

442150

22 ENE. 1976

A1 442150 770316 A61F 1/24

P.- 61.640

Pat/12.521/Le

MEMORIA DESCRIPTIVA

Int. Cl.:	C22C, C04B, A61F

para solicitar PATENTE DE INVENCION

A nombre de FEIDMÜHLE ANLAGEN- UND PRODUKTIONSGESELLSCHAFT
MIT BESCHRÄNKTER HAFTUNG

entidad alemana

establecida en Fritz-Vomfelde-Platz 4, 4 Düsseldorf-
Oberkassel, República Federal Alemana

por: "PERFECCIONAMIENTOS INTRODUCIDOS EN UNA ENDOPROTESIS
DE ARTICULACION, EN PARTICULAR PROTESIS DE ARTICULA
CION DE CADERA".

15-1-76

- 1 -

**POOR
QUALITY**

El invento se refiere a una endoprótesis de articulación, en particular una prótesis de articulación con una primera parte de articulación constituida por una parte de caña insertable en el fémur y sobre cuya espiga metálica cónica (como macho) está fijada una bola de articulación con una escotadura correspondiente (como hembra) que a su vez engrana con una segunda parte de articulación en forma de una cazoleta de articulación.

Se han hecho en los últimos años una serie completa de propuestas constructivas para prótesis de articulación. Para articulaciones de cadera se ha impuesto en amplio grado la estructura siguiente. Está constituida por una parte de caña insertable en el fémur, que encaja en el fémur y sobre cuyo extremo libre está fijada una bola de articulación que engrana como tal con la cazoleta de articulación todavía intacta o bien con una cazoleta de articulación artificial. Por varias razones se ha pasado a fabricar la parte de caña y la bola de articulación a partir de dos piezas separadas. Por un lado, según la edad, el sexo y la constitución corporal del paciente se necesitan bolas de articulación de diferente tamaño y, por otro lado, es con frecuencia necesario de momento únicamente sustituir la parte de caña de la articulación por una prótesis, mientras que puede conservarse todavía la cazoleta de articulación propia del cuerpo. Si más tarde se hace nece

sario también el recambio de la cazoleta de articulación natural por una artificial, es preciso casi siempre otro tamaño para la bola de articulación. Con la ejecución separada de la parte de caña y la bola de articulación esto es posible de manera relativamente sencilla, mientras que el recambio de la parte de caña misma no puede realizarse ya prácticamente.

Es además de importancia muy esencial para la posibilidad de utilización y tolerancia de la endoprótesis de articulación la elección del material adecuado que engrana con el hueso natural, pero sobre todo del material para las partes que se encuentran en engrane de rozamiento entre sí, es decir, en particular la bola de articulación y la cazoleta de articulación. Estas prótesis se han fabricado primero de metal y posteriormente se ha pasado al material sintético y sobre todo a combinaciones de estos dos materiales. Sin embargo, era desventajoso el que todos estos materiales están expuestos a un rozamiento considerable y se desgastan con el tiempo, pero sobre todo resulta intolerable psicológicamente la abrasión que se produce con el tejido óseo y ello conduce a fenómenos de rechazo y, por tanto, a un aflojamiento de la prótesis. Además de este aflojamiento de la prótesis resulta todavía un aflojamiento adicional o, mejor dicho, una holgura entre la bola y la cazoleta para la bola debido al des

gaste, es decir, que a la larga no se cumplen ya la posición y la función de la bola en la cazoleta, por ejemplo, en la combinación de cazoleta de polietileno/bola de acero se presenta un desgaste que sobrepasa ya muy pronto el orden de magnitud de medio milímetro. Este desgaste avanza con el transcurso del tiempo y hace necesaria una nueva operación. En cambio, en la combinación de una cazoleta de cerámica con una bola de cerámica el desgaste asciende sólo a 1/20 del valor anteriormente indicado y ciertamente este desgaste se presenta en el espacio de 100 horas sin que prosiga después. Con otras palabras, la holgura anteriormente alcanzada entre la bola de cerámica y la cazoleta de cerámica se conserva después mientras dura la vida del paciente, de modo que no se hace necesaria una nueva operación. Esta es también la razón por la que hasta ahora las endoprótesis de articulación se han implantado casi exclusivamente en pacientes de edad relativamente avanzada.

Para evitar estos considerables inconvenientes, en la DT-OS 2.134.316 se ha descrito ya una endoprótesis de articulación para una articulación de cadena cuya bola de articulación está hecha de polvo de arcilla sinterizado, es decir, un material oxidocerámico, y está fijada por medio de una bola de material sintético sobre la espiga cilíndrica de la parte de caña. Sin embargo, estos materia

les de cola o de pegamento no son a su vez resistentes a la acción del cuerpo y se reabsorben en el transcurso del tiempo, se suelta la unión a la parte de caña y se originan movimientos relativos entre la bola de articulación oxidocerámica y la espiga cilíndrica de la parte de caña. Para la dureza extrema del material oxidocerámico esto conduce forzosamente a una elevada abrasión de metal con todos los inconvenientes inherentes a ello.

La unión de enchufe cónica conocida, por otro lado, por las endoprótesis de articulación de metal o de material sintético, en la que una espiga cónica, el llamado cono macho, encaja en una escotadura correspondiente de la bola de articulación, el llamado cono hembra, y une así ambas partes entre sí de manera autorretenedora, no se ha podido realizar hasta ahora en la combinación de la parte de caña con cono macho de metal y bola de articulación con cono hembra correspondiente de oxidocerámica por los motivos siguientes:

El material oxidocerámico, en particular óxido de aluminio sinterizado, es un material relativamente quebradizo que no resiste cargas extremas como las que se presentan en tales endoprótesis de articulación y que se rompe en fragmentos. La prótesis está expuesta a tales cargas extremas, por ejemplo, en la esterilización a alta temperatura, ya que el material del cono macho tiene un coefi

ciente de dilatación sustancialmente mayor que el del material oxidocerámico y daña así al material oxidocerámico o incluso lo hace estallar, porque la relación de los factores de dilatación térmica de cerámica a metal asciende a 1:2. Una esterilización separada de las partes es poco práctica para el médico y es rechazada por éste. El médico requiere en la mesa de operaciones una prótesis con sus partes ajustadas entre sí que se haya mantenido estéril hasta la operación. Por otro lado, la bola de articulación de oxidocerámica está expuesta también a altas sollicitaciones mecánicas, ya que descansa sobre ella el peso total del cuerpo del paciente y en particular en golpes que se presentan súbitamente al superar obstáculos o desigualdades éstos pueden llegar a ser tan grandes que ello conduzca a la destrucción de la bola de articulación de oxidocerámica. Esto ha conducido también a la solución ya mencionada de la DT-OS 2.134.316, en la que el principio previamente conocido de una unión de enchufe cónica autorretenedora ha sido sustituido por enmasillado de las dos partes con una cola.

Sin embargo, puesto que esta solución no ha dado tampoco buenos resultados por los motivos anteriormente expuestos, el invento se basa en el problema de encontrar una unión entre la parte de caña de la endoprótesis de articulación y la bola de articulación de oxidocerámica que

resista tanto las solicitaciones en la esterilización como también en la implantación y en particular también la soli citación cambiante constante que se presenta después de la implantación e impida que la parte de caña metálica haga
5 estallar a la parte de oxidocerámica, y en la que no se perjudique ni afloje la unión entre ambas partes ni siquie ra al cabo de varios años de utilización.

Según el invento, este problema se puede resolver y la bola de articulación se puede unir de manera autorrete-
10 nedora con la parte de caña a través de una unión de enchu-
fe cónica cuando se combinan entre sí en la prótesis de ar-
ticulación las características siguientes:

1. La bola de articulación está hecha de oxidocerámi ca sinterizada con un contenido de Al_2O_3 de al me-
15 nos 99,7%, una densidad de más de 3,90 y un tama-
ño de grano de menos de 10 μ ,
2. el cono macho de metal presenta una relación de estrechamiento entre 1:10 y 1:20,
3. el cono hembra en la bola de articulación de oxi docerámica tiene la misma relación de estrechamien-
20 to que el cono macho,
4. el cono macho está configurado en la zona de la superficie envolvente de manera deformable bajo presión y/o efecto de calor y/o el cono hembra
25 tiene una configuración en la zona de la superfi

cie envolvente que actúa con efecto de deformación sobre el cono macho metálico.

5 Sorprendentemente se ha visto que con la combinación de todas estas características se eliminan las dificultades que en la utilización del principio antiguo conocido de la unión de enchufe cónica autorretenedora se oponían a la aplicación de bolas de articulación oxidocerámicas en engrane con una espiga metálica y hacían imposible este engrane.

10 El invento se basa por último en el progreso inventivo de elegir condiciones tales que incluso el material oxidocerámico relativamente quebradizo resista las grandes sollicitaciones a las que está expuesto en una unión de enchufe cónica autorretenedora.

15 En este caso, corresponde a cada una de las distintas características por sí sola en combinación con otra característica una importancia muy considerable. La oxidocerámica sinterizada ha de tener un contenido de aluminio de al menos 99,7%, una densidad de más de 3,90 y un tamaño de grano inferior a 10 μ m, porque únicamente una estructura microcristalina tan pura y extremadamente densa presenta las propiedades de resistencia mecánicas que soportan las grandes fuerzas que tienden a hacer estallar descritas de forma pormenorizada más adelante.

25 Es de importancia también considerable la relación

de estrechamiento tanto en el cono macho de metal como también en el cono hembra en la bola de articulación, a saber, en la relación de 1:10 y 1:20, porque solo manteniéndose este ángulo de cono enteramente determinado se logra establecer una unión firme entre la bola de articulación oxidocerámica y el cono macho en la parte de caña. Expresado en grados, el ángulo de cono adecuado oscila entre 5° 43 minutos y 2° 51 minutos.

Un ángulo de cono más grande conduce a una unión floja entre la bola de articulación y la espiga, que a causa de ello no es autorretenedora. Un ángulo de cono más pequeño, como el que se presenta, por ejemplo, en un estrechamiento de 1:50 con 12 y 8 minutos, conduce, por otro lado, bajo la carga aplicada por el cuerpo a fuerzas de estallido tan considerables que se sobrepasa también la resistencia mecánica del óxido de aluminio muy puro especialmente elegido. Por supuesto, lo que se ha manifestado no se refiere a la carga en reposo que en las mismas condiciones que antes darían 7500 kg de fuerza de estallido, sino que incluye todavía un factor de seguridad considerable, ya que ha de contarse siempre con que el paciente, después de su convalecencia completa, querrá poder cargar plenamente su articulación de cadera y, por tanto, realizará, por ejemplo, saltos que pueden conducir a cargas considerables. Para poder ofrecer aquí

la seguridad necesaria se ha expuesto una prótesis en una disposición de ensayo a una carga oscilante, estando dirigida la carga hacia la bola de modo que resultara la máxima fuerza de estallido en la envolvente del cono. Como
5 relación de estrechamiento se ha elegido en este ejemplo 1:10, es decir, se ha utilizado un ángulo de cono de 5° 43 minutos, 30 segundos. De este modo, resultó una fuerza de estallido 20 veces mayor, comparada con la carga de ataque que actúa en la dirección axial del cono. En esta
10 ejecución se pudo aumentar la carga hasta 1,5 t antes de que se presentara una destrucción del sustitutivo de articulación.

Sin embargo, la sobresaliente importancia en la combinación de características según el invento estriba en
15 que la zona de engrane del cono macho en el cono hembra está configurada de manera deformable frente a las fuerzas que se presentan por efecto de la presión y/o del calor, o, expresado de manera simplificada, en la creación de una zona de compensación de la presión entre los dos
20 materiales tan diferentes de la bola de articulación oxidocerámica y de la parte de caña metálica. Las posibilidades constructivas para esta adaptación son muy variadas y pueden de preferencia incluso combinarse entre sí.

Así, por un lado, el cono macho puede estar configurado de manera deformable en la zona de su superficie en
25

volvente, lo que se consigue según una forma de ejecución especialmente preferida por el hecho de que está realizado como cono hueco con un espesor de pared de 2-7 mm. Gracias a esta conformación hueca el cono es en sí capaz de ceder y absorbe así elásticamente las fuerzas que se presentan bajo la sollicitación de presión, sea por efecto mecánico, sea por efecto térmico. La solución tiene además la ventaja del ahorro de peso, ya que, como es sabido, las partes de prótesis metálicas son más pesadas que los huesos naturales. El dimensionamiento del espesor de pared remanente depende en amplio grado de la construcción total de la prótesis y aproximadamente también del peso del paciente. Ha resultado como margen preferido un espesor de pared de aproximadamente 2,5 mm.

Otra configuración preferida, que se combina convenientemente todavía con la ejecución del cono hueco, consiste en que el cono macho presenta una zona de superficie deformable. Las formas de configuración preferidas de esta zona de superficie deformable consisten en mecanizar estriás a manera de roscas o de ondas de modo que permanezcan entre ellas únicamente puentes de unión, es decir, la superficie puede interrumpirse en toda su longitud y deformarse así fácilmente bajo carga. Se puede conseguir algo semejante mediante depresiones de forma de cuenco. La resistencia a la deformación de la capa super

ficial del cono macho se reduce así con respecto a la que presenta en su núcleo, de modo que bajo el efecto de fuerzas, sea por el calentamiento al efectuar la esterilización, sea por el peso del cuerpo y los movimientos, las zonas de superficie que engranan entre sí en la bola de articulación oxidocerámica y en la superficie del cono macho configurado de manera deformable se acunian una en otra.

La combinación de acuerdo con el invento adquiere una importancia especial cuando las bolas presentan un diámetro pequeño. En el caso de un diámetro pequeño el diámetro del cono apenas puede reducirse por motivos de resistencia mecánica, es decir, en la bola está disponible solo poca "carne" para absorber las fuerzas que se presenten. Por consiguiente, es de importancia decisiva que el material del cono macho sea deformable en la zona de la superficie.

Sin embargo, la deformabilidad del cono macho tiene también desde el punto de vista de la fabricación una importancia considerable, ya que ahora pueden elegirse algo más grandes las tolerancias, es decir, que se compensan las tolerancias usuales de fabricación.

De manera correspondiente, la deformabilidad en la zona de engrane mutuo puede conseguirse también mediante una adaptación correspondiente de la zona de superficie

del cono hembra de la bola de articulación de oxidocerámica. Ha dado aquí buenos resultados en particular la medida de conferir a la superficie una cierta aspereza por pulido, encontrándose preferiblemente un valor de aspereza medio aritmético R_a entre 0,5 y 3 μ m.

Dado que el material oxidocerámico de la bola de articulación es de dureza sustancialmente mayor que la del metal de la parte de caña y del cono macho, la deformabilidad que se proporciona con ello se basa en que la zona de superficie áspera del cono hembra actúa de manera deformadora sobre el cono macho más blando. Este efecto de deformación sobre la zona de superficie del cono macho se puede aumentar todavía haciendo que el cono hembra oxidocerámico presente también depresiones adicionales tales como ondas y similares y trabaje también así bajo carga de compresión en el metal del cono macho y se acufie firmemente con él. Otra posibilidad para configurar de manera deformable en particular también el cono hembra oxidocerámico consiste en que en la zona de la superficie del cono hembra oxidocerámico esté aplicada una capa de metalización de metales compatibles con el cuerpo. Ha dado buenos resultados a este respecto en particular el molibdeno.

Como es natural, es también de importancia muy considerable para la aptitud funcional y la capacidad de utili-

zación de la endoprótesis de articulación el material de que se componga la parte de caña y en particular el cono macho correspondiente. Para ello se emplean en general aleaciones metálicas que han de ser especialmente resis-
5 tentes a la corrosión y estables frente al efecto de los líquidos corporales. Entran en consideración a este res-
pecto aleaciones a base de cobalto y además también alea-
ciones de titanio, pero igualmente aceros finos como los
que se pueden obtener, por ejemplo, bajo el número de ma-
10 terial 14401, correspondiente a la designación VdEH 5 Cr
Ni Mo 18.10, o bajo el número de material 14436, corres-
pondiente a la designación VdEH 5 Cr Ni Mo 18/12. Se pue-
den utilizar para este fin materiales de fundición, pero
han demostrado ser preferiblemente adecuadas en particu-
lar las aleaciones forjables, entre ellas de manera muy
especial una a base de 20% en peso de cromo, 35% en peso
de níquel, 33% en peso de cobalto, 10% en peso de molib-
deno, 1% en peso de hierro y 1% en peso de titanio, sien-
do posibles, naturalmente, variaciones insignificantes
20 de las proporciones cuantitativas en este margen. Este
material es resistente a la corrosión, no es atacado por
los líquidos corporales y presenta una reducida sensibi-
lidad a la rotura, es decir, posee un módulo E muy alto.
El invento se explica a continuación con detalle ha-
25 ciendo referencia a unos dibujos, pero indicándose con ello

únicamente el principio básico y remitiéndose a la descripción anterior a causa de las múltiples posibilidades en la influenciación de la deformabilidad de las zonas de superficie de las dos zonas de superficie envolvente del cono macho y del cono hembra que engranan entre sí.

5

En los dibujos muestran:

La figura 1, una prótesis de articulación de cadera en sección y sin cazoleta,

10

La figura 2, una vista fragmentaria parcial del cono macho,

La figura 3, igualmente una parte del cono macho en sección transversal, y

La figura 4, una bola de articulación en sección.

