

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 748 932**

51 Int. Cl.:

A61F 2/42

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.05.2008** **E 08155965 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.07.2019** **EP 2014262**

54 Título: **Unión protésica articular con caña de expansión**

30 Prioridad:

09.07.2007 DE 202007009619 U

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

18.03.2020

73 Titular/es:

**ZRINSKI GMBH (100.0%)
Eisenbahnstrasse 100
78573 Wurmlingen, DE**

72 Inventor/es:

**LINDNER, NICOLA;
REITZIG, CLIFF-GEORG;
ECKHOF, STEPHAN y
FELDHAUS, THOMAS**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 748 932 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

Unión protésica articular con caña de expansión

5 **Campo técnico**

La invención se refiere a una parte protésica articular, especialmente para una articulación de dedo, que está constituida o bien por un componente próximo o un componente distal así como por una caña que se distancia de este componente y que debe alojarse en un hueso, que está configurada al menos en parte como casquillo de expansión y presenta un taladro pasante, dentro del cual está previsto un cuerpo de expansión deslizable en éste.

Estado de la técnica

Las articulaciones artificiales de los dedos están constituidas esencialmente por dos elementos, a saber, un componente próximo y un componente distal. Un componente presenta una cabeza articulada convexa, que colabora con la otra parte, que muestra una cáscara de articulación cóncava.

Las articulaciones artificiales de los dedos se insertan entre el hueso medio de la mano y el hueso del dedo o entre huesos individuales del dedo. También se conoce que se puede sustituir exclusivamente la articulación funcionalmente defectuosa de los dedos, de manera que sólo está presente un componente artificial.

Tales articulaciones se emplea cuando existen enfermedades degenerativas de la articulación, como osteoartritis, artritis post-traumática o artritis reumatoide de las articulaciones respectiva. Una alternativa consiste en reforzar las articulaciones de los dedos. Otra alternativa, que obtiene la movilidad de los miembros individuales de los dedos es la sustitución total de la articulación.

Se conocen a partir del estado de la técnica, especialmente a partir del documento EP 1 203 569 A (FINSBURY (DEVELOPMENT) LIMITED LEATHERHEAD) 03.11.2000 implantes de articulaciones de los dedos en la realización llamada implante de la caña-PIP. Estos implantes presentan un componente próximo y un componente distal, que colaboran de manera correspondiente y presentan, respectivamente, una caña que se aleja de estos componentes. La caña está configurada, en general, cónica y se inserta en la médula ósea de un hueso. Para posibilitar la inserción, se limpia parcialmente el interior del hueso con una herramienta de limpieza y se inserta el implante con un instrumento del tipo de martillo en el hueso. La fijación se realiza de tal manera que el diámetro del taladro limpio es menor que el diámetro exterior de la caña, de manera que se obtiene una especie de ajuste a presión entre la caña y el interior del hueso.

El propio implante está constituido de un material con un módulo de elasticidad similar al hueso. el módulo de elasticidad similar al hueso evita el llamado blindaje contra estrés y de esta manera favorece la formación del huso. De esta modo se mejora adicionalmente la fijación del implante en el espacio de la médula del hueso.

Se conoce a partir del documento US 3 805 302 A (MATHYS R) una prótesis articular de dedo, que posee para cada componente de la articulación una caña insertable en el hueso del dedo, que está configurada al menos parcialmente como un casquillo de expansión y que presenta un taladro pasante, para que un pasador de expansión insertable desde fuera en este taladro se pueda enroscar, desde el lado de la articulación por medio de un destornillador en el casquillo de expansión y de esta manera se pueda extender.

El casquillo de expansión utilizado posee sobre su periferia unas nervaduras en forma de dientes de sierra y debe apoyarse con estas nervaduras a través del proceso de extensión a tope en el taladro del hueso respectivo, lo que se considera, por decirlo así, como una especie de seguro contra un aflojamiento posible del casquillo de expansión.

Inconvenientes del estado de la técnica

Las prótesis indicadas según el estado de la técnica presentan, sin embargo, inconvenientes, como aflojamiento del implante en virtud de fijación deficiente y unión deficiente con el hueso, con lo que se puede producir alto desgaste y fricción correspondiente. La consecuencia es que la construcción similar a una caña se puede aflojar dentro del espacio de la médula, de manera que entonces se afloja la extensión y, por lo tanto, la fijación de la caña respectiva. Las consecuencias de ello son de nuevo dolores, que pueden ser provocados también por migración o incluso roturas.

60 **Cometido de la invención**

Por lo tanto, el cometido de la invención es desarrollar una parte protésica articular, especialmente para articulaciones de los dedos, de tal manera que se reduce la probabilidad de un aflojamiento del implante en oposición al estado de la técnica.

Solución del cometido

Este cometido se soluciona según la invención por que en el caso de utilización de una extensión al menos, respectivamente, en la zona inicial del taladro pasante de la caña provista con un casquillo de expansión y del cuerpo de expansión está prevista unas roscas, que colaboran de tal manera que después de la introducción del cuerpo de expansión en el taladro, además de la colaboración de las dos roscas, la rosca del cuerpo de expansión se corta parcialmente para generar una fricción adhesiva adicionalmente en el taladro de la caña.

Ventajas de la invención

Una ventaja de la invención es que en virtud de la configuración según la invención de la prótesis parcial articular,. no es necesario emplazar la caña respectiva de la prótesis a través de la mecanización de impacto o bien de martillo del espacio de la médula de un hueso en ésta. En cambio, la prótesis parcial articular según la invención se puede fijar de manera sencilla y eficiente.

Una ventaja especial de la invención es que sin mucho gasto de fuerza se inserta la prótesis parcial articular con su caña en el espacio de la médula de un hueso y en otra etapa se puede fijar allí por medio del casquillo de expansión previsto. Este casquillo de expansión, que se extiende al menos parcialmente sobre la caña, se activa a través de un cuerpo de expansión previsto dentro del casquillo de expansión, desplazable en la dirección longitudinal de la caña. A tal fin, según la invención, el taladro de la caña se configura más ancho, respectivamente, en la zona del casquillo de expansión en su extremo libre y el extremo libre del cuerpo de expansión.

A través de una configuración tan ensanchada, durante un proceso de extensión, el casquillo de expansión es presionado con su superficie exterior contra la pared interior del taladro óseo respectivo, y en concreto enroscando el cuerpo de expansión en el casquillo de expansión o bien en la caña de tal manera que después de la unión roscada propiamente dicha entre la caña y el cuerpo de expansión, la rosca del cuerpo de expansión corta todavía adicionalmente en la caña como un tornillo auto-roscado en ésta, de manera que en la práctica en virtud de la fricción adhesiva que se produce de esta manera, por decirlo así se congela el proceso de extensión y de este modo se impide un aflojamiento posterior posible de tal fijación.

A tal fin, es conveniente configurar el cuerpo de expansión de tal manera que está configurado en su diámetro sobre su lado que se aleja del componente mayor que en la parte restante de la caña, de manera que a través del enroscado o bien desenroscado, por ejemplo con un destornillador, del cuerpo de expansión se separan los casquillos de expansión y se apoyan o bien se amarran allí en la pared del espacio de la médula.

Para que sea posible, en general, una extensión en esta forma, de manera más ventajosa, puede estar previsto que el casquillo de expansión esté configurado de tal manera que se configure una caña convencional canulada y en su extremo libre estén previstas unas ranuras correspondiente, que se alinean igualmente en la extensión longitudinal de la caña. El cuerpo de expansión propiamente dicho está alojado dentro de la caña en un taladro canulado pasante y con preferencia es giratorio sobre una rosca dispuesta dentro de la caña también en y en contra del sentido horario. Giratorio en una dirección significa que se realiza la extensión, en cambio se anula la extensión en la otra dirección.

Además, en una forma de realización ventajosa puede estar previsto configurar un medio auxiliar como herramienta giratoria sobre un punto teórico de rotura en primer lugar de una sola pieza con el cuerpo de expansión. A través de una rotación del cuerpo de expansión a través del medio auxiliar como herramienta giratoria se ejerce la extensión correspondiente de la caña o bien del casquillo de expansión y en el caso de que se alcance un par de torsión determinado, se rompe la unión entre el casquillo de expansión y la herramienta giratoria, puesto que en un lugar definido está previsto el punto teórico de rotura correspondiente. Las propiedades del material se seleccionan en este caso para que se impida una formación desfavorable de virutas.

También es conveniente que el cuerpo de expansión se extiende desde el taladro pasante del extremo libre de la caña al menos en una medida insignificante hacia fuera y de este modo cubra la zona abierta de la parte de implante articular. De este modo se impide con ventaja que durante la inserción en la médula ósea de un hueso, por ejemplo a través de las ranuras abiertas hacia el extremo libre, se arrastre otra médula y se destruya. Además, el extremo libre del cuerpo de expansión ofrece la posibilidad de funcionar como marcador radiológico. De este modo se garantiza que a través de una radiografía se pueda controlar la posición exacta de la prótesis parcial articular constituida, por ejemplo, de plástico en la posición correcta.

Otra forma de realización posible prevé que sobre la pared exterior de la caña estén previstas instalaciones anti-giro. Estas instalaciones anti-giro son construcciones del tipo de aletas, que están dispuestas al menos una vez sobre la periferia y se dilatan en la extensión longitudinal de la caña. Están configurada de tal manera que no impiden el proceso de extensión del casquillo de expansión de manera correspondiente, y adicionalmente apoyan el anclaje del implante dentro de la médula ósea.

Una forma de realización ventajosa de este seguro anti-giro prevé que se incremente a partir del extremo libre en la dirección del componente distal o próximo en sus proyecciones, de manera que durante la inserción del implante es posible todavía una rotación y se puede insertar tanto más el implante en el espacio de la médula, cuanto más se estrecha la rotación de manera correspondiente.

5 Para poder instalar tales instalaciones anti-giro junto con la caña de un componente, puede estar previsto limpiar la cavidad con una herramienta de limpieza a través de movimientos giratorios o no se impacto de forma simétrica rotatoria. Un medio auxiliar, como por ejemplo un calibre, apoya también la limpieza para configuraciones del tipo de aletas, de manera que se puede insertar el implante en ajuste exacto.

10 La prótesis parcial articular puede estar constituida de un material conocido en el estado de la técnica.

De esta manera es posible, para conseguir especialmente un módulo de elasticidad óseo, que se utilice a tal fin un plástico correspondiente.

15 Esto implica también la ventaja de que las partes de prótesis articulares se pueden fabricar por medio de un procedimiento de fundición por inyección.

20 Otras configuraciones ventajosas se deducen a partir de la descripción siguiente, de los dibujos así como de las reivindicaciones.

Dibujos

25 La figura 1 muestra una mano humana para ilustrar el emplazamiento de las partes de prótesis articular.

La figura 2 muestra una primera vista en perspectiva sobre la prótesis parcial articular según la invención con componente próximo.

30 La figura 3 muestra otra representación de una vista en perspectiva sobre la prótesis parcial articular según la invención con componente distal.

La figura 4 muestra una sección a través de la prótesis parcial articular según la figura 2 a lo largo del plano IV-IV.

35 La figura 5 muestra una sección a través de la prótesis parcial articular según la figura 3 a lo largo del plano V-V.

La figura 6 muestra una vista lateral sobre un cuerpo de expansión insertable en la caña de la prótesis parcial articular.

40 La figura 7 muestra una vista en perspectiva sobre una prótesis parcial articular, pero en el estado extendido frente a las figuras 2 y 3.

La figura 8 muestra una prótesis parcial articular con una primera realización de un seguro anti-giro.

45 La figura 9 muestra una prótesis parcial articular según la invención con otra realización de una instalación anti-giro.

Descripción de ejemplos de realización

50 En la figura 1 se muestra una mano H de un cuerpo humano en estructura ósea. Para definir la nomenclatura para la aplicación de partes de prótesis articular, como se describirá a continuación, se indican las siguientes designaciones en la figura 1: En la figura 1 en la zona de las puntas de los dedos se disponen las articulaciones D entre falanges distales. Siguen las articulaciones P entre falanges próximas así como las articulaciones de las falanges metacarpianas dispuestas en la zona media de la mano. Los dedos individuales se identifican con I a V.

Prótesis parcial articular próxima:

55 Las partes de prótesis articulares descritas a continuación se pueden aplicar especialmente en las zonas entre falanges distales como también próximas D, P, pero también en las articulaciones de falanges metacarpianas M. Son independientes de la selección de los dedos I a V. Sólo se diferencian en el tamaño y en el diseño respectivo de los componentes próximo o distal.

60 En la figura 2 se representa una vista en perspectiva de una prótesis parcial articular 1 con un componente próximo 2. El componente próximo 2 presenta una superficie deslizante no representada en detalle en esta realización, sobre la que se puede deslizar un componente distal 3 representado en la figura 3 de una prótesis parcial articular 1.1.

Desde el componente próximo 2 se extiende hacia atrás una caña 4, que se distancia casi verticalmente desde el componente próximo 2 y en el ejemplo de realización representado aquí presenta un estrechamiento hacia su extremo próximo 5. Está configurada redonda en la sección transversal.

5 El extremo libre 5 de la caña 4 presenta, además, ranuras 6. Estas ranuras 6 forman un casquillo de expansión 7, que está configurado al menos como parte de la caña 4. Dentro de la caña 4 o bien del casquillo de expansión 7 está dispuesto un cuerpo de expansión 8. El cuerpo de expansión 8 se encuentra en un taladro 9 previsto dentro del casquillo de expansión 7 o bien de la caña 4. Como se representa en la figura 4, el taladro 9 se extiende desde el extremo libre 5 de la caña 4 hasta más allá del componente próximo 2 de la prótesis parcial articular 1. En el extremo libre 5 de la caña 4 está configurado el taladro 9 con una sección más ancha del taladro 9.1 en comparación con la caña 4 restante.

15 El taladro 9 sirve para alojar el cuerpo de expansión 8 correspondiente, como se representa en la figura 6. El extremo libre del cuerpo de expansión 8 - designado con 8.1 - está configurado igualmente más ancho, de manera que en el caso de movimientos del cuerpo de expansión 8 desde el extremo libre 5 en la dirección del componente próximo 2, se extiende el casquillo de expansión 7.

20 El extremo libre 8.1 del cuerpo de expansión 8 está configurado redondeado de manera que se distancia ligeramente sobre el extremo libre 5 de la caña 4. De esta manera, durante la inserción de la caña 4 en el espacio de la médula, se protege la médula restante, puesto que debe evitarse que las aristas vivas de las ranuras 6 lesionen eventual médula ósea.

Además, la pared de la caña 4 está configurada redondeada especialmente en la zona del extremo libre 5.

25 **Prótesis parcial articular distal:**

En la figura 3 se representa una vista en perspectiva de una prótesis parcial articular 1.1 con un componente distal 3. El componente distal 3 presenta una superficie deslizante no representada en esta realización, sobre la que se puede deslizar el componente próximo 2 representado en la figura 2.

30 Desde el componente distal 3 se extiende en el lado trasero una caña 4.1, que se extiende casi perpendicularmente desde el componente distal 3 y en el ejemplo de realización representado aquí presenta un estrechamiento hacia su extremo libre 5. Está configurada redonda en la sección transversal, de manera que es posible una adaptación al espacio de la médula.

35 El extremo libre 5 de la caña 4.1 presenta, además, ranuras 6. Estas ranuras 6 forman un casquillo de expansión 7, que está configurado al menos como parte de la caña 4.1. Dentro del casquillo de expansión 7 está dispuesto un cuerpo de expansión 8, que se encuentra dentro del taladro 9 previsto en el casquillo de expansión 7 o bien en la caña 4.1. Como se representa en la figura 5, el taladro 9 se extiende desde el extremo libre 5 de la caña 4.1 hasta más allá del componente distal 3 de la prótesis parcial articular 1.1. En el extremo libre 5 de la caña 4 está configurado el taladro 9 más ancho en una sección 9.1.

45 El taladro 9 sirve para alojar el cuerpo de expansión 8 correspondiente, como se representa en la figura 6. El extremo libre 8.1 del cuerpo de expansión 8 está configurado igualmente más ancho, de manera que en el caso de movimientos del cuerpo de expansión 8 desde el extremo libre 5 en la dirección del componente distal 3, se ensancha el casquillo de expansión 7.

50 También aquí en el cuerpo de expansión 8 está previsto que éste se distancia un poco sobre el extremo libre 5, de manera que durante la inserción de la caña 4.1 en un espacio de la médula, el resto de la médula está protegido, puesto que se evita que las aristas vivas de las ranuras 6 lesionen médula eventual.

También aquí la pared de la caña 4.1 está configurada redondeada en la zona del extremo libre 5 y en concreto para evitar que durante la inserción de la prótesis parcial articular 1.1 aparezcan lesiones no deseadas del tejido.

55 Dentro del taladro 9 en la zona de las cañas 4 y 4.1 está prevista una rosca 10, que colabora con una rosca 11 representada en la figura 6 del cuerpo de expansión 8. Puesto que el cuerpo de expansión 8 presenta al menos en la zona inicial igualmente la rosca 11, durante su inserción en el taladro 9 y a través de una rotación del cuerpo de expansión 8 adicionalmente (además de la colaboración con la rosca 10 dentro del taladro 9) se corta la rosca 11 en la caña 4 o bien 4.1, que está constituida de plástico, lo que se indica a través de la flecha 11.1 en la figura 5. De esta manera se garantiza que el cuerpo de expansión 8 mantenga su posición en virtud de la fricción adhesiva y con ello se mantenga también la extensión, que ha sido realizada después del roscado del cuerpo de expansión 8.

60 El cuerpo de expansión 8 en la realización representada en la figura 6 presenta un punto teórico de rotura 17. Desde el punto teórico de rotura 17 se extiende en la dirección opuesta del extremo libre 8.1 previsto un medio auxiliar 12,

que está previsto para enroscar el cuerpo de expansión 8 en y en su dirección opuesta.

En la figura 7 se muestra en vista en perspectiva una prótesis parcial articular 1.2, que adopta una posición extendida a diferencia de su posición de partida correspondiente como se representa en las figuras 2 y 3.

5 Para poder mover el cuerpo de expansión 8 ahora en una dirección de la flecha 13, para que se realice una extensión del casquillo de expansión 7, en el cuerpo de expansión 8 está previsto el medio auxiliar 12 (representado también en la figura 6), que colabora con el cuerpo de expansión 8 sobre el punto teórico de rotura 17. La colaboración está configurada de tal forma que a través de una rotación en la dirección de la flecha 13 se mueve el cuerpo de expansión 8 en una dirección de la flecha 19 y se desplaza sobre la unión roscada 10/11 (representada en las figuras 4 a 6) en la dirección de la flecha 19 y en este caso corta parcialmente la rosca 10 también en la prótesis parcial articular 1.2 y en concreto como se indica en la figura 5. A medida que se incrementa la extensión (flecha 14), aumenta el par de torsión a aplicar sobre el medio auxiliar 12, de manera que con un tamaño definido, se separa el medio auxiliar 12 desde el cuerpo de expansión 8 restante, con preferencia en el punto teórico de rotura 17 descrito en la figura 6. Este medio auxiliar 12 se puede extraer entonces sin que se produzcan o permanezcan virutas en la zona de la prótesis parcial articular 1.2. La rotura teórica tiene lugar en este caso dentro de la prótesis parcial articular 1.2, de manera que las superficies deslizables mantienen en adelante su propiedad deseada. La prótesis parcial articular 1.2 está fijada ahora en el espacio de la médula y está fijada a través de la extensión del casquillo de expansión 7 dentro de un espacio de la médula ósea al menos en la dirección de la flecha 19.

20 Como alternativa puede estar previsto también que en lugar del medio auxiliar 12 se inserte una herramienta, que se puede acoplar con el cuerpo de expansión 8, por ejemplo a través de una hexágono interior.

25 En la figura 8 se muestra otra posibilidad para poder mejorar las formas de realización según la invención: La prótesis parcial articular 1.3 representada allí presenta, además de las propiedades ya descritas anteriormente, adicionalmente un elemento anti-giro 15. Este elemento anti-giro 15 sirve para fijar una prótesis parcial articular 1.3 insertada una vez en un espacio de la médula, que ocupa con preferencia al menos aproximadamente la sección transversal como la caña 4 y el elemento anti-giro 15 juntos. Esto se realiza en este caso de tal manera que durante la rotación del cuerpo de expansión 8 en o en contra de la dirección de la flecha 18 no es posible ya una rotación de la prótesis parcial articular 1.3 dentro del espacio de la médula. El elemento anti-giro 15 posee en la dirección de la caña 4 unas configuraciones 16 del tipo de aletas, que se extienden a lo largo de la caña 4. Especialmente en la zona del extremo libre 5 de la caña 4 está previsto configurar la instalación anti-giro 15 muy insignificante, para que durante la inserción sea posible todavía un posicionamiento correspondiente dentro del espacio de la médula. Cuanto más profunda se inserte la prótesis parcial articular 1.3 en el espacio de la médula, tanto más penetran las configuraciones 16 del tipo de aletas de las instalaciones anti-giro 15, que están dispuestas al menos con una parte sobre la periferia de la caña 4, en el espacio de la médula y cortan y penetran en la médula ósea, con lo que resulta una acción de cuña correspondiente.

40 Otra realización alternativa de la forma de una prótesis parcial articular 1.4 se representa en la figura 9. Esta realización se diferencia de la realización según la figura 8 por que las configuraciones del tipo de aletas - designadas con 16.1 - del elemento anti-giro 15.1 presente aquí se extienden sólo en parte sobre la extensión longitudinal de la caña 4.

45 Los elementos anti-giro 15 y 15.1 impiden movimientos rotatorios de las partes de prótesis articulares 1.3 y 1.4 en o en contra de la dirección de la flecha 18. Sirve al menos adicionalmente para realizar una fijación de la prótesis parcial articular 1.3 y 1.4 en su extensión longitudinal respectiva.

50 Todas las partes de prótesis articulares 1 - 1.4 mostradas presentan de esta manera la propiedad de que a través de la configuración de la caña 4 junto con el casquillo de expansión 7 al menos parcialmente se prepara una configuración del tipo de taco de la caña 4, que provoca que las partes de prótesis articulares 1 - 1.4, que se insertan en el espacio de la médula del hueso, estén fijadas en la dirección de inserción o bien en su dirección contraria. De esta manera se evita un aflojamiento de las partes de prótesis articulares 1 - 1.4 provocado por movimientos mecánicos, pero también por la reducción de la médula en el espacio de la médula del hueso o por otras propiedades químicas, biológicas o físicas. Además, la caña 4 está configurada rugosa y presenta varios orificios, en los que puede crecer la médula correspondiente, de manera que se puede realizar una unión positiva y unión por aplicación de fuerza de la prótesis parcial articular 1 con la parte restante del hueso. El elemento anti-giro 15 apoya la alineación de la prótesis parcial articular 1 en posición correcta e impide una rotación en o en contra de la dirección de la flecha 18. A través de la prótesis parcial articular 1 según la invención es posible una adaptación operativa y posicionamiento especialmente cuidadosos de la prótesis parcial articular 1.

60

Lista de signos de referencia

- D Articulaciones distales entre falanges
- P Articulaciones próximas entre falanges

	M	Articulaciones de falanges metacarpianas
	1 - 1.4	Prótesis parcial articular
	2	Componente (próximo)
	3	Componente (distal)
5	4; 4.1	Caña
	5	Extremo libre de la caña
	6	Ranura
	7	Casquillo de expansión
	8	Cuerpo de expansión
10	8.1	Extremo libre (cuerpo de expansión)
	9	Taladro
	9.1	Sección ancha del taladro
	10	Rosca (interior)
	11	Rosca (exterior)
15	12	Medio auxiliar
	13	Dirección de la flecha
	14	Flechas
	15; 15.1	Elemento anti-giro
	16	Configuraciones del tipo de aleta
20	17	Punto teórico de rotura
	18	Dirección de la flecha
	19	Dirección de la flecha

REIVINDICACIONES

- 5 1.- Prótesis parcial articular, especialmente para una articulación de dedo, que está constituida o bien por un componente próximo o distal así como por una caña que se distancia de este componente y que debe alojarse en un hueso, que está configurada al menos en parte como un casquillo de expansión y presenta un taladro pasante, dentro del cual está previsto un cuerpo de expansión desplazable en este taladro, caracterizada por que al menos, respectivamente, en la zona inicial del taladro pasante (9) de la caña (4) configurada con el casquillo de expansión (7) y del cuerpo de expansión (8) está prevista unas roscas (10; 11), que colaboran de tal manera que después de la introducción del cuerpo de expansión (8) en el taladro (9), además de la colaboración de las dos roscas (10, 11), la
10 rosca (11) del cuerpo de expansión (8) se corta (11.1) parcialmente para generar una fricción adhesiva adicionalmente en el taladro (9) de la caña (4).
- 15 2. Prótesis parcial articular según la reivindicación 1, cuyo casquillo de expansión presenta ranuras en el extremo, caracterizada por que el taladro (9) de la caña (4; 4.1) está con figurado en cada caso más ancho en la zona del casquillo de expansión (7) en su extremo libre (5) - sección de taladro 9.1 - y el extremo libre (8.1) del cuerpo de expansión (8).
- 20 3. Prótesis parcial articular según la reivindicación 2, caracterizada por que el extremo libre (5) de la caña (4; 4.1) y el extremo libre (8.1) del cuerpo de expansión (8) juntos están configurados redondeados ligeramente distantes.
4. Prótesis parcial articular según la reivindicación 3, caracterizada por que en el estado no extendido de la caña (4) el extremo libre (5) de la caña (4) junto con el extremo libre (8.1) del cuerpo de expansión (8) forman una unidad cerrada.
- 25 5. Prótesis parcial articular según al menos una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la caña (4; 4.1) y/o el cuerpo de expansión (8) están constituidos de plástico.
- 30 6. Prótesis parcial articular según al menos una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que para su movimiento en y en contra del sentido de giro (dirección de la flecha 13), el cuerpo de expansión (8) tiene, partiendo desde la zona del componente (2; 3), un medio auxiliar (12) previsto para esta finalidad en el taladro (9) de la caña (4; 4.1).
- 35 7. Prótesis parcial articular la reivindicación 6, caracterizada por que el medio auxiliar (12) está conectado a través de un punto teórico de rotura (17) de una sola pieza con el cuerpo de expansión (8).
8. Prótesis parcial articular la reivindicación 7, caracterizada por que el punto teórico de rotura (17) está diseñado de tal forma que el medio auxiliar (12) se separa desde el cuerpo de expansión (8), cuando se aplica un par de torsión de magnitud determinada.
- 40 9. Prótesis parcial articular según al menos una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que el cuerpo de expansión (8) presenta un marcador radiológico.
- 45 10. Prótesis parcial articular según al menos una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la caña (4; 4.1) presenta una superficie rugosa.

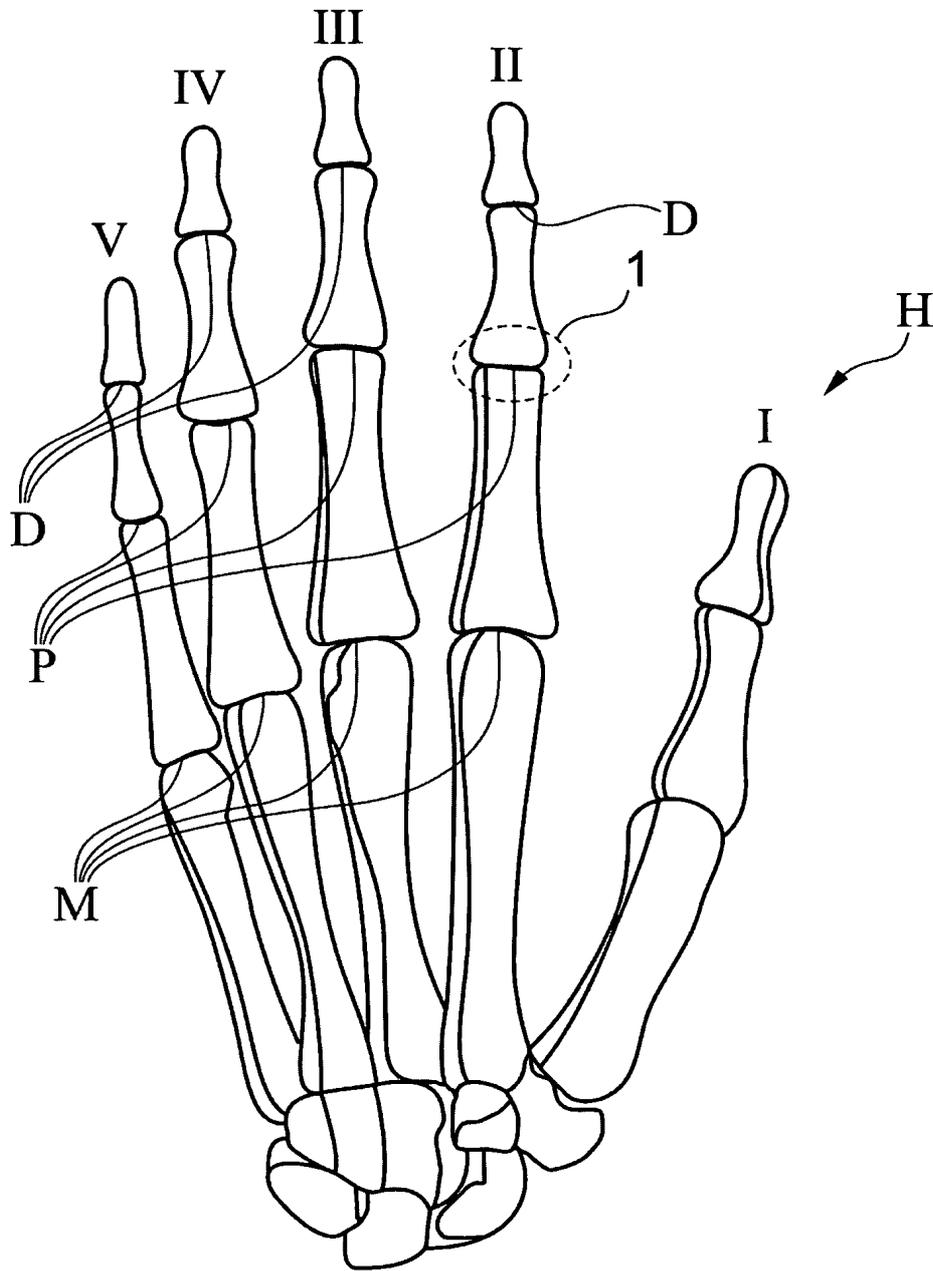
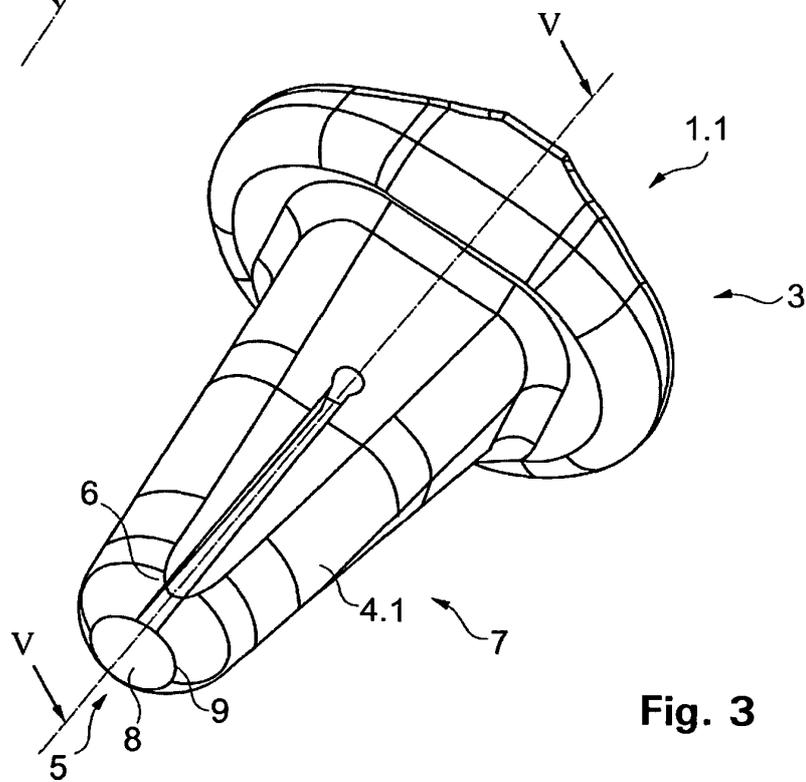
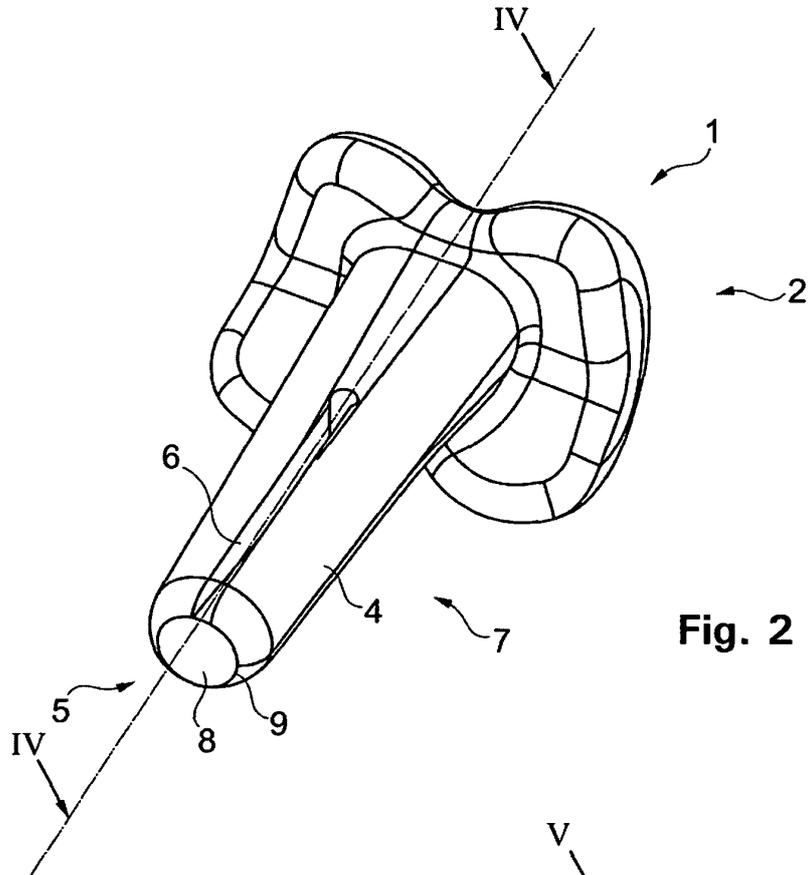


Fig. 1



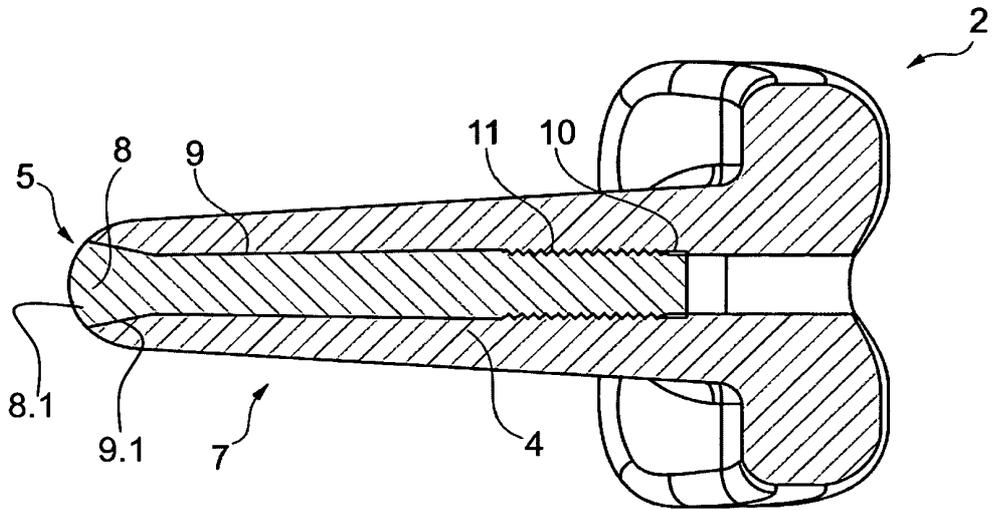


Fig. 4

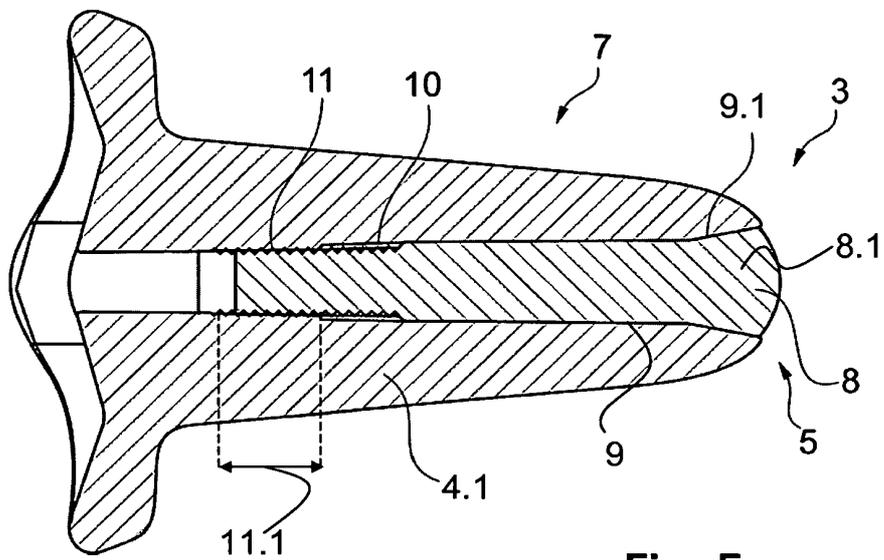


Fig. 5

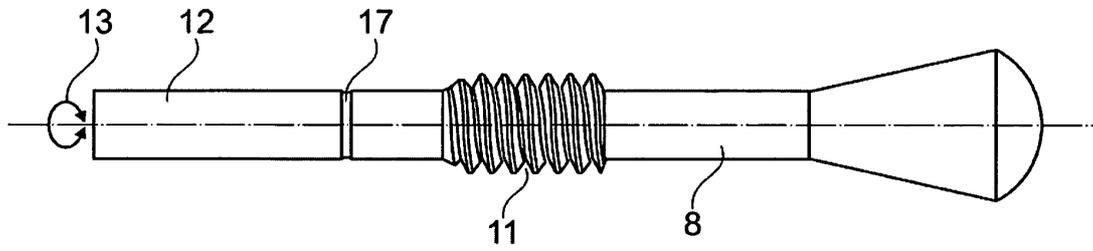


Fig. 6

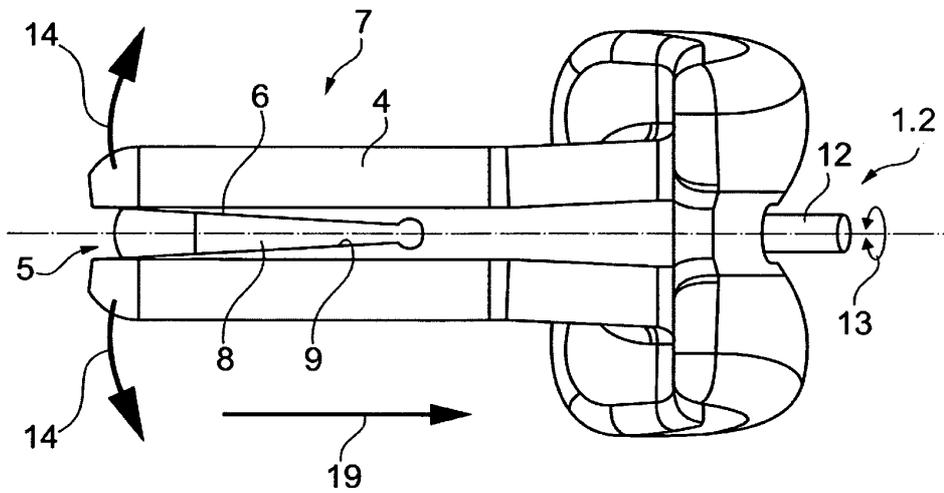


Fig. 7

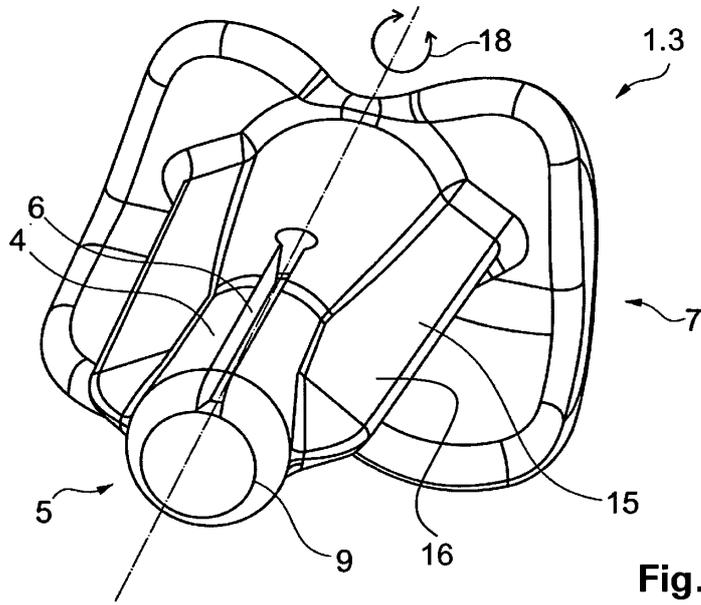


Fig. 8

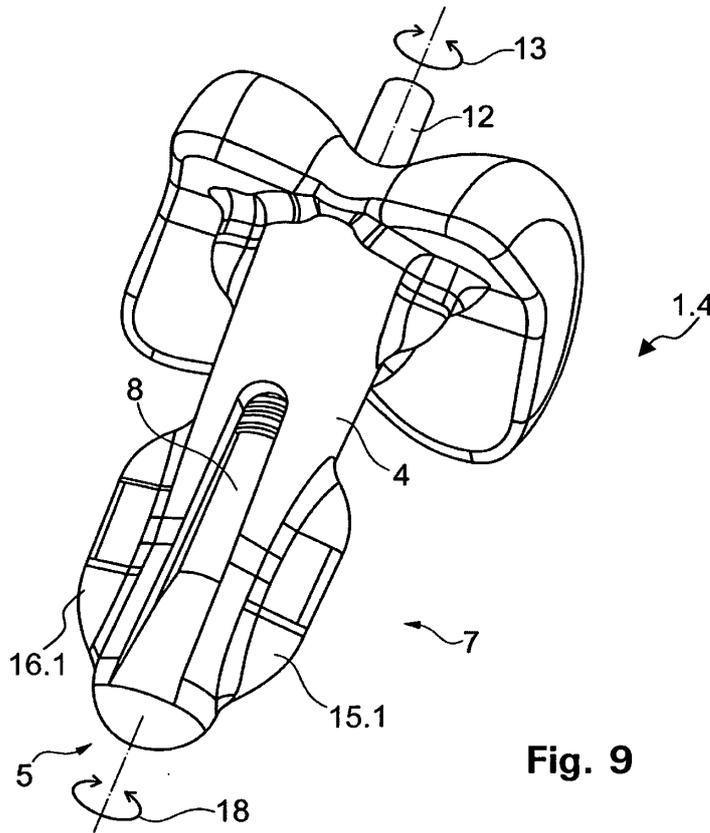


Fig. 9