

10	ES	11	NUMERO	258158	10	Y
		21				
		22	FECHA DE PRESENTACION	29 ACO. 1979		



ESPAÑA

MODELO DE UTILIDAD

7 DIC. 1981

30	PRIORIDADES:	31	NUMERO	32	FECHA	33	PAIS
			9216/89-2		11 Octubre 1.979		Suiza

47	FECHA DE PUBLICIDAD	51	CLASIFICACION INTERNACIONAL
			A61F 1/00

54 TITULO DE LA INVENCIÓN

"PROTESIS PERFECCIONADA PARA LA ARTICULACION DE LA CADERA".

71 SOLICITANTE (S)

**La firma: GERRUDER SULZER, AG y
la firma: FROTEK, AG.**

DOMICILIO DEL SOLICITANTE

**CH-8400 WINTERTHUR (Suiza) y
CH-3000 BERNA (Suiza) - Stadbachstr, 64, respectivamente.**

72 INVENTOR (ES)

Peter Gino Niederer,

73 TITULAR (ES)

**Las firmas: GERRUDER SULZER AG y
FROTEK, AG.**

74 REPRESENTANTE

M.V. DE LA TORRE.

- Memoria Descriptiva -

El presente invento se refiere a una prótesis para la articulación de la cadera, con un vástago recto en forma de hoja para su anclaje en el fémur mediante acuíamiento y a través de un lecho de cemento, ensanchándose dicho vástago -
5 primero cónicamente desde su extremo distal libre y simétricamente con respecto a un eje central longitudinal de la hoja, convirtiéndose además la superficie cónica de la cara estrecha lateral, a una altura de aproximadamente $3/4$ partes -
10 de la altura del vástago, en una superficie inclinada hacia el eje central longitudinal, mientras que la cara estrecha medial sale del cono en una curva continua desembocando, sin escalonamiento, en el cuello de la prótesis, quedando los dos
15 lados de la hoja separados del cuello de la prótesis mediante un saliente en forma de vaina.

A través de la revista "Orthopæde " 8, (1979), página 73/74, especialmente figura 1, ya se conocen prótesis parecidas para la articulación de la cadera, La función del llamado vástago recto de dicha prótesis consiste en agarrarse en el hueso de la cavidad medular, previa adaptación quirúrgica de la misma a las dimensiones de dicho vástago, y en el lecho de cemento óseo introducido en dicha cavidad de manera que el lecho o la vaina de cemento quede en gran parte aliviada de sus funciones portantes; el apoyo sustentador de dicha prótesis se realiza principalmente a través de un agarrotamiento a lo largo de las caras estrechas medial y lateral del vástago.

En los diseños tradicionales de las prótesis, el saliente que separa el cuello del vástago de la prótesis, está dispuesto esencialmente a escuadra con el eje del cuello de la prótesis. De esta manera el saliente es esencialmente pa-

ralelo a un corte a través del cuello del vástago, de manera que la valona se apoya además en el borde de la vaina de cemento que rodea el hueso para evitar que el vástago se hunda en el cemento óseo. En las prótesis para articulaciones de cadera y a causa de la fuerza que ataca en la cabeza de la articulación debido a la acción de "palanca" que ejerce el cuello de la prótesis, se produce, como es sabido, un efecto de par con lo cual la hoja relativamente fina del diseño en cuestión está expuesta a unos esfuerzos de flexión y torsión relativamente grandes. En los pacientes con articulaciones de cadera hipoplásticas existen generalmente deformaciones y mutilaciones alrededor del cuello del fémur y de la cabeza de la articulación, y la cavidad medular es a menudo extremadamente estrecha. Esta es la razón por la cual las prótesis según el diseño arriba mencionado para enfermedades de este tipo suelen ser relativamente delgadas con una hoja relativamente estrecha. Debido al momento de giro arriba descrito, existe la posibilidad de que se produzcan deformaciones plásticas hiperelásticas en la hoja relativamente delgada y estrecha de dichas prótesis. El objeto del presente invento consiste en eliminar dichas dificultades, evitando una deformación plástica de la hoja de la prótesis, así como la torsión de la misma en el lecho de cemento y hueso a causa del momento de giro. De acuerdo con el invento, este problema queda solucionado colocando el saliente en forma de valona de forma que coincida por lo menos aproximadamente con la dirección del cuello del vástago.

En el nuevo diseño, el vástago de la prótesis queda, por lo tanto, debidamente reforzado en la zona de los esfuerzos críticos, excluyéndose el peligro de una deformación

plástica incluso en los vástagos delgados y estrechos para los pacientes que sufran de displasia. La disposición del cuello de la prótesis según el presente invento permite además que dicho cuello pueda apoyarse directamente en el hueso en la zona del arco calcar con lo cual disminuye aún más el efecto del momento de giro debido al esfuerzo. Además se facilita -de manera similar a lo que ocurre en el caso de la valona de las prótesis tradicionales- un buen apoyo de la prótesis aquí descrita en el cemento.

10 El efecto que se pretende conseguir con el nuevo diseño es aún mejor si el saliente en forma de valona está alineado, por lo menos aproximadamente, con el borde inferior del cuello de la prótesis. De esta manera, el cuello de la prótesis es entendido funcionalmente como parte integrante del vástago al asumir - a diferencia de las prótesis tradicionales- una parte del apoyo en el lecho de cemento y hueso.

20 A continuación se ofrece una descripción más detallada del presente invento, haciéndose referencia a un ejemplo de ejecución en relación con el dibujo.

La figura 1 muestra una planta de la hoja del vástago de la nueva prótesis, mientras que

La figura 2 muestra la figura 1 vista desde la izquierda;

25 La figura 3 representa un corte a lo largo de la línea III-III de la figura 1.

El vástago en forma de hoja -2- se ensancha cónicamente desde su extremo distal y simétricamente con respecto a un eje central longitudinal -3-; a una altura de aproximadamente 3/4 partes de la altura del vástago, se observa

en la cara estrecha lateral -4- del vástago -2- una discontinuidad donde el cono que se ensancha desde el extremo digital, se convierte en una superficie inclinada hacia el eje central longitudinal -3-. Dicha superficie inclinada termina en una espaldilla -5- por lo menos casi horizontal que a su vez constituye el paso hacia el cuello -6- de la prótesis; en el extremo libre del mismo se encuentra la cabeza -11- de la articulación donde la flecha -9- de la figura 1 indica la dirección del esfuerzo principal de la prótesis.

Un poco por encima de la discontinuidad lateral, el cono de la cara estrecha medial -13- de la hoja -7- se convierte en un arco circular -8-, el cual establece una unión sin escalonamiento entre el cono y el borde inferior -8- del cuello de la prótesis.

Las hojas relativamente delgadas y estrechas del vástago desemboca arriba en un saliente en forma de valona -12-, el cual, de acuerdo con el invento, está dispuesto aproximadamente en paralelo con respecto al eje del cuello del vástago y que constituye la transición hacia el cuello más grueso del vástago. La altura de la valona -12- se elige de tal forma que constituye una prolongación del borde inferior -8- del cuello de la prótesis.

En una prótesis correctamente insertada en el lecho de cemento, la valona -12- y el cuello prolongado -6- que se extiende desde la valona hasta la espaldilla -5-, se encuentran casi totalmente o por lo menos en gran medida hundidos en el lecho de cemento tal como lo indica, en la figura 1, la línea de rayas -10-, que representa aproximadamente el límite superior del lecho de cemento. Con ello se consigue -además de una disminución del peligro de una

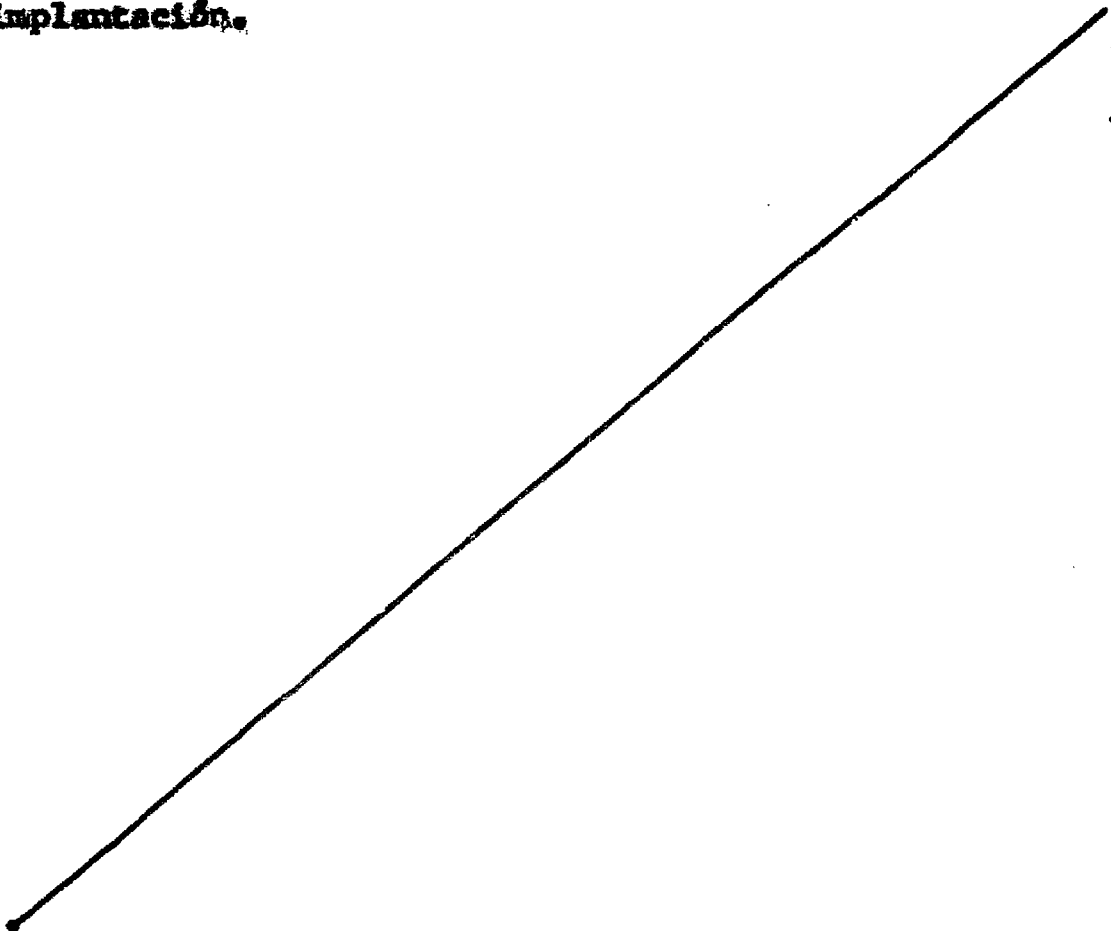
deformación plástica- un mejor anclaje del vástago en el lecho de cemento y hueso, independientemente de la presunta -situación en la valona -12- del centro de giro para el momento de rotación que surge a causa del esfuerzo excéntrico

5

En el extremo distal -1-, las caras de las hojas -2- que llevan unas ramuras longitudinales -16-, terminan en un arco circular que se extiende desde la cara estrecha lateral -4- hasta la cara estrecha medial -13-, mientras que las dos caras de las hojas -7- con un radio relativamente grande, rematan en punta (figura 2). La curvatura de dicho remate se elige de manera que se consiga una transmisión de más continua posible de las fuerzas desde el vástago -2- a la vaina de cemento que le rodea y luego al tejido óseo esponjoso eventualmente compactado al efectuarse la implantación.

10

15



- REIVINDICACIONES -

18.- Prótesis perfeccionada para la articulación de la cade-
ra, con un vástago recto en forma de hoja para su anclaje en
el fémur mediante acufiamento y a través de un lecho de ce-
mento, ensanchándose dicho vástago primero cónicamente desde
5 su extremo distal libre y diamétricamente con respecto a un -
eje central longitudinal de la hoja, convirtiéndose además -
la superficie cónica de la cara estrecha lateral, a una altu-
ra de aproximadamente $3/4$ partes de la altura del vástago, -
en una superficie inclinada hacia el eje central longitudi-
10 nal, mientras que la cara estrecha medial sale del cono en
una curva continua desembocando, sin escalonamiento, en el -
cuello de la prótesis, quedando los lados de la hoja separa-
dos del cuello de la prótesis mediante un saliente en forma
de valona, caracterizado porque la dirección del saliente
15 en forma de valona coincide por lo menos aproximadamente con
la dirección del cuello de la prótesis.

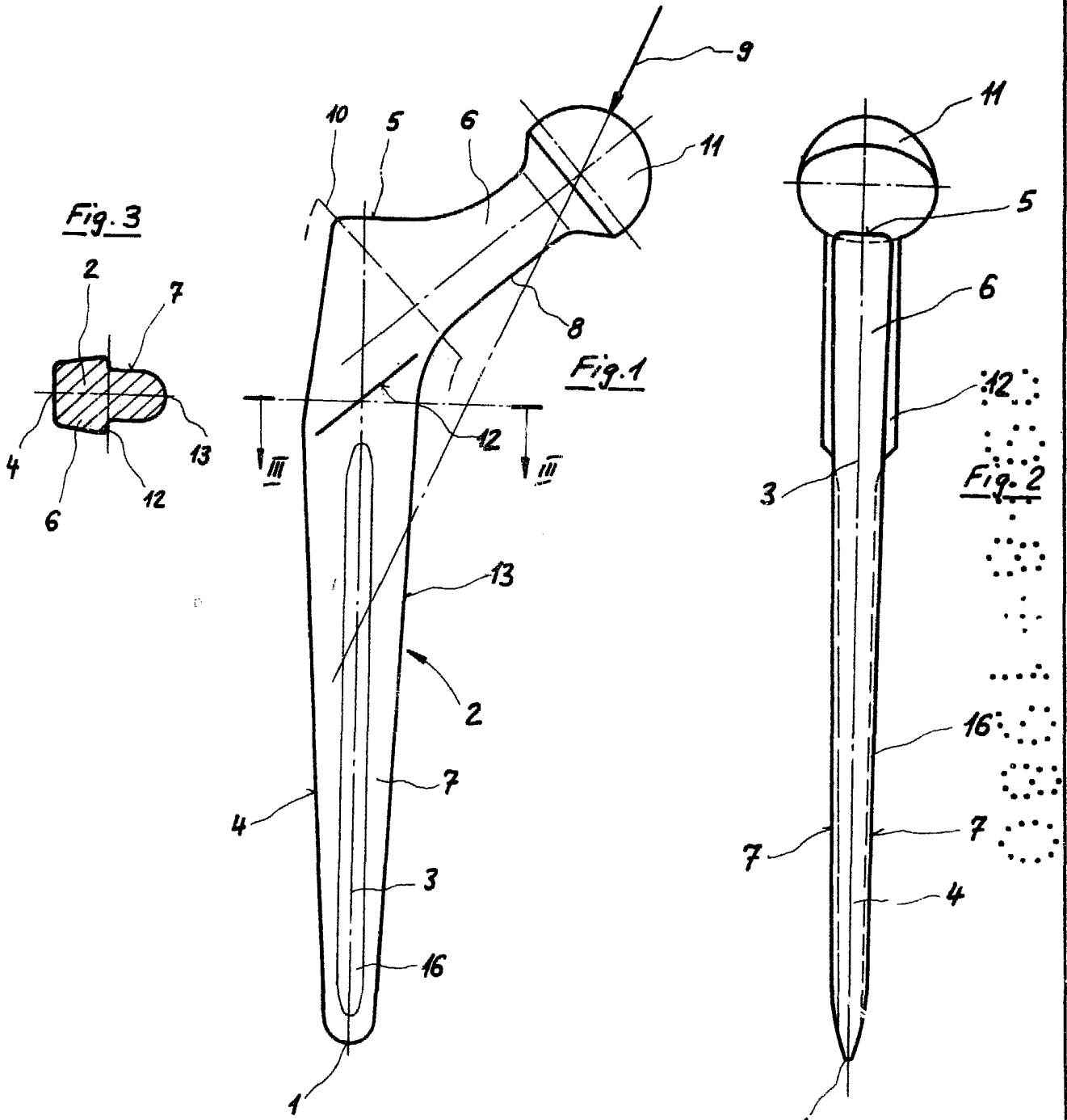
21.- Prótesis perfeccionada, según reivindicación 18, carac-
terizada porque el saliente en forma de valona está, por lo
menos aproximadamente, alineado con el borde inferior del -
20 cuello de la prótesis.

39.- **"PRÓTESIS PERFECCIONADA PARA LA ARTICULACION DE LA CA-
DERA"**.-

Consta la presente memoria descriptiva de siete ho-
jas numeradas y mecanografiadas a las que se acompaña una de
planos para su mejor comprensión.

Madrid, 29 de Agosto de 1.980


Emilio



ESCALA VARIABLE

Madrid,

29 AGO 1980

M. V. DE LA TORRE

P. E.

Emilio García Arteaga