15

En la figura 1 está representada la prótesis de articulación de cadera sin la cazoleta en la que encaja la bola de articulación 2. La bola de articulación 2, que está representada en sección, presenta un taladro cónico, o sea, el cono hembra 3, en el que encaja una espiga 4.

20

La espiga 4 está ejecutada en este caso de modo que su parte cónica, es decir, el cono macho 5, es más corta que el cono hembra 3 de la bola de articulación 2, de modo que en la base del cono hembra 3 queda una cámara de aire

25

6. La espiga 4 termina en un collarín 7 que forma una pieza integral con la caña 1. La caña 1 está insertada en el hueso 8 hasta el punto en que el collarín 7 descansa

sa sobre la superficie eventualmente fresada de la caña del fémur; el espacio que queda entre el hueso 8 y la caña 1 va relleno de una masilla 9 para un mejor anclaje de la prótesis. El cono macho 5, según se muestra en la figura 2, está provisto de depresiones 11 de forma de cuenco, de modo que se forma una estructura de rejilla. La aplicación de esta estructura de rejilla se efectúa convenientemente mediante un proceso de moleteado, es decir, que esta aspereza de superficie definida se imprime en el cono macho 5. Como alternativa, el cono macho 5, según se representa en la figura 3, puede estar provisto de estrías 10 a manera de roscas, presentando tanto las estrías 10 como las depresiones 11 de forma de cuenco una profundidad y una distancia de una con respecto a otra que oscila entre 0,05 y 0,03 mm. Como es sabido, el metal es más fácil de mecanizar que la cerámica de óxido, por lo que preferiblemente las estrías 10 o las depresiones 11 de forma de cuenco están practicadas en el metal, es decir, en el cono macho 5. Sin embargo, es posible también configurar el cono hembra 3 en su superficie, es decir, que se pula de forma basta sustancialmente la cerámica de óxido. Por pulido basto ha de entenderse un pulido con una muela de diamante de D 150, es decir, con una muela de diamante que contiene granos de diamante con un diámetro de 150 μ m. Gracias a este pulido se obtiene una

profundidad de aspereza media R_a en la cerámica de aproximadamente 2 μ m. En contraposición a este pulido basto, la superficie de la bola de articulación 2 está pulida de forma fina, ya que aquí deberá estar reducido en tanto
5 como sea posible el rozamiento que se desea entre el cono macho 5 y el cono hembra 3.

Para reducir el peso considerable de la endoprótesis de articulación la parte hecha de metal, es decir, la caña 1, está realizada en forma de cuerpo hueco. La cavidad 13 que se encuentra en el cono macho está ejecutada en este caso de modo que se forman paredes paralelas que presentan un espesor de pared comprendido entre 2 y 7 mm. Estos datos de medidas se aplican tanto para las paredes 14 de la envolvente como también para las paredes 15 de
10 cubierta del cono macho 5, pudiendo deformarse en la esterilización en caliente las paredes 14 de la envolvente debido a su ejecución relativamente delgada y garantizando la pared frontal 15 la conservación de la forma circular del tronco de cono.
15

Como se representa en la figura 4, la bola de articulación 2 puede estar provista ventajosamente de un cono hembra 3 que presenta ondulaciones 12 que se han practicado por pulido en la cerámica a una distancia de 1-3 mm, es decir, preferiblemente 2 mm, y que poseen una profundidad de 0,02 mm. Estas ondulaciones 12 hacen posible
20
25

una cierta penetración en el metal del cono macho 5, es decir, una deformación superficial del metal, y permiten con ello también la esterilización en caliente de la endo prótesis montada.

5 Esta solicitud que corresponde a la presentada en República Federal Alemana, el día 29 de Octubre de 1974, bajo el Nº P 24 51 275.2, se acoge a los beneficios del artículo 51 del vigente Estatuto sobre Propiedad Industrial.

10

REIVINDICACIONES

15

Los puntos de invención propia y nueva que se presentan para que sean objeto de esta solicitud de Patente de Invencción en España, por VEINTE años, son los que se recogen en las reivindicaciones siguientes:

20

1ª.- Perfeccionamientos introducidos en una endoprótesis de articulación, en particular prótesis de articulación de cadena con una primera parte de articulación constituida por una parte de caña insertable en el fémur

25

y sobre cuya espiga cónica (cono macho) está fijada una bola de articulación con una escotadura correspondiente (cono hembra) que engrana a su vez con una segunda parte de articulación en forma de una cazoleta de articulación, caracterizados porque la endoprótesis tiene la combinación de las características siguientes en la primera parte de articulación: a) una bola de articulación (2) de cerámica de óxido sinterizada con un contenido de Al_2O_3 de al menos 99,7%, una densidad de más de 3,90 y un tamaño de grano inferior a 10μ , b) un cono macho de metal (5) con una relación de estrechamiento comprendida entre 1:10 y 1:20, c) un cono hembra (3) en la bola de articulación (2) con la misma relación de estrechamiento que en el cono macho, y d) un cono macho (5) configurado de manera deformable en la zona de la superficie envolvente bajo presión y/o efecto de calor y/o una configuración del cono hembra (3) en la zona de la superficie envolvente que actúa con efecto de deformación sobre el cono macho metálico (5).

20 2ª.- Perfeccionamientos según la reivindicación 1ª, caracterizados porque el cono macho (5) está realizado en forma de cono hueco con un espesor de pared de 2-7 mm.

25 3ª.- Perfeccionamientos según una de las reivindicaciones 1ª y 2ª, caracterizados porque el cono macho

(5) presenta una zona de superficie deformable.

5 4ª.- Perfeccionamientos según la reivindicación 3ª, caracterizados porque la deformabilidad en la zona de la superficie del cono macho (5) se ha conseguido mediante la mecanización de estrías (10) de forma de roscas o de depresiones (11) de forma de cuencos.

10 5ª.- Perfeccionamientos según una de las reivindicaciones 1ª a 4ª, caracterizados porque la cerámica de óxido de la bola de articulación (2) tiene en la zona de la superficie del cono hembra (3) una aspereza con un valor de aspereza medio aritmético R_a comprendido entre 0,5 y 3 μm .

15 6ª.- Perfeccionamientos según una de las reivindicaciones 1ª a 5ª, caracterizados porque en la zona de la superficie del cono hembra oxidocerámico (3) están practicadas unas depresiones adicionales, en particular en forma de ondas (12).

20 7ª.- Perfeccionamientos según una de las reivindicaciones 1ª a 6ª, caracterizados porque en la zona de la superficie del cono hembra oxidocerámico (3) está aplicada una capa de metalización de metales compatibles con el cuerpo.

25 8ª.- Perfeccionamientos según una de las reivindicaciones 1ª a 7ª, caracterizados porque al menos el

cono macho (5) de la caña (1) está hecho de una aleación de 20% en peso de cromo, 35% en peso de níquel, 33% en peso de cobalto, 10% en peso de molibdeno, 1% en peso de hierro y 1% en peso de titanio.

5 9a.- PERFECCIONAMIENTOS INTRODUCIDOS EN UNA ENDO
PROTESIS DE ARTICULACION, EN PARTICULAR PROTESIS DE
ARTICULACION DE CADERA.

10 Tal y como se ha descrito en la Memoria que arte
cede, representado en los dibujos que se acompañan y
para los fines que se han especificado.

Esta Memoria consta de veintiuna hojas escritas a
máquina por una sola cara.

Madrid, 22 ENL. 1976

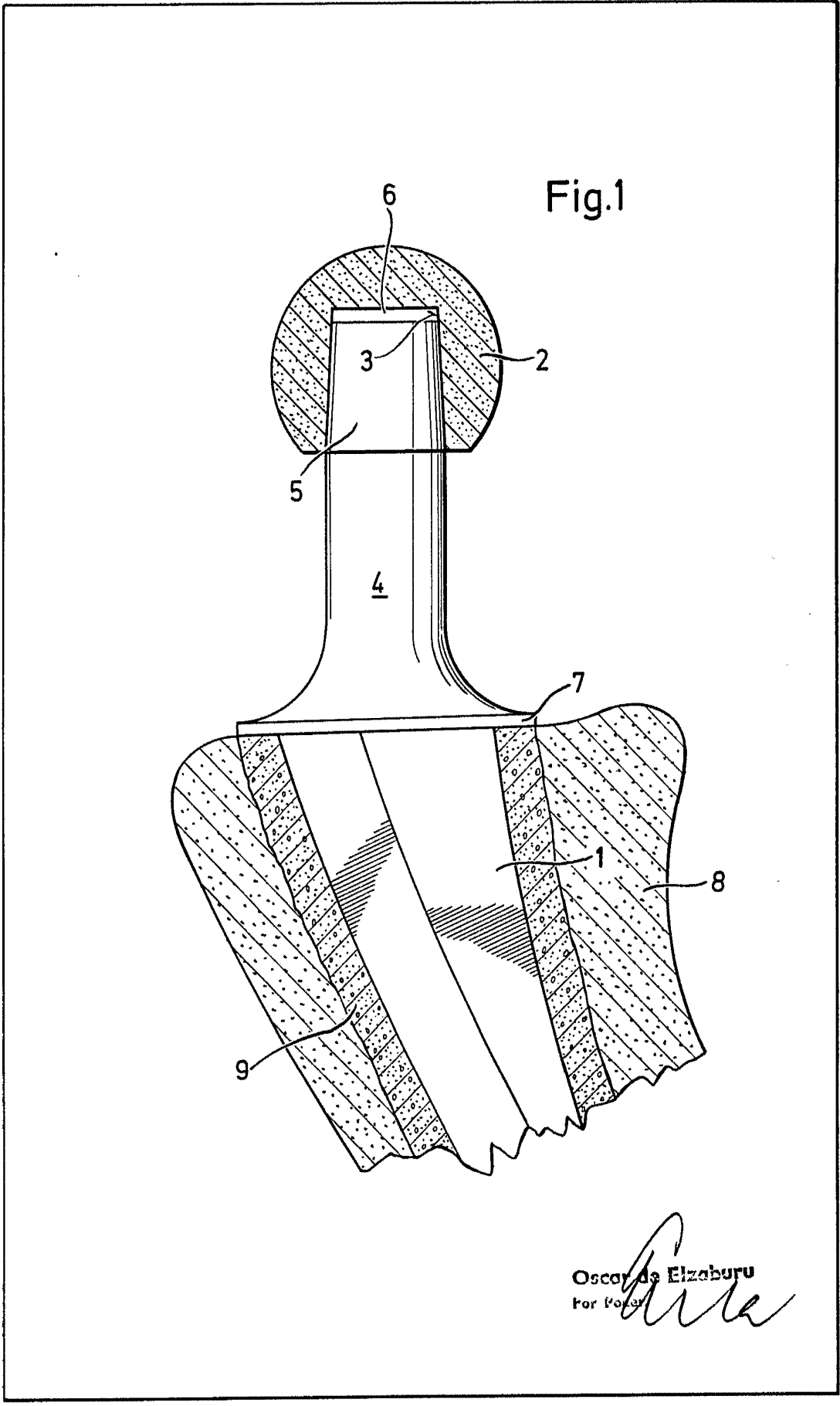
P.A.

Oscar de Elizaburu
Por Poder

15-1-76

- 21 -

MPB.-



Oscar de Elzaburu
For Patent

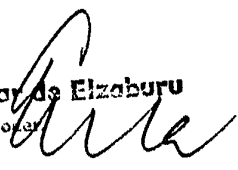


Fig. 2

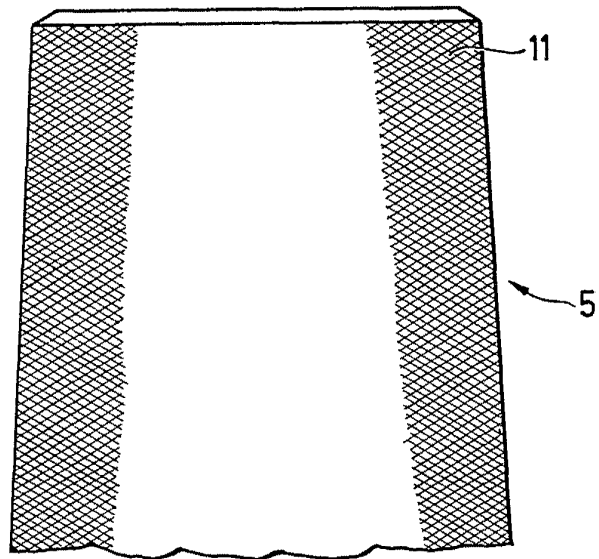
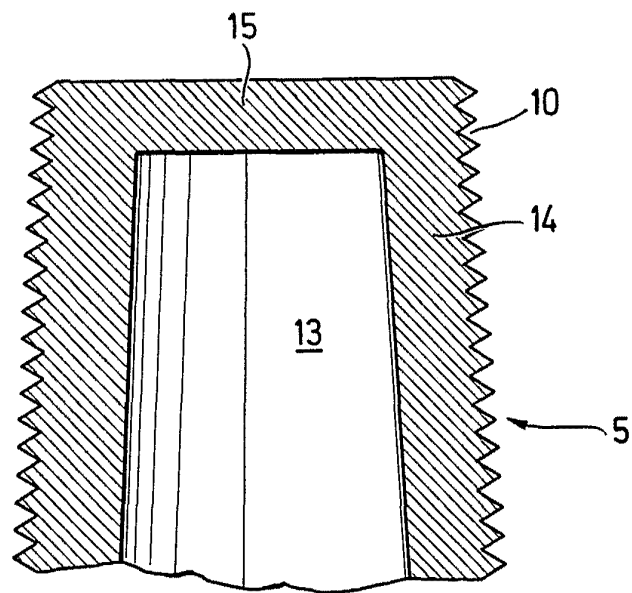
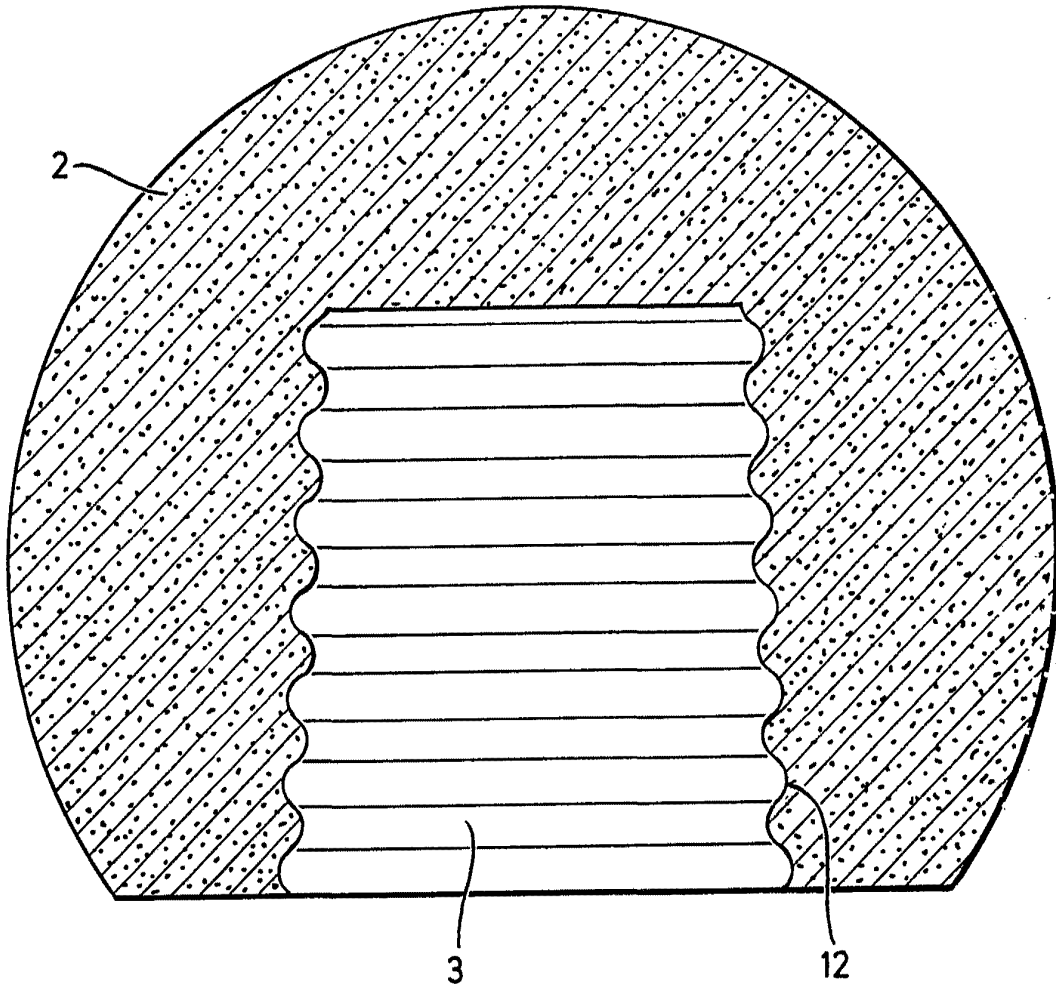


Fig. 3



Oscar W. Mizoburu
For Patent

Fig. 4



Oscar de Muzburg
Per l'ingegn.