



29 AGO

328169

MEMORIA DESCRIPTIVA

que se presenta para unir a la solicitud

de

P A T E N T E D E I N V E N C I O N

formulada el 20 de junio de 1.966 con el núm. 328.169

en

E S P A Ñ A

por VEINTE años

a nombre de ARTHUR DAVID STEFFEE, de nacionalidad norteamericana, residente en Sherman Road, Gates Mills, Ohio, Estados Unidos de América, por:

"UN APARATO DE ENDOPRÓTESIS PARA ARTICULACIONES DE GINGLIMO"

---

El presente invento se refiere a articulaciones endoprotéticas y más especialmente a una endoprótesis para articulaciones de gínglino que tienen un miembro provisto de receptáculo y un miembro con calcaza protuberante, admitiendo estos miembros conexión y separación manuales, y teniendo cada miembro un vástago para empotramiento en el canal intermedular de los huesos.

Antes de ahora se han usado articulaciones protéticas para sustituir articulaciones naturales defectuosas en seres humanos y en animales, pero se ha comprobado que



frecuentemente tales prótesis no son prácticas. Las articu-  
laciones prótesis anteriores han llegado a ser en mu-  
chos casos inoperantes y dolorosas para el sujeto incluso  
para uso moderado. Las endoprótesis del tipo de bisagra es-  
5 tán en uso actualmente para articulaciones de gínglimo. -  
Estas prótesis se instalan generalmente en el sujeto en dos  
partes y luego se unen en la sala de operaciones con un -  
tornillo, perno, pasador, etc., para lo que se requiere -  
instrumental adicional especialmente diseñado. Sin embargo,  
10 han surgido grandes dificultades debido a la tendencia del  
pasador o perno de conexión a romperse o a aflojarse al ca-  
bo de un cierto tiempo, incluso bajo moderada actividad del  
sujeto. Por esta razón, se han precisado operaciones poste-  
riores para reparar la prótesis. Muy frecuentemente se han  
15 producido daños sustanciales en el hueso, los tendones o -  
los ligamentos circundantes,, difíciles o imposibles de re-  
parar.

La conexión de las anteriores articulaciones pro-  
téticas al hueso de soporte ha dado lugar a nuevos proble-  
20 mas. Los huesos de los artríticos son muy blandos, mientras  
que los huesos de otros sujetos pueden ser bastante frágiles.  
por consiguiente, lo que puede resultar un dispositivo sa-  
tisfactorio de conexión para una prótesis en un sujeto, pue-  
de ser inadecuado para otros sujetos. En el pasado, las ar-  
25 ticulaciones endoprotéticas han sido provistas de vástagos  
que se insertan en el canal intermedular de los huesos de -  
soporte. Estos vástagos se retuercen frecuentemente salién-  
dose de su posición debido a esfuerzos de deformación, espe-  
cialmente en los huesos blandos de los artríticos, con la -  
30 consiguiente desalineación de los miembros asociados. Tam-



bien ha sido un inconveniente corriente en las prótesis anteriores que el vástago migra introduciéndose más en el canal intermedular, produciendo la escisión del hueso, En tales casos, la prótesis se sale de su posición correcta, y el hueso escindido suele llegar a interferir con las partes móviles de la articulación. Se han producido casos extremos y dolorosos de migración, y la recuperación de la función normal de la articulación es difícil o incluso imposible.

Las articulaciones endoprotéticas anteriores al presente invento, especialmente las articulaciones del tipo de bisagra mencionadas en lo que antecede, no han logrado en muchos casos reproducir exactamente el movimiento permitido por las articulaciones naturales sanas. Tal limitación de movimientos suele hacer que los movimientos del sujeto sean pesados o difíciles y ha resultado incómoda, molesta e incluso peligrosa para aquel. En particular, ninguna articulación anterior ha permitido movimientos satisfactorios de aducción y abducción en el miembro asociado, siendo tales movimientos sumamente importantes en la primera articulación del pulgar y de los dedos de los seres humanos.

Con el presente invento se superan los inconvenientes antes mencionados y se proporciona una articulación protética que es duradera y que puede soportar ciertas deformaciones o golpes que dañarían las articulaciones naturales. Al igual que en los dispositivos anteriores, la prótesis del presente invento se inserta en el hueso de soporte en dos elementos separados, haciéndose así mínima la longitud de la incisión y la cantidad de hueso a quitar, y haciendo que la inserción sea más rápida y más fácil. Una vez que

328169



los vástagos están debidamente empotrados, se unen los elementos en relación maniobrable. A diferencia de los dispositivos anteriores, el presente invento contempla una conexión de bola y receptáculo, en que el receptáculo está provisto de partes de labio flexible que tienen a retener la

5 bola en la cavidad del receptáculo, pero que permiten que la bola entre y salga del receptáculo flexionando manualmente. Así, el cirujano puede conectar fácil y rápidamente los elementos con la mano, eliminando la necesidad de instrumentos de conexión especialmente diseñados requeridos hasta el

10 presente, y eliminándose cualesquiera pasadores, tornillos o remaches, los cuales podrían aflojarse posteriormente. Si la presente articulación protética llegase a dislocarse en la mano del sujeto, puede volverse a colocar manualmente -

15 sin nueva intervención quirúrgica. La parte de receptáculo del presente invento es de preferencia de un material plástico, o bien proporciona de otro modo un asiento amortiguador para la bola o miembro con cabeza protuberante recibido en él. Así, las partes que articulan de la presente

20 prótesis son blandas o capaces de ceder y proporcionan articulaciones "blandas", en contraposición a una articulación "dura" o totalmente metálica. Un golpe u otro esfuerzo recibido por un hueso de soporte será parcialmente absorbido y amortiguado antes de ser transmitido al otro hueso de soporte.

