

18 ES	11 NUMERO	19 Y
	21 286657	
	22 FECHA DE PRESENTACION	
	10 MAYO 1985	



ESPAÑA

Re: A 5030/85

16 MAR. 1986

MODELO DE UTILIDAD

30 PRIORIDADES:	32 FECHA	33 PAIS
31 NUMERO		
P 34 17 609.8	11 Mayo 1984	ALEMANIA

47 FECHA DE PUBLICIDAD	81 CLASIFICACION INTERNACIONAL
	Int. C. 4 AGIF 1100 / AGIF 1103

54 TITULO DE LA INVENCIÓN
DISPOSITIVO PARA LA FORMACION DE UNA ENDOPROTESIS ANATOMICAMENTE ADAPTADA

71 SOLICITANTE (S)
WALDEMAR LINK GMBH & CO

DOMICILIO DEL SOLICITANTE
Barkhausenweg 10, D - 2000 HAMBURG 63, Alemania Federal

72 INVENTOR (ES)

73 TITULAR (ES)
La solicitante

74 REPRESENTANTE
D. Julio HERRERO ANTOLIN

1

RESUMEN

Dispositivo para la formación de una endo-
prótesis anatómicamente adaptada con un vástago
a anclar en el extremo que se va ensanchando de
5 un hueso largo, especialmente de una prótesis de
vástago de articulación de cadera a anclar en el
femur, con empleo de radiografías a escala natu-
ral, un juego de un número limitado de plantillas
para prótesis y un juego de modelos correspondien-
10 te de formación de prótesis. Con el fin de obtener
una mayor variabilidad y una posibilidad indivi-
dual de adaptación, se ha previsto un juego de
plantillas parciales para la parte del vástago
de la prótesis a anclar en la porción externa del
15 hueso, que forma el ensanchamiento máximo. Para
la determinación de las medidas de las porciones
límitrofes del vástago de la prótesis, se han
previsto medios para determinar las medidas, es-
tando unidos o pudiendo unirse entre sí con de-
20 terminación del sentido las plantillas parciales
y los medios para determinar las medidas. Se ha
previsto un juego de modelos de formación corres-
pondiente a las plantillas parciales que pueden
unirse con modelos de formación para las porcio-
25 nes límitrofes de la prótesis. Convenientemente
se han configurado también los medios para deter-
minar las medidas en cada caso por un juego de

1 plantillas parciales.

- - -

5 La presente invención se refiere a un dispositivo para la formación de una endoprótesis anatómicamente adaptada con un vástago a anular en el extremo que se va ensanchando de un hueso largo, especialmente de una prótesis con vástago de articulación de cadera a anclar en el fémur, con empleo de radiografías a escala natural, un juego de un número limitado de plantillas de prótesis y un juego de modelos correspondientes para la formación de prótesis.

10 Se conoce el hecho de que se puede elegir una endoprótesis para un paciente determinado de forma adecuada porque se comparan plantillas que representan la configuración de la prótesis en los planos AP y LM, con radiografía a escala natural en los planos AP o bien LM por superposición. Naturalmente están limitadas, sin embargo, las posibilidades individuales de adaptación cuando existan modelos y plantillas únicamente de un número limitado de prótesis completas. La tendencia creciente a una adaptación individual, especialmente también desde el punto de vista del anclaje exento de cemento, no puede alcanzarse ya de esta forma conocida.

25 Es conocido (solicitud de patente europea

1 publicada, no examinada, EU-OS 93869), el hecho
de preparar endoprótesis adaptadas individual-
mente por la formación de una imagen espacial
completa del hueso a ser dotado con la endopró-
5 tesis, por medio de tomografía con computadora
o por una técnica comparable y deducir a partir
de la misma en base de cálculo la configuración
adecuada de la endoprótesis. Este procedimien-
to es, sin embargo, muy costoso y realizable úni-
camente en combinación con clínicas equipadas de
10 forma extraordinariamente buena.

La presente invención tiene, pues, por obje-
to conseguir un dispositivo del tipo citado al
principio, que posibilite la formación de próte-
15 sis anatómicamente adaptadas de forma sencilla.

La solución según la presente invención con-
siste en que se han previsto un juego de planti-
llas parciales para la parte del vástago de la
prótesis a anclar en la porción externa del hue-
20 so, que forma el ensanchamiento máximo, así como
medios para determinar las medidas para la deter-
minación de las medidas fundamentales de las por-
ciones limítrofes del hueso o bien de las por-
ciones de la prótesis a alojar en su interior,
25 estando unidos o pudiendo unirse entre sí en
sentido definido las plantillas parciales y los
medios para la determinación de las medidas, y

1 porque se ha previsto un juego de modelos de for-
 mación correspondiente a las plantillas parcia-
 les, que pueden unirse con modelos de formación
 para las porciones limítrofes de la prótesis.

5 La presente invención parte de la experien-
 cia de que determinadas porciones de la parte
 del hueso que aloja al vástago de la prótesis,
 presenten respectivamente por sí mismas variacione
 nes de forma característica, siendo estas variaci
10 ciones en una de las porciones ampliamente inde
 pendientes de la de la otra porción. En este
 caso, se presentan las diferencias de forma máxi
 ma en la porción del hueso próximo al extremo,
 que forma el ensanchamiento máximo, en concreto
15 en el caso de un fémur aproximadamente en la zo
 na situada por encima de la línea inferior lími
 te del trocánter menor. Además la presente in
 vención parte del descubrimiento de que no es
 absolutamente necesario pretender una adaptabi-
20 lidad individual con una precisión infinita, si-
 no que puede aceptarse un escalonamiento en lo
 que se refiere a las inexactitudes inevitables
 de cualquier modo o tolerables. En este caso la
 presente invención se basa fundamentalmente en el
25 descubrimiento de que el número de modelos y de
 plantillas asociadas con los mismos, puede mantene
 rse proporcionalmente pequeño, en tanto en

1 cuanto se determinen individualmente las medidas
 anat6micamente adecuadas en cada caso y las for-
 mas en las zonas individuales, caracterfsticas,
 del hueso.

5 Los medios relacionados con las plantillas
 para la determinaci6n de las medidas de las par-
 tes a unir de la pr6tesis, est6n formados convenien-
 temente tambi6n en cada caso por un juego de plan-
 tillas parciales, que completan a modo de planti-
10 llas parciales secundarias las plantillas parcia-
 les principales anteriormente citadas. De este
 modo es posible determinar la configuraci6n de
 una pr6tesis por combinaci6n de porciones de plan-
 tillas configuradas de forma diferente. Las plan-
15 tillas sirven en este caso no s6lamente para la
 determinaci6n de las medidas del di6metro y de
 la longitud de las porciones consideradas de la
 pr6tesis, sino que tiene que dar tambi6n una infor-
 macion sobre su sentido en relaci6n al sentido de
20 las plantillas principales. Asf pues, deben po-
 derse unir con determinaci6n del sentido con las
 plantillas parciales principales, es decir, que
 su sentido debe poderse relacionar con un senti-
 do de referencia predeterminado de las plantillas
25 parciales principales. Esta determinaci6n del
 sentido se lleva a cabo de la forma m6s sencilla
 debido a que las plantillas parciales principales

1 y las plantillas parciales secundarias, se unen
entre sí o pueden unirse entre sí por medios de
guía cooperantes de forma fija en cuanto al sen-
tido. Esto no es, sin embargo, necesario incon-
5 dicionalmente. Porejemplo pueden unirse entre
sí en los puntos limítrofes de forma basculante,
pudiendo darse el ángulo seleccionado en cada ca-
so por el ángulo de la dirección longitudinal de
las plantillas parciales secundarias frente a un
10 sentido de referencia fijado por las plantillas
parciales principales. Sin embargo, es preferen-
te la cooperación de forma fija en cuanto al sen-
tido de las plantillas por medios de guía debido
a que de este modo pueden eliminarse con una
15 gran seguridad errores en la determinación de la
forma de la prótesis.

Los medios de guía cooperantes de las plan-
tillas parciales son en el caso más sencillo,
bordes rectos, a lo largo de los cuales pueden
20 aplicarse entre sí las plantillas. Es especial-
mente conveniente y sencilla una realización en
la que los juegos de plantillas parciales se
han dispuesto sobre tiras portadoras desplazables
paralelamente entre sí. Los bordes longitudina-
25 les extendidos de estas tiras portadoras consti-
tuyen bordes de guía seguros aplicados mútuamen-
te. Además existe la posibilidad de disponer las

1 plantillas parciales o bien los juegos de planti
llas parciales en un dispositivo equipado con
medios de gafa mecánicos correspondientes, que
constituya convenientemente también un soporte
5 fijador para la radiografía correspondiente.

En el caso de una prótesis de vástago para
el femur para la articulación de la cadera, tiene
la plantilla parcial asociada con la porción pro-
ximal del vástago convenientemente una longitud
10 media de aproximadamente 8 cm. medida desde el
extremo proximal del vástago hasta su extremo dis
tal que constituye el límite con respecto a la
plantilla siguiente. Es conveniente además que
el extremo distal de esta plantilla parcial, es
15 decir, el límite con la porción subsecuente del
vástago de la prótesis, se encuentre en la zona
de la transición desde el arqueo proximal con
dentro de curvatura situado en la parte anterior;
hasta el arqueo distal subsecuente, con centro
20 de curvatura situado en la parte posterior. Se
ha observado por un lado que en este caso la par
te proximal en la que se presentan las diferencias
de medida individuales mas pