 caracterizada porque la parte de agrandamiento en el lado posterior está adaptada a la geometría del hueso.

Fig. 1

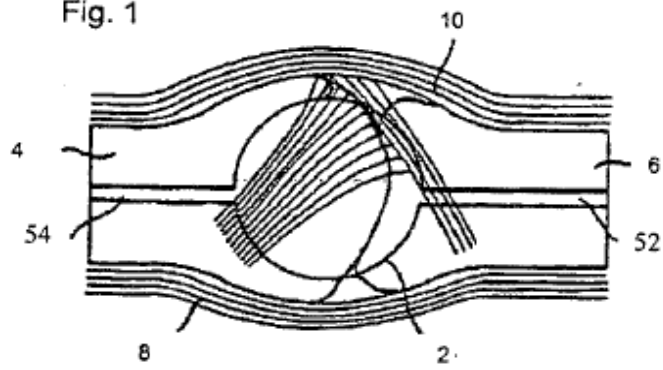


Fig. 2

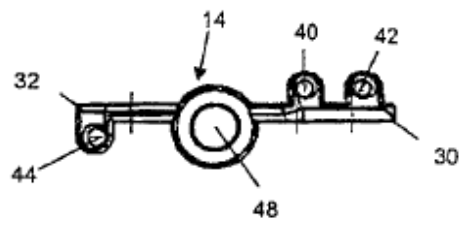


Fig. 3

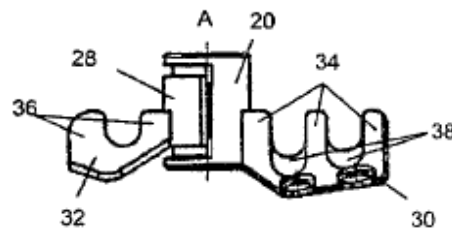


Fig. 4