25 En las prótesis anteriores que tenían partes de articulación totalmente metálicas (articulaciones "duras"), la fuerza sobre un hueso era transmitida casi sin amortiguar -

30 al otro hueso de soporte, sometiendo a los huesos a esfuerzos que producían daños, en particular en la conexión de prótesis de hueso.

328169



El presente invento proporciona además una articulación protética que puede ser anclada de manera segura en el hueso de soporte, con lo que se eliminan el retorcimiento y la migración indeseables, indicados en lo que antecede. Las partes que articulan de la prótesis están provistas de vástagos para inserción en los canales intermedulares de los huesos de soporte. Cada vástago es relativamente ancho y plano y no se retorcerá fácilmente en un canal de hueso convenientemente escariado. Además, los vástagos están provistos de fenestraciones o aberturas las cuales se rellenan con trozos de huesos sanos. A su tiempo los segmentos de hueso se injertan a las paredes del canal intermedular y anclan los vástagos en ella contra desplazamiento de la prótesis. En cada vástago hay montada una guarda u órgano de protección en forma de copa junto a las respectivas partes de bola y receptáculo y que apoya en el extremo del hueso de soporte, proporcionando así una guarda de tope para garantizar que el vástago no migrará más en el hueso al cabo de un cierto tiempo. Las guardas son de preferencia de un material plástico que es fácil de recortar por el cirujano durante la operación quirúrgica para ajustarlo al hueso adyacente.

A diferencia de las prótesis anteriores, el presente invento contempla una articulación protética que permite reproducir con gran aproximación los movimientos posibles con las articulaciones naturales sanas. Las prótesis para articulaciones de gínglimo han sido típicamente de construcción del tipo de bisagra, las cuales permiten que el miembro asociado se mueva solamente en un único plano. El presente invento proporciona una articulación de bola -

328169



y receptáculo que limita generalmente el movimiento a un único plano (es decir, a flexión y extensión) pero que es capaz de permitir movimiento fuera de ese plano en una posición o en posiciones dadas (es decir, de aducción y de abducción). Varias articulaciones de gínglimo naturales en el cuerpo humano, notablemente las primeras articulaciones del pulgar, de los dedos de la mano y de los dedos de los pies, son capaces de aducción y de abducción, y el presente invento proporciona ahora una articulación protética que reproduce con exactitud esos movimientos.

Este invento proporciona articulaciones endopróticas y, mas especialmente, una endoprótesis para articulaciones de gínglimo que será duradera y capaz de soportar un uso intenso; que puede ser implantada sólidamente en el cuerpo de un sujeto humano o de un animal y que resiste a desplazamiento, torsión o migración entrando en el hueso circundante, que reproducirá con gran aproximación el movimiento de una articulación natural sana; que será relativamente fácil de insertar y producirá luego un mínimo de dolor, de incomodidad o de limitaciones de actividad del sujeto; y que, si se disloca en el sujeto, puede volverse a colocar sin nueva operación quirúrgica.

Refiriéndonos a los dibujos:

La Fig. 1 es una vista en alzado lateral de una articulación protética construída de acuerdo con el presente invento, representada en su posición extendida, con su posición hiperextendida y flexionada representada como parte oculta;

La Fig. 2 es una vista en planta de la articu-



lación protética representada en la Fig. 1 en su posición extendida con sus posiciones en recorrido de aducción y de abducción representadas como partes ocultas;

5 La Fig. 3 es una vista ampliada en corte transversal tomada sustancialmente por la línea 3-3 de la Fig. 1;

La Fig. 4 es una vista ampliada en corte transversal tomada sustancialmente por la línea 4-4 de la Fig. 1;

10 La Fig. 5 es una vista fragmentaria ampliada en corte longitudinal de la prótesis tomada a lo largo de las líneas 5-5 de la Fig. 1;

La Fig. 6 es una vista en corte fragmentaria longitudinal ampliada del miembro provisto de receptáculo de la prótesis tomada a lo largo de la línea 6-6 de la Fig. 2, con partes suprimidas;

La Fig. 7 es una vista transversal fragmentaria ampliada del miembro provisto de receptáculo de la prótesis; y

20 La Fig. 8 es una vista en alzado longitudinal fragmentaria ampliada del miembro con cabeza protuberante de la prótesis con partes arrancadas y representadas en sección.

Refiriéndonos con mayor detalle a los dibujos, las Figs. 1 y 2 muestran una articulación endoprotética para sustitución de la articulación metacarpofalangiana en una mano humana, que solo es un ejemplo de un dispositivo protético construido de acuerdo con los principios del presente invento, y que comprende un miembro a con cabeza protuberante y un miembro b provisto de receptáculo

328169



unidos en relación maniobrable.

El miembro a con cabeza protuberante incluye una parte 1 de vástago delgado que tiene una parte extrema 2 roma estrecha, una parte 3 media parcialmente bise-  
5 lada provista de dos aberturas 4 en el eje geométrico longitudinal de la misma, y una parte extrema relativamente ancha 5 que lleva una parte 6 de ancla en forma de disco que se extiende radialmente hacia fuera desde el eje geométrico longitudinal de la parte 1 de vástago, como se ve  
10 mejor en las Figs. 5 y 8. La parte 1 de vástago está ligeramente curvada alrededor de su superficie ancha y tiene superficies 1a de borde delgado. La parte 7 de cuello estrecho se extiende en sentido longitudinal desde la parte 6 de ancla y lleva una parte 9 de cabeza protuberante que  
15 es un esferoide alargado y que está montada con su eje mayor perpendicular al cuello 7. Una delgada parte 10 de chaveta en forma de media lina se extiende desde la parte 7 de cuello y la parte 6 de ancla aproximadamente en media -  
circunferencia menor de la parte 9 esferoidal hasta un punto de disminución, como se aprecia mejor en la Fig. 8. El  
20 miembro a, con la excepción de la guarda 11 de plástico -  
acoplada, es de preferencia de una aleación metálica que se vende comercialmente bajo la marca registrada en los Estados Unidos "Vitalium" (y también "Haynes Stellite 21" y -  
25 "Zim alloy").

El "Vitalium" es una aleación de cromo y cobalto que incluye partes de cromo, de cobalto, de níquel y de molibdeno. Pueden emplearse aquí otros metales, pero es esencial que el material usado sea duradero y fisiológicamente  
30 inerte.



La expresión "fisiológicamente inerte", tal como se usa en la presente Memoria Descriptiva y en la Nota de reivindicaciones, se define como la propiedad de un material que hace que el material sea inerte, o -  
5 al menos no sea apreciablemente reactivo, cuando está -  
colocado en el cuerpo humano o en el de otro animal, de  
bido a factores tales como temperatura, inacción, agita-  
ción, acidez, esfuerzo físico, actividad celular, activi-  
dad electrolítica, compuestos químicos añadidos exterior-  
10 mente, o sensibilidad de los tejidos.

El miembro 11 de guarda de plástico está monta-  
do sobre la parte 6 de ancla y se extiende radialmente -  
hacia fuera desde el eje geométrico longitudinal del vástago 1.

15 El miembro b provisto de receptáculo incluye -  
una parte 21 de vástago delgado que está ligeramente cur-  
vada alrededor de su superficie ancha y que tiene una par-  
te extrema roma estrecha 22, una parte media biselada 23  
provista de dos aberturas 24 en el eje geométrico longitu-  
20 dinal de la misma, y una parte extrema relativamente ancha  
25 que lleva una parte 26 de ancla circular con pestañas,  
la cual se extiende radialmente hacia fuera desde el eje  
geométrico longitudinal curvado del vástago 21. La parte  
27 de receptáculo está de preferencia moldeada sobre la -  
25 parte 26 de ancla con pestaña e incluye una parte 28 de -  
guarda acopada que se extiende radialmente hacia fuera des-  
de el eje geométrico longitudinal del vástago 21. La par-  
te 27 de receptáculo está provista de una cavidad 29 gene-  
ralmente esférica definida por la parte 30 de pared. Como  
30 se ha ilustrado en las Figs. 6 y 7, la parte 30 de pared

328169



está provista de una abertura 31, la cual está definida por partes 33 de labio flexible de la pared 30. La abertura 31 tiene una parte 31a en general circular situada sustancialmente frente a la parte 26 de ancla del miembro b, y una parte alargada 31b que es estrecha con relación al diámetro de la parte 31a y que se extiende en aproximadamente 90° alrededor de la circunferencia del receptáculo 27. La superficie interior de la pared 30 está provista de una ranura 34 en forma de media luna que se extiende en sentido circunferencial alrededor de la superficie interior de la pared 30 desde el extremo estrecho de la abertura alargada 31b, sustancialmente en un mismo plano que ella, hasta un punto de disminución junto a la abertura circular 31a. Con la excepción de la guarda 28 acopada, el miembro b está también construido de preferencia de aleación de "Vitalium".

El miembro 11 de guarda y la parte 27 de receptáculo, incluida la parte 28 de guarda, son de preferencia de un material fluoroplástico, y de preferencia de un fluoroplástico de politetrafluoretileno que se vende comercialmente bajo la marca registrada en los Estados Unidos - "TFE-1B Teflon". Podrían emplearse otros materiales, aunque es esencial que toda sustancia empleada en la prótesis sea fisiológicamente inerte en el cuerpo del sujeto. Es además preferible que el material para la parte 27 de receptáculo tenga flexibilidad y elasticidad suficientes para permitir la inserción del miembro a con cabeza protuberante, y que las guardas 11 y 28 sean de una sustancia que pueda ser fácilmente recortable a un tamaño y forma particulares durante la operación quirúrgica. El TFE-1B se ha elegido para -



estas partes por que satisface los anteriores requisitos y porque es duradero, no absorbe agua, tiene un bajo coeficiente de fricción, y proporciona una articulación "blanda", como se ha visto en lo que antecede. El TFE-1B es además deseable porque puede ser moldeado. Se considera preferible moldear las partes de TFE, en lugar de mecanizarlas, ya que el TFE mecanizado es sospechoso de tener tendencia a desprender esquirlas minúsculas que probablemente irritarán los tejidos del cuerpo. Otros fluoroplásticos de menor sustitución de fluor, tales como el etileno-propileno fluorado (FEP Teflon), el clorotrifluoroetileno (CTFE Teflon) y el Poli(fluoruro de vinilideno) ( $VF_2$ ) parecen poseer una menor resistencia química y se consideran ahora inadecuados para fijación interna en el estado actual de conocimientos. El presente invento, sin embargo, no está limitado a cualesquiera materiales particulares, ya que pueden usarse diversos materiales, todos los cuales son bien conocidos para los expertos en la técnica, y se prevee por otra parte que futuros desarrollos tecnológicos puedan producir otros materiales adecuados a partir de los cuales podrían construirse prótesis de acuerdo con el presente invento.

La inserción de la prótesis de articulación metacarpofalangiana del presente invento requiere la resección previa de la cabeza metacarpiana y de la base de la falange, tras lo cual se escarían convenientemente los canales intermedulares de esos huesos para recibir los vástagos 1 y 21. Las aberturas 4 y 24 de los vástagos 1 y 21 se rellenan con segmentos de tejido óseo sano. La parte 1 de vástago del miembro a y la parte 21 de vástago del

328169



miembro b provisto de receptáculo son luego llevadas hasta sus partes 11 y 28 de guarda acopada en los canales intermedulares de los huesos de la falange y del metacarpo, respectivamente. Las guardas de plástico pueden entonces ser recortadas con un escalpeo o con otro instrumento a fin de que asienten firmemente y coincidan con el diámetro del hueso adyacente. La parte 9 de cabeza esferoidal del miembro a es entonces obligada más allá de la parte 34 de labio flexible del miembro b provisto de receptáculo dentro de la cavidad 29 para unir los miembros a y b en relación manioabrable, tras lo cual se siguen las técnicas quirúrgicas normales para completar la operación. A su tiempo, el tejido óseo en las aberturas 4 y 24 de los vástagos 1 y 21 se injertará en las paredes intermedulares circundantes para sujetar la prótesis para evitar que se retuerza o llegue a desalojarse.

Cuando el dedo del sujeto está extendido, la parte 7 de cuello del miembro a sobresale a través de la parte 31a circular de la abertura 31 en el receptáculo 27, y la parte 10 de chaveta del miembro a apoya en la parte alargada 31b. La parte circular 31a de la abertura 31 es ligeramente más ancha que el cuello 7 (representado en la Fig. 7) por lo que el cuello 7 puede moverse de lado a lado en ella y permitir que la articulación efectúe un movimiento aproximado al natural, de lado a lado, de un dedo humano extendido, conocidos como movimientos de aducción y de abducción (representados en líneas de trazos en la Fig. 2 en 41 y 42, respectivamente). La parte circular 31a de la abertura 31 es suficientemente grande para permitir un grado natural de hiperextensión en la articulación del sujeto, repre-



sentada en líneas de trazos en 43 en la Fig. 1. Cuando el sujeto flexiona su dedo, como en 44 en la Fig. 1, la parte 7 de cuello del miembro a se mueve encajada en la parte alargada 31b de la abertura 31, y la parte 10 de  
5   chaveta del miembro a desliza en la ranura 34 del recep-  
táculo 27. La parte estrecha 31b de la abertura 31 y la ranura 34 están más estrechamente ajustadas al cuello 7 y a la chaveta 10, con lo que la aducción y la abducción  
10   estarán sustancialmente eliminadas en la posición flexio-  
nada, haciéndolo así que el movimiento de la prótesis de -  
adapte aún más a las características de una articulación metacarpofalangiana natural. Cuando el cuello 7 llega al extremo de la abertura 31, la ulterior flexión es imposi-  
ble, y por tanto el grado de flexión que puede alcanzarse  
15   con la prótesis dada está limitado por las dimensiones re-  
lativas de la abertura 31, el cuello 7, la chaveta 10, la ranura 34, la cabeza 9 y la cavidad 29. En la prótesis de articulación metacarpofalangiana que se está ahora consi-  
derando, la abertura 31 tiene una longitud (como se ha re-  
20   presentado en la Fig. 6) que limitará la flexión a aproxi-  
madamente 90°, de conformidad con las características de una articulación natural.

La chaveta 10 sirve para eliminar sustancialmen-  
te la rotación del miembro a alrededor del eje geométrico  
25   longitudinal de la parte 1 de vástago con relación al -  
miembro b provisto de receptáculo, y para proporcionar es-  
tabilidad a la prótesis. En una modificación del presente  
invento (no representada), la parte 7 de cuello podría es-  
tar extendida hacia abajo en una dirección normal a su eje  
30   geométrico longitudinal, y podría eliminarse la chaveta -

328169



10, proporcionándose así nuevos medios que se opongan a la rotación no deseable del miembro a alrededor de su eje geométrico longitudinal, aunque disminuyendo la estabilidad de la prótesis en su conjunto.

5                   En una modificación del presente invento (no representada), la parte ancha 31a de la abertura 31 está estrechada a las dimensiones de la parte 31b. Así, la característica de aducción y abducción de la prótesis es sustancialmente eliminada, y la prótesis es adecuada para articu-  
10                   laciones de gínglimo tal como la articulación próxima interfalangiana del dedo, que no puede efectuar movimientos de aducción ni de abducción. Para esas articulaciones se emplearán una parte 9 de cabeza protuberante y una cavidad 29 más cilíndricas. Una versión mayor de tal  
15                   prótesis es adecuada para articulaciones de rodilla y de codo. Para las articulaciones de rodilla y de codo, es todavía más importante que la articulación sea "blanda" y que las partes que articulan tengan un bajo coeficiente de fricción. Así, el uso de tetrafluoretileno para una o  
20                   ambas partes es aquí incluso más preferible.

                  Se comunica a la prótesis todavía más estabilidad, además de la proporcionada por el hueso injertado en las aberturas 4 y 24, mediante la ligera curvatura longitudinal de los vástagos 1 y 21, que hace que estos  
25                   se acúñen en el canal, y además mediante la sección transversal en forma de hoja delgada de los vástagos que, cuando los canales intermedulares están convenientemente esca-  
riados, ayuda a evitar que los vástagos se retuerzan en los canales al ser sometidos a esfuerzos de deformación.  
30                   Además, las partes 11 y 28 de guarda de plástico impiden



que los vástagos migren aún más en los canales intermedulares de los huesos.

5 La inserción de la parte 9 de cabeza esferoidal del miembro a en la cavidad 29 en el receptáculo 27 del miembro b queda facilitada por la forma alargada de la cabeza 9. La parte de cabeza 9 que tiene el menor radio de curvatura (es decir, en un extremo de su eje mayor) es fácilmente forzada entre las partes 33 de labio del receptáculo 27; mientras que un miembro de cabeza esférica, por ejemplo, de dimensiones transversales similares a las del miembro 9 de bola representado en los dibujos, tendría mayor radio de curvatura y sería más difícil de forzar entre las partes 33 de labio flexibles, aunque algo rígidas, del miembro b.

15 Se ha descrito así una endoprótesis para articulaciones metacarpofalangianas en la mano humana, que comprende un miembro b provisto de receptáculo constituido por una parte 27 de receptáculo montada sobre la parte 21 de vástago, estando constituida dicha parte 27 de receptáculo por una parte 30 de pared y una parte 28 de guarda, definiendo dicha parte 30 de pared una cavidad 29 y teniendo partes 33 de labio flexible que definen una abertura 31 que comunica con dicha cavidad 29, teniendo dicha abertura 31 una parte alargada estrecha 31b y una parte relativamente más ancha 31a en un extremo, teniendo 25 la superficie interior de dicha pared 30 una ranura alargada 34 dispuesta en un plano sustancialmente paralelo a dicha parte alargada 31b de dicha abertura 31, extendiéndose dicha parte 28 de guarda radialmente hacia fuera desde un lado de dicha parte 30 de pared opuesto a dicha par

328169

29 AGO



te 31a de abertura más ancha, construída dicha parte  
27 de receptáculo de un material fisiológicamente iner  
te, de preferencia tetrafluoretileno, estando dicha par  
te 21 de vástago metálico curvada en arco alrededor de  
5 su superficie ancha y constituída por una parte extrema  
roma 22, una parte media biselada 23 provista de dos -  
aberturas transversales 24, y una parte extrema relativa  
mente ancha 25, y una parte 26 de ancla transversal con  
pestañas circulares que se extiende radialmente hacia -  
10 fuera desde la parte extrema ancha 25 de la parte 21 de  
vástago, construída dicha parte 21 de vástago metálico -  
de un material fisiológicamente inerte, de preferencia -  
una aleación de cromo y cobalto incluyendo partes de cro  
mo, cobalto, níquel y molibdeno, montada dicha parte 27  
15 de receptáculo sobre dicha parte 26 de ancla transversal  
en dicha parte 28 de guarda; y un miembro a con cabeza -  
protuberante para movimiento angular cooperante en dicho  
receptáculo 27, que comprende una parte de cabeza protube  
rante para retención separable en dicha cavidad 29 por di  
20 chos labios 33 flexibles, una parte 10 de chaveta dispues  
ta sobre dicha cabeza 9 para ser recibida a deslizamiento  
en dicha ranura 34, y la parte 7 de cuello que se extien  
de en esencia perpendicularmente desde dicha cabeza 9 para  
movimiento en dicha abertura 31, una parte 6 de ancla trans  
25 versal que se extiende radialmente hacia fuera desde la -  
parte 7 de cuello, una parte 1 de vástago biselado delga  
do que se extiende en sentido longitudinal desde dicha an  
cla 6 a lo largo del eje geométrico longitudinal del cue  
llo 7, teniendo dicha parte 1 de vástago una parte extre  
30 ma roma relativamente estrecha 2, una parte media parcial



parcialmente biselada 3 provista de dos aberturas trans-  
versales 4, y una parte extrema relativamente ancha 5 -  
contigua a dicha parte 6 de ancla, estando dicha parte -  
1 de vástago curvada en arco alrededor de su superficie  
5 ancha, y una parte 11 de guarda montada sobre dicha par-  
te 6 de ancla y que se extiende radialmente hacia fuera  
desde el eje geométrico longitudinal del vástago 1, con-  
struida también dicha parte de guarda de un material fisio-  
lógicamente inerte, de preferencia politetrafluoretileno.

10 La presente solicitud que corresponde a la pre-  
sentada en Estados Unidos de América, con fecha 21 de ju-  
nio de 1.965, bajo el N° 465.358 se acoge a los beneficios  
del artículo 51 del vigente Estatuto sobre Propiedad Indus-  
trial

#### N O T A

15 Los puntos de invención propia y nueva que se -  
presentan para que sean objeto de esta solicitud de Paten-  
te de invención, en España, por VEINTE años, son los siguien-  
tes:

20 1.- Un aparato de endoprótesis para articulacio-  
nes de gínglino que comprende: (a) una parte de receptácu-  
lo; (b) una cabeza protuberante para movimiento angular en  
dicha parte de receptáculo; (c) medios para fijar dicha par-  
te de receptáculo al hueso; y (d) medios para fijar dicha  
cabeza protuberante al hueso.

25 2.- Un aparato de endoprótesis para articulacio-  
nes de gínglino según el Punto 1, en que dichos medios pa-  
ra fijar al hueso están, cada uno de ellos, constituidos -

328169

29



por un vástago longitudinal para inserción en los canales intermedulares de los huesos.

3.- Un aparato de endoprótesis para articulaciones de gínglimo según el Punto 2, en que cada uno de dichos vástagos está provisto de una guarda transversal junto a dicho receptáculo y dicha cabeza, respectivamente.

4.- Un aparato de endoprótesis para articulaciones de gínglimo que comprende una parte de receptáculo una cabeza protuberante adaptada para movimiento angular en dicho receptáculo; medios para limitar dicho movimiento angular de dicha cabeza en dicho receptáculo sustancialmente al movimiento de una articulación de gínglimo natural particular; medios para fijar dicho receptáculo al hueso; y medios para fijar dicha cabeza al hueso.

5.- Un aparato de endoprótesis para articulaciones de gínglimo que comprende una parte de receptáculo que tiene una ranura longitudinal en su superficie; una cabeza protuberante para movimiento angular en dicho receptáculo; una chaveta sobre la superficie de dicha cabeza para ser recibida a deslizamiento en dicha ranura; medios para fijar dicho receptáculo al hueso; y medios para fijar dicha cabeza al hueso.

6.- Un aparato de endoprótesis para articulaciones de gínglimo que comprende una parte de receptáculo que tiene una ranura alargada en su superficie; una cabeza protuberante para movimiento angular en dicho receptáculo; una chaveta en la superficie de dicha cabeza para ser recibida a deslizamiento en dicha ranura; un vástago longitudinal montado en dicho receptáculo; un vástago



go longitudinal montado en dicha cabeza, estando dis-  
puestos dichos vástagos sustancialmente paralelos al -  
plano descrito por el movimiento de dicha chaveta, -  
adaptados dichos vástagos para inserción en los cana-  
5 les intermedulares de los huesos; y una guarda u órga-  
no de protección transversal montado en cada vástago -  
junto a dicho receptáculo y a dicha cabeza, respectiva-  
mente.

7.- Un aparato de endoprótesis para articula-  
10 ciones de gínglimo que comprende una parte de receptá-  
culo que tiene una pared que define una cavidad, tienien-  
do dicha pared partes de labio flexible que definen una  
abertura alargada en comunicación con dicha cavidad; un  
miembro adaptado para movimiento angular cooperante en  
15 dicho receptáculo, que incluye una parte de cabeza protu-  
berante para retención separable en dicha cavidad por di-  
cho labio flexible, una parte de cuello que se extiende  
desde la superficie de dicha cabeza para movimiento en -  
dicha abertura, teniendo dicha cavidad, dicha abertura,  
20 dicha cabeza y dicho cuello dimensiones relativas para -  
limitar el movimiento de dicho miembro movable en dicho  
receptáculo para que se aproxime al movimiento de una ar-  
ticulación de gínglimo natural particular; medios para -  
fijar dicha parte de receptáculo al hueso; y medios para  
25 fijar dicha parte de cuello al hueso.

8.- Un aparato de endoprótesis para articulacio-  
nes de gínglimo que comprende una parte de receptáculo -  
que tiene una pared que define una cavidad, teniendo di-  
cha pared partes de labio flexible que definen una aber-  
30 tura alargada en comunicación con dicha cavidad, y tienien-

328169



do la superficie interior de dicha pared una ranura e  
alargada que está dispuesta en un plano sustancialmen  
te paralelo a dicha abertura; un miembro adaptado para  
movimiento angular cooperante en dicho receptáculo, que  
5 incluye una parte de cabeza protuberante para retención  
separable en dicha cavidad por dichos labios flexibles,  
una parte de cuello que se extiende desde la superficie  
de dicha cabeza para movimiento en dicha abertura, y una  
parte de chaveta en la superficie de dicha cabeza para -  
10 ser recibida a deslizamiento en dicha ranura; un vástago  
longitudinal montado en dicha parte de receptáculo; un -  
vástago longitudinal montado en dicho cuello; y una guar  
da transversal dispuesta en cada vástago junto a dicho -  
receptáculo y a dicho cuello, respectivamente.

15 9.- Un aparato de endoprótesis para articula  
ciones de gínglino según el Punto 8, en que cada vástago  
longitudinal comprende un miembro estrechado delgado, es  
tando dicho miembro curvado a lo largo de su eje geométri  
co longitudinal alrededor de su superficie ancha y tenien  
20 do en él una abertura transversal.

10.- Un aparato de endoprótesis para articulacio  
nes de gínglino según el Punto 8, en que dicha cabeza pro  
tuberante es esencialmente un esferoide alargado con su -  
eje mayor perpendicular a dicha parte de cuello.

25 11.- Un aparato de endoprótesis para articulacio  
nes metacarpofalangianas que comprende: (a) una parte de  
receptáculo que incluye una parte de pared que define una  
cavidad de receptáculo, teniendo dicha parte de pared una  
abertura en comunicación con dicha cavidad, consistiendo  
30 dicha abertura en una parte alargada estrecha y una parte



relativamente ancha en un extremo; (b) un miembro adaptado para movimiento angular con relación a dicha parte de receptáculo y que tiene una parte de cuello y una parte de cabeza protuberante en un extremo para movimiento angular cooperante en dicha cavidad, teniendo dicha cavidad, dicha abertura, dicha cabeza y dicho cuello dimensiones relativas para limitar el movimiento de dicho miembro móvil en dicho receptáculo para que se aproxime al movimiento de una articulación metacarpofalangiiana natural; (c) medios para fijar dicha parte de cuello al hueso; y (d) medios para fijar dicha parte de receptáculo al hueso.

12.- Un aparato de endoprótesis para articulaciones metacarpofalangiianas que comprende: (a) una parte de receptáculo que incluye una parte de pared que define una cavidad de receptáculo, teniendo dicha parte de pared una abertura en comunicación con dicha cavidad y que consiste en una parte alargada estrecha y una parte relativamente ancha en un extremo, y teniendo la superficie interior de dicha parte de pared una ranura alargada que está dispuesta en un plano sustancialmente paralelo a dicha abertura; (b) un miembro que tiene una parte de cuello con una parte de cabeza protuberante en un extremo recibida en dicha cavidad para movimiento angular cooperante, teniendo dicha cavidad, dicha abertura, dicha cabeza y dicho cuello dimensiones relativas para limitar el movimiento de dicho miembro móvil en dicho receptáculo para que se aproxime al movimiento de una articulación metacarpofalangiiana natural; (c) una chaveta en la superficie de dicho miembro móvil para ser recibida a deslizamiento en dicha ranura.

328169 AGC



nura paralela; (d) medios para fijar dicha parte de  
cuello al hueso; y (e) medios para fijar dicha parte -  
de receptáculo al hueso.

5 13.- Un aparato de endoprótesis para articula-  
ciones metacarpofalangianas según el Punto 12, en que los  
medios para fijar el receptáculo y los medios para fijar  
el cuello comprenden cada uno de ellos un vástago longi-  
tudinal adaptado para inserción en el canal intermedular  
de un hueso.

10 14.- Un aparato de endoprótesis para articula-  
ciones metacarpofalangianas según el Punto 13, en que ca-  
da vástago comprende un miembro estrechada delgado, estan-  
do dicho miembro curvado a lo largo de su eje geométrico  
longitudinal alrededor de su superficie ancha y teniendo  
15 en él una abertura transversal.

20 15.- Un aparato de endoprótesis para articula-  
ciones metacarpofalangianas según el Punto 12, en que una  
guarda transversal está montada en cada uno de dichos vás-  
tagos junto a dicho receptáculo y dicha cabeza respecti-  
vamente.

25 16.- Un aparato de endoprótesis para articula-  
ciones metacarpofalangianas según el Punto 12, en que di-  
cha parte de cabeza protuberante es esencialmente un esfe-  
roide alargado con su eje mayor perpendicular a dicha par-  
te de cuello.

30 17.- Un aparato de endoprótesis para articula-  
ciones metacarpofalangianas que comprende una parte que  
tiene una pared que define una cavidad, teniendo dicha -  
pared partes de labio flexible que definen una abertura  
en comunicación con dicha cavidad, constiuyendo dicha aber-



tura en una parte alargada estrecha y en una parte re-  
lativamente ancha en un extremo, y teniendo la superfi-  
cie interior de dicha pared una ranura alargada que es-  
tá dispuesta en un plano sustancialmente paralelo a di-  
5 cha abertura; un miembro para movimiento angular coope-  
rante en dicho receptáculo, que incluye una parte de ca-  
beza protuberante para retención separable en dicha ca-  
vidad por dichos labios flexibles, una parte de cuello  
que se extiende desde dicha cabeza para movimiento en -  
10 dicha abertura, y una parte de chaveta dispuesta en dicha  
cabeza para ser recibida a deslizamiento en dicha ranura;  
un vástago longitudinal montado en dicho cuello; un vás-  
tago longitudinal montado en dicha parte de receptáculo,  
y una guarda transversal montada en cada vástago.

15 18.- Un aparato de endoprótesis para articula-  
ciones metacarpofalangianas según el Punto 17, en que ca-  
da vástago comprende un miembro estrechado delgado curva-  
do a lo largo de su eje geométrico longitudinal alrededor  
de su superficie ancha y que tiene en él una abertura -  
20 transversal.

19.- Un aparato de endoprótesis para articula-  
ciones metacarpofalangianas según el Punto 17, en que di-  
cha parte de cabeza protuberante es esencialmente un esfe-  
roide alargado, con su eje mayor perpendicular a dicha -  
25 parte de cuello.

20.- Un aparato de endoprótesis para articula-  
ciones metacarpofalangianas según cualquiera de los Pun-  
tos 6, 8, 9, 10, 15, 17, 18 ó 19, en que dichas guardas -  
son de un material fisiológicamente inerte, el cual puede  
30 ser fácilmente conformado durante la operación quirúrgica

32816929 AGO



para adaptarse a la configuración del hueso adyacente.

21.- Un aparato de endoprótesis según cualquiera de los Puntos 1 a 20 inclusive, en que dicha parte de receptáculo está constituida por un material fisiológica  
5 mente inerte, elástico, no metálico.

22.- Un aparato de endoprótesis según cualquiera de los Puntos 1 a 20 inclusive, en que dicha parte de receptáculo está constituida por tetrafluoretileno.

23.- Un aparato de endoprótesis según cualquiera de los Puntos 3, 6, 8, 9, 10, 15, 17, 18 ó 19, en que dicha parte de receptáculo y dichas guardas están constituidas por tetrafluoretileno.  
10

24.- Un aparato de endoprótesis según cualquiera de los Puntos 1, 4, 5, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16,  
15 20, 21, 22 ó 23, en que dicha cabeza protuberante y dichos medios para fijar dicho receptáculo y dicha cabeza al hueso, están constituidos por una aleación de cromo y cobalto fisiológicamente inerte.

25.- Un aparato de endoprótesis según cualquiera de los Puntos 1, 4, 5, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16,  
20 20, 21, 22 ó 23, en que dicha cabeza protuberante y dichos medios para fijar dicha cabeza y dicho receptáculo al hueso están constituidos por una aleación de cromo y cobalto fisiológicamente inerte que incluye partes de cromo, de cobalto,  
25 balto, de níquel y de molibdeno.

26.- Un aparato de endoprótesis para articulaciones de gínglimo, caracterizado por la mejora según la cual las partes que articulan de dicha endoprótesis están constituidas por un miembro provisto de receptáculo fisiológicamente inerte, elástico, no metálico, y un miembro -  
30

328169



con cabeza protuberante fisiológicamente inerte para movimiento angular en la parte de receptáculo de dicho miembro provisto de receptáculo.

5                   27.- Un aparato de endoprótesis para articula-  
ciones de gínglimo caracterizado por la mejora según la  
cual las partes que articulan de dicha endoprótesis es-  
tán constituidas por un miembro fisiológicamente inerte,  
elástico, no metálico, en forma de receptáculo; un miem-  
bro con cabeza protuberante fisiológicamente inerte para  
10 movimiento angular en la parte de receptáculo de dicho -  
miembro provisto de receptáculo; un vástago montado sobre  
dicho miembro de receptáculo y un vástago montado en di-  
cho miembro con cabeza protuberante, cada uno de ellos pa-  
ra inserción en canales intermedulares de huesos; una -  
15 guarda dispuesta transversalmente en cada uno de dichos -  
vástagos junto a la parte de cabeza protuberante de dicho  
miembro con cabeza protuberante y a dicha parte de recep-  
táculo.

20                   28. Un aparato de endoprótesis según los Puntos  
26 ó 27, caracterizado por la mejora según la cual dicha  
parte de receptáculo y dichas guardas están constituidas  
por tetrafluoretileno y en que dicho miembro con cabeza -  
protuberante y dichos vástagos están constituidos por una  
aleación de cromo y coblato que incluye partes de cromo,  
25 de coblato, de níquel y de molibdeno.

                  29.- Un aparato de endoprótesis, para articula-  
ciones de gínglimo según los Puntos 26, 27 ó 28 caracte-  
rizado por la mejora en la que dicho miembro provisto de re-  
ceptáculo tiene una parte de pared que define una cavidad,  
30 teniendo dicha pared partes de labio flexible que definen

328169



una abertura alargada en comunicación con dicha cavidad para limitar el movimiento de dicha cabeza en dicho receptáculo para que se aproxime al movimiento de una articulación de gínglino natural.

5                   30.- Un aparato de endoprótesis para articulaciones de gínglino.

Tal y como se ha descrito en la Memoria que antecede, representado en el dibujo que se acompaña, y con los fines que se han especificado.

10                   La presente Memoria consta de veintiseis hojas escritas a máquina por una sola de sus caras.

29 AGO 1900

Madrid,

P.A.

Alberto de Elzaburo  
Esc. Patentes



328169

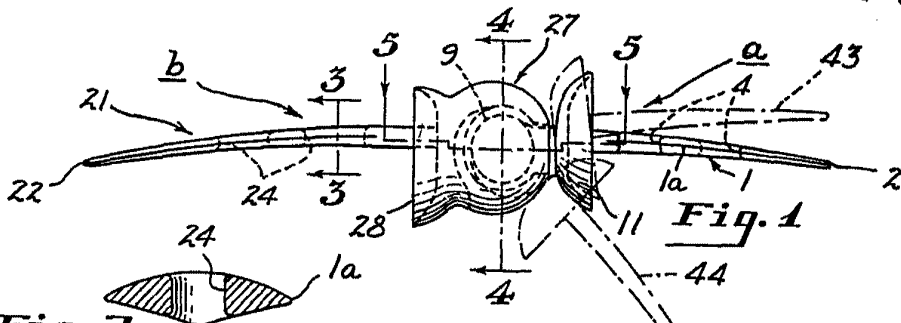


Fig. 3

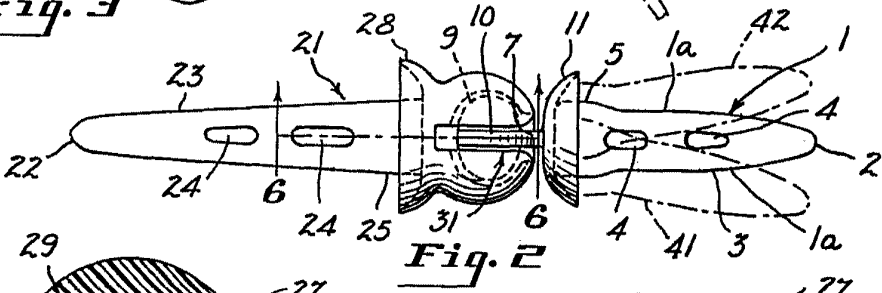


Fig. 2

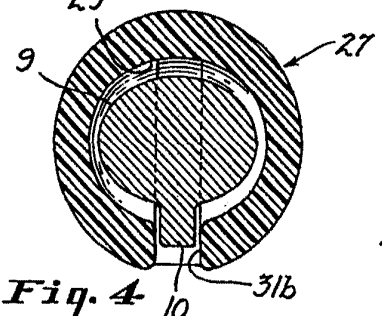


Fig. 4

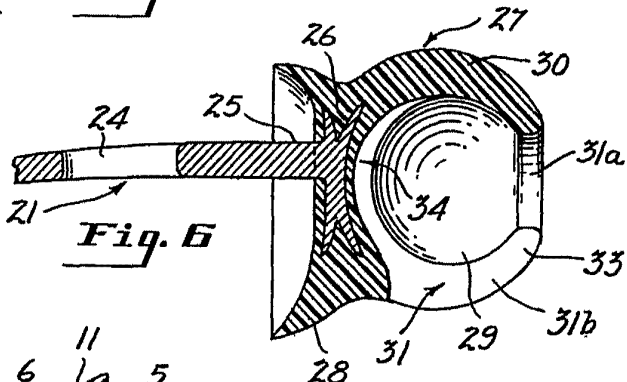


Fig. 6

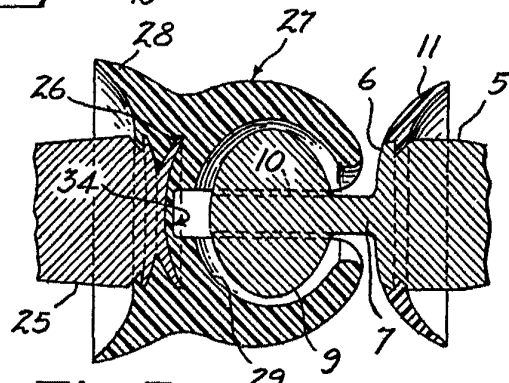


Fig. 5

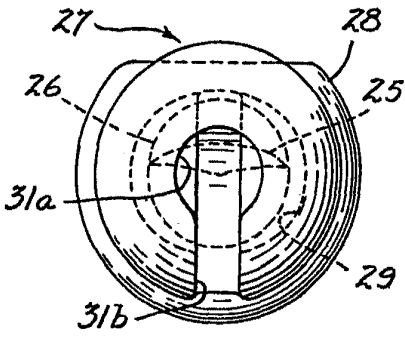


Fig. 7

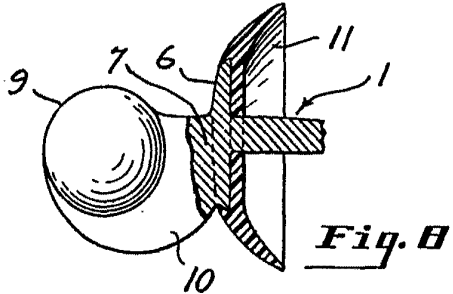


Fig. 8

Alberto de Elzabara  
Per Roda