



ESPAÑA

|                            |        |
|----------------------------|--------|
| (19) ES                    | (16) Y |
| NUMERO                     |        |
| 52417                      |        |
| (22) FECHA DE PRESENTACION |        |
| 4 Agosto 1980              |        |

16 NOV. 1980

MODELO DE UTILIDAD

|                     |               |           |
|---------------------|---------------|-----------|
| (30) PRIORIDADES:   | (32) FECHA    | (33) PAIS |
| (51) NUMERO         |               |           |
| P 29 31 750.8       | 4 Agosto 1979 | ALEMANIA  |
| <b>MICROFILMADO</b> |               |           |
| <b>MICROFICHAS</b>  |               |           |

|                          |                                  |
|--------------------------|----------------------------------|
| (43) FECHA DE PUBLICIDAD | (61) CLASIFICACION INTERNACIONAL |
|                          | A61F1100                         |

|                             |
|-----------------------------|
| (54) TITULO DE LA INVENCIÓN |
| PROTESIS DE CADERA          |

|  |
|--|
| (71) SOLICITANTE (S)                                     |
| Howmedica International, Inc.<br>Zweigniederlassung Kiel |

|   |
|---|
| DOMICILIO DEL SOLICITANTE   |
| Professor-Küntscher-Str. 1-5, D-2301 Schönkirchen ü. Kiel<br>ALEMANIA FEDERAL |

|   |
|---|
| (72) INVENTOR (ES)  |
| Hartmut Seidel, Karl M. Richter, Hans Erich Harder y<br>Klaus Behrens, todos de nacionalidad alemana. |

|                   |
|-------------------|
| (73) TITULAR (ES) |
|                   |

|                             |
|-----------------------------|
| (74) REPRESENTANTE          |
| DON BERNARDO UNGRIA GOIBURU |

js/.

1 El invento se refiere a una prótesis de cadera de una  
sola pieza con una rótula, con una espiga curvada aproxi-  
madamente en el plano frontal y que se estrecha hacia aba-  
jo en el plano frontal y con un cuello situado entre la es-  
5 piga y la rótula.

Una prótesis de cadera de esta clase ya es conocida  
(DE-OS 2 747 867). La espiga se fija por medio de cemen-  
to en el conducto medular del fémur y la rótula coopera  
con la cavidad cotiloidea del hueso iliaco o con una cavi-  
10 dad cotiloidea de metal o de material plástico, que susti-  
tuye la masa cartilaginosa del acetábulo. La espiga de-  
creciente hacia abajo de la prótesis se curva en forma de  
plátano, al mismo tiempo, que la convexidad de la curvatura  
está dirigida hacia un lado.

15 Las endoprótesis aloplásticas de la articulación co-  
xofemoral están expuestas a cargas estáticas y dinámicas  
considerables, de manera, que a pesar de los notables avan-  
ces tanto en la construcción de las endoprótesis como en  
el tratamiento médico, todavía no se ha eliminado el peli-  
20 gro de que se aflojen con el tiempo, perdiéndose progresi-  
vamente la unión íntima entre la prótesis y el hueso, que  
debe ser producida por el cemento.

El invento tiene, por ello, por objeto una prótesis  
de cadera de una sola pieza, que se pueda fijar con la ma-  
25 yor seguridad posible en el conducto medular del fémur,  
con una transmisión óptima de esfuerzos dinámicos y está-  
ticos y con la mayor duración posible de la unión.

Este problema se soluciona por el hecho de que la con-  
vexidad de la curvatura de la espiga está dirigida hacia  
30 el interior.

1           Contrariamente a las prótesis de cadera conocidas, en  
el invento, la curvatura de la espiga de la prótesis está  
dirigida en sentido opuesto, es decir hacia dentro. Esta  
curvatura de la espiga hace posible una carga de cemento  
5           ancha en el trocánter menor y un aprovechamiento óptimo  
del trocánter mayor.

          En las prótesis conocidas, la espiga está curvada en  
el sentido de flexión, mientras que la curvatura de la pró-  
tesis, según el invento, está dirigida en sentido opuesto  
10           y actúa como un anclaje de tracción interno, extraordina-  
riamente favorable desde el punto de vista de los esfuer-  
zos de tracción y deflexión, que se producen. Este hecho  
tiene especial importancia, ya que las flexiones transito-  
rias de la espiga de la prótesis, debidas a cargas impulsivas,  
15           dan lugar con facilidad a un debilitamiento de la  
unión con el cemento para huesos.

          Con la prótesis de cadera, según el invento se preten-  
de un anclaje seguro y duradero en el conducto medular del  
fémur. En este sentido, una característica del invento pre-  
20           vé, que la curvatura se elija de tal modo, que la parte  
central de la espiga apoye en la corticalis medial.

          Se obtiene un apoyo doble, cuando, según otra carac-  
terística del invento, el extremo inferior de la espiga  
se conforma de tal modo, que apoye en la corticalis late-  
25           ral. El apoyo superficial doble en lados opuestos de la es-  
piga da lugar a un afianzamiento excelente en el conducto  
medular y se opone a una variación de la forma de la espi-  
ga, de manera, que se reduce considerablemente el peligro  
de un aflojamiento.

30           Otra característica del invento prevé, que el diáme-

1 tro de la espiga en el plano frontal sea en la parte supe-  
rior y central mayor que perpendicularmente a ella, con  
preferencia vez y media a dos veces mayor. Con ello se ob-  
tiene un apoyo de gran superficie de la prótesis en el ce-  
5 mento para huesos y se impide, que el cemento se agriete.

Otra característica del invento prevé, que la super-  
ficie delantera y/o la trasera de la espiga posea varias  
cavidades, que ventajosamente tienen forma de panal. La  
forma de panal hace posible un apoyo en una superficie to-  
10 davía mayor de la prótesis en el cemento y mejora la disi-  
pación del calor de polimerización durante el fraguado del  
cemento para huesos.

Otra característica del invento prevé, que el cuello  
se prolongue hacia la espiga en un collar que se ~~ansa~~ancha  
15 progresivamente y que en el lado inferior forma una super-  
ficie de apoyo en el extremo próximo del fémur tratado.  
De esta forma se crea un asiento de la prótesis, que se  
opone, bajo carga, al efecto de cuña rompeshuesos de la pró-  
tesis. Además, el asiento sobre el hueso reduce los esfuer-  
20 zos de tracción y de flexión, que actúan sobre la espiga.  
Sin embargo, la construcción de un collar de este tipo es  
en si conocida (DE-OS 2 747 867). Sin embargo, es especial-  
mente ventajosa en combinación con la prótesis, según el  
invento.

25 Al introducir las prótesis de cadera convencionales  
existe el peligro de deteriorar la rótula. Por ello, otra  
característica del invento prevé, que en el costado late-  
ral del cuello se modele una cabeza de clavamiento. Por me-  
dio de un instrumento adecuado es posible clavar fuertemen-  
30 te la prótesis sin deteriorar la rótula. La cabeza de cla-

1 vamiento se puede utilizar también para fines de extrac-  
ción, cuando, según otra característica, se configura de  
tal forma, que posea un orificio o un destalonamiento o  
análogo, que pueda cooperar con un útil de extracción.

5 Por medio del dibujo se describe en lo que sigue con  
detalle un ejemplo de ejecución del invento.

La figura 1 representa en vista lateral una prótesis  
de cadera, según el invento, para la articulación coxofe-  
moral derecha.

10 La figura 2 representa una sección parcial de la pró-  
tesis de la figura 1.

La figura 3 representa una sección de la prótesis de  
la figura 1, según la línea 3-3.

15 Antes de entrar en detalles del ejemplo de ejecución  
debemos mencionar, que todos los detalles representados  
en el dibujo y descritos tienen importancia decisiva para  
el invento, tanto por si solos como en combinación con ca-  
racterísticas de las reivindicaciones.

20 La prótesis de cadera para la articulación coxofemo-  
ral derecha, representada en las figuras 1 a 3, posee una  
espiga 10, una articulación esférica 11 y un cuello 12.  
Esta prótesis de una sola pieza es de material de CoCrMo.  
La rótula 11 posee una superficie bruñida, mientras que el  
resto de la prótesis es mate. El diámetro de la rótula es  
25 con preferencia 32 mm.

30 El costado lateral 13 de la espiga 10 de la pró-  
tesis posee una curvatura cóncava y el costado 14 medial  
posee una curvatura convexa. La curvatura se realiza pre-  
ferentemente con el mismo radio, con preferencia 600 mm.  
La curvatura cóncava del costado 13 termina en la parte in

1 ferior en 15 y la curvatura cóncava termina en 16. A par-  
tir de los puntos 15 y 16, de los que el último está situa-  
do algo más alto, se estrecha la espiga 10 hacia abajo en  
forma triangular con punta 17 redondeada, como se represen-  
5 ta en la vista de la figura 1. El costado izquierdo, en la  
figura 1, del extremo inferior, designado con 18, forma  
una superficie de apoyo en la corticalis lateral del con-  
ducto medular del fémur, no representado. Como se despren-  
de en conjunto de las figuras 1 y 2, el extremo inferior  
10 forma aproximadamente un tronco de cono.

De la figura 1 se desprende, que el ancho del lado  
delantero y trasero de la espiga 10 decrece ligeramente de  
arriba hacia abajo hasta los puntos 15 y 16. Como se des-  
prende de la figura 2, también tiene lugar un decrecimiento  
15 mínimo en un plano perpendicular a él. Sin embargo, el án-  
gulo de decrecimiento con relación a la vertical es única-  
mente 1°.

De las figuras 1 a 3 se desprende además, que el diá-  
metro de la espiga 10 es considerablemente mayor en el pla-  
no frontal que perpendicularmente a él. Con preferencia,  
20 el diámetro mayor equivale a vez y media a dos veces el di-  
ámetro menor. De la figura 3 se desprende, que el lado de-  
lantero y el trasero de la espiga 10 son paralelos entre  
sí, mientras que el costado lateral 13 y el costado medial  
25 14 poseen curvatura convexa, preferentemente del mismo ra-  
dio.

El lado delantero y el trasero de la espiga 10 poseen  
cada uno una serie de cavidades 18, con contorno rectangu-  
lar y superficie de fondo plana, al mismo tiempo, que el  
30 tamaño de las cavidades 18 disminuye de arriba hacia abajo.

1 Las cavidades 18 confieren a la espiga una estructura de  
panal. Las diferentes cavidades están separadas entre sí  
por tabiques 19, cuyo canto superior se prolonga en el cos-  
tado lateral 13 y en el costado interno 14 de la espiga,  
5 como se desprende de la figura 2.

El cuello 12 se ensancha de forma aproximadamente có-  
nica en dirección hacia la espiga 10 y forma así un collar  
20, que en su lado inferior posee una superficie 21 plana,  
que forma con el eje del cuello 12 de la rótula 11 un án-  
gulo  $\alpha$  de  $113^{\circ}$ . Este ángulo equivale aproximadamente al án-  
gulo entre el cuello del fémur y el eje del fémur de perso-  
nas de edad.

La transición entre la espiga 10 y el collar 20 tie-  
ne lugar por medio de una zona 22 con forma cóncava.

15 En el cuello 12 se prevé en el costado lateral una  
cabeza 23 con un taladro 24. En el costado izquierdo (en  
la figura 1), la cabeza 23 se prolonga suavemente en el  
costado lateral de la espiga 10. El lado superior de la ca-  
beza sirve para clavar la prótesis representada, mientras  
20 que el orificio 24 puede ser utilizado para fines de ex-  
tracción.

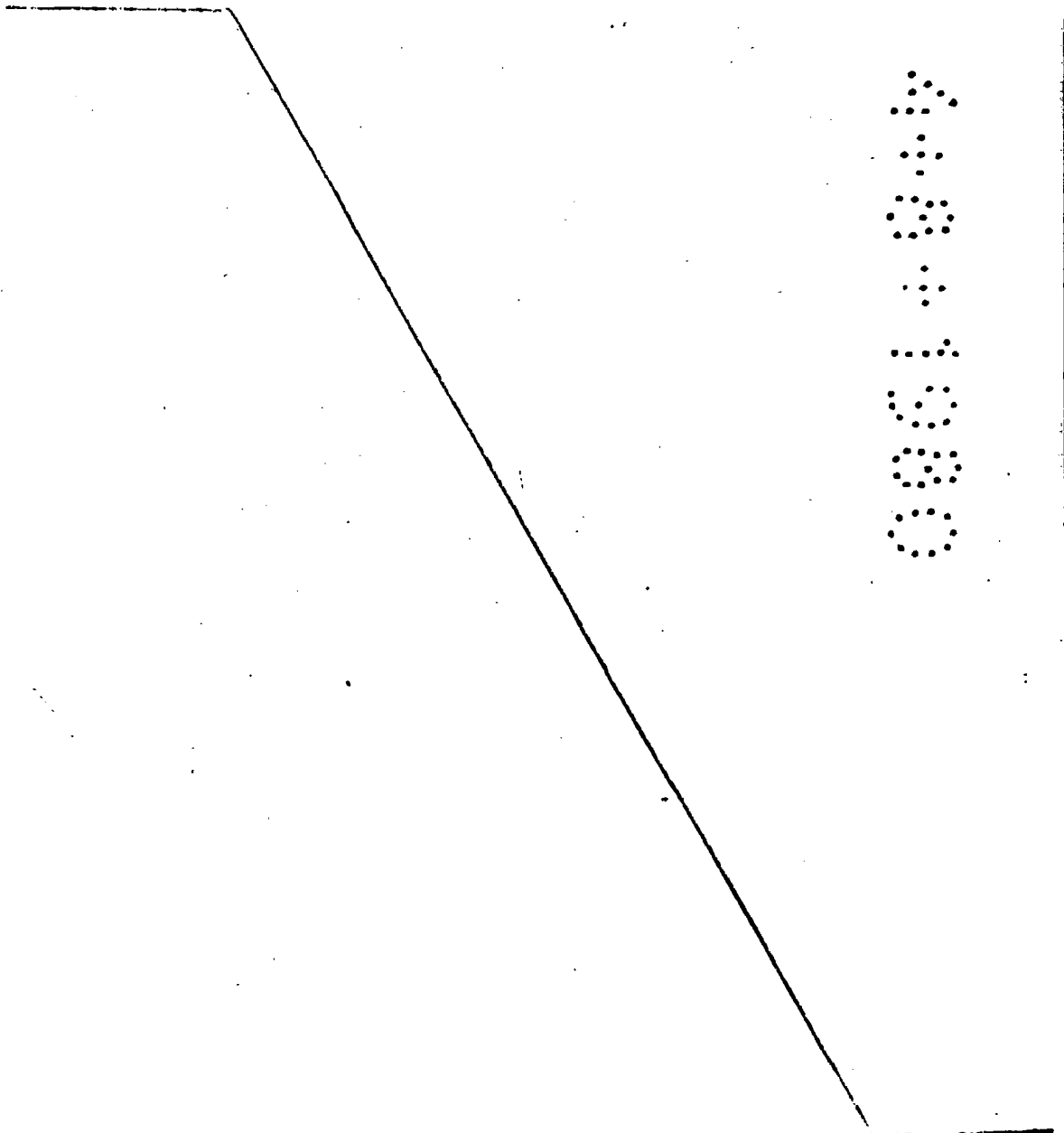
La prótesis representada hace posible un apoyo super-  
ficial doble en el recinto medular, es decir en la cortica-  
lis medial en la parte central de la espiga 10 y en la cor-  
ticalis lateral en la punta de la espiga de la prótesis,  
25 es decir en la superficie 18. La curvatura, que se despen-  
de de la figura 1, de la espiga 10 hace posible un relleno  
con cemento ancho en el trocánter menor y un aprovechamien-  
to óptimo, para fines de anclaje, del trocánter mayor. La  
30 forma de panal mejora el apoyo de la prótesis en el cemen-

1       to y la disipación del calor de polimerización. La superfi-  
cie delantera y trasera relativamente ancha de la espiga  
10 impide, que se agriete el cemento.

5       El asiento ancho de la prótesis por medio de la super-  
ficie 21 se opone, bajo carga, al efecto de cuña rompehue-  
sos de la prótesis y reduce los esfuerzos de tracción y de  
flexión de la espiga.

10       En resumen, la presente patente de invención, que se  
solicita, deberá recaer sobre las siguientes:

10



REIVINDICACIONES

1

1. Prótesis de cadera de una sola pieza con una rótula, con una espiga curvada aproximadamente en el plano frontal y que se estrecha hacia abajo en el plano frontal y con un cuello situado entre la espiga y la rótula, caracterizada por el hecho de que la convexidad de la curvatura de la espiga (10) está dirigida hacia el interior.

5

2. Prótesis de cadera, según la reivindicación 1, caracterizada por el hecho de que la curvatura se elige de tal modo, que la parte central de la espiga (10) apoye en la corticalis medial del fémur.

10

3. Prótesis de cadera, según la reivindicación 1 ó 2 caracterizada por el hecho de que el extremo inferior de la espiga (10) está configurado de tal modo, que apoye en la corticalis lateral.

15

4. Prótesis de cadera, según la reivindicación 3, caracterizada por el hecho de que el extremo inferior posee una superficie de apoyo (18) lateral, que es aproximadamente paralela a la pared del conducto medular en la proximidad de la corticalis lateral.

20

5. Prótesis de cadera, según una de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizada por el hecho de que el diámetro de la espiga (10) en el plano frontal es, en la parte superior y central, mayor que perpendicularmente a ella, siendo con preferencia aproximadamente vez y media a dos veces mayor

25

6. Prótesis de cadera, según una de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizada por el hecho de que la superficie delantera y/o trasera de la espiga (10) posee varias

30

1 cavidades (18).

5 7. Prótesis de cadera, según la reivindicación 6, caracterizada por el hecho de que la superficie delantera y/o trasera de la espiga (10) está configurado en forma alveolar

10 8. Prótesis de cadera, según una de las reivindicaciones 1 a 7, caracterizada por el hecho de que el cuello (12) se prolonga hacia la espiga en un collar (20), que se ensancha progresivamente y que forma en su lado inferior una superficie (21) para el apoyo en el extremo próximo del fémur tratado.

15 9. Prótesis de cadera, según la reivindicación 8, caracterizada por el hecho de que el costado interno (14) de la espiga (10) se prolonga por medio de una superficie cóncava (22) de forma progresiva en la superficie (21).

20 10. Prótesis de cadera, según una de las reivindicaciones 1 a 9, caracterizada por el hecho de que el costado lateral y/o interno (13) y (14) respectivamente de la espiga (10) son convexos, con preferencia con el mismo radio.

25 11. Prótesis de cadera, según una de las reivindicaciones 1 a 10, caracterizada por el hecho de que en el costado lateral del cuello (12) se prevé una cabeza de clavamiento (23)

30 12. Prótesis de cadera, según la reivindicación 11, caracterizada por el hecho de que la cabeza (23) posee un orificio (24) o un destalonamiento o análogo para cooperar con un útil de extracción.

13. Se reivindica por último como objeto sobre el que ha de recaer el Modelo de Utilidad que se solicita por:

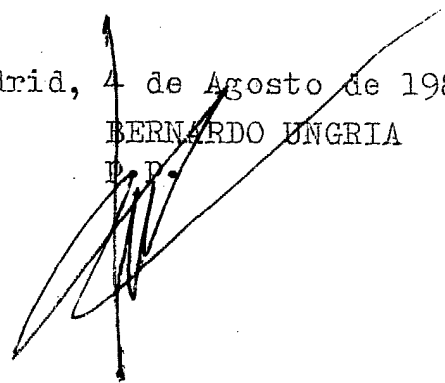
1 PROTESIS DE CADERA.

5 Todo conforme queda descrito y reivindicado en la presente memoria descriptiva que consta de once páginas mecanografiadas y dibujos adjuntos.

10 Madrid, 4 de Agosto de 1980

BERNARDO UNGRIA

P. P.



10

15

20

25

30

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
0

FIG. 1

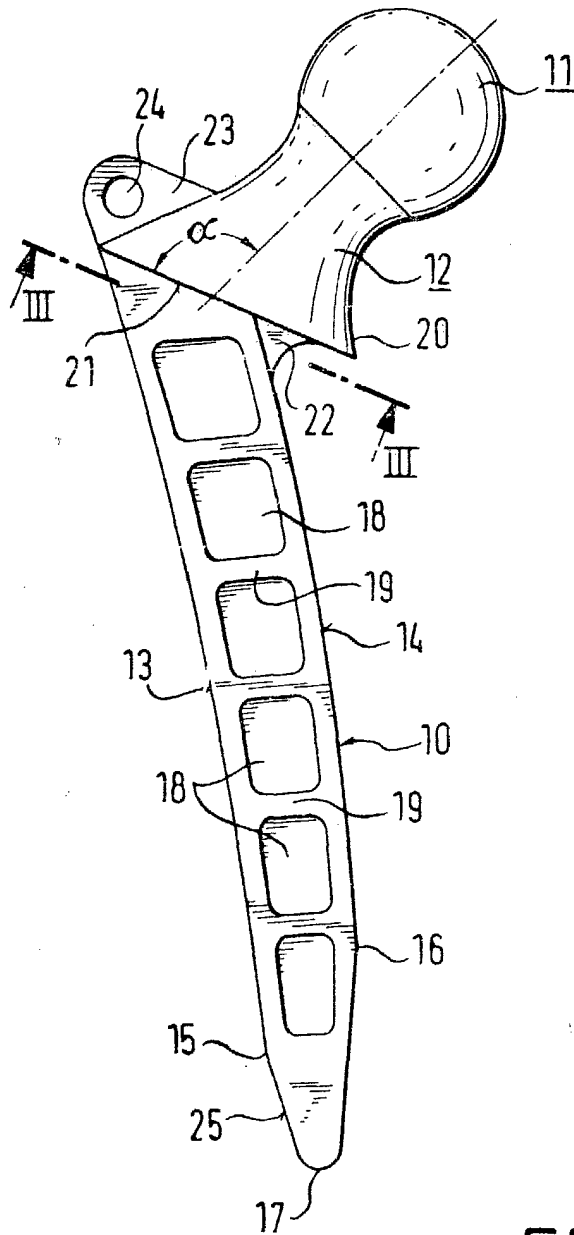


FIG. 2

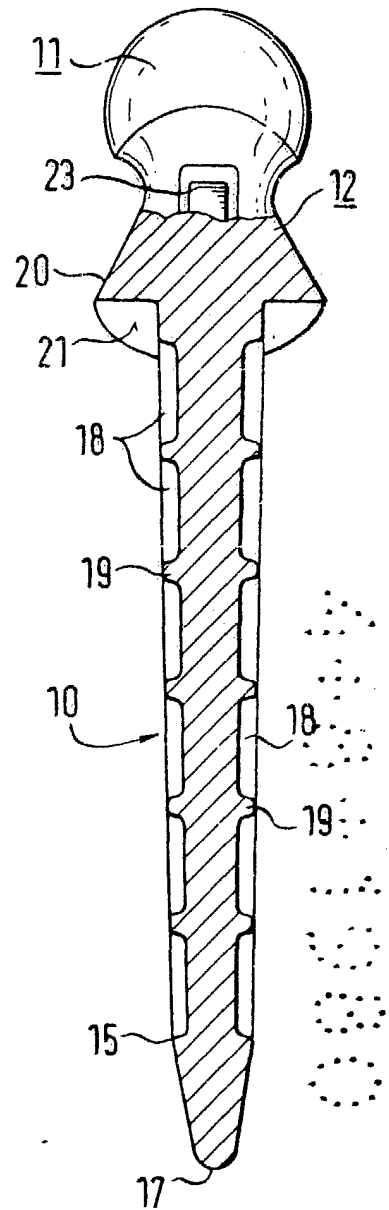
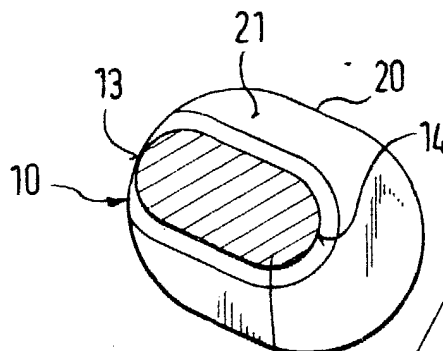


FIG. 3



ESCALA VARIABLE

MADRID 4 DE AGOSTO DE 1960

FERRARDO UNGRÍA

ING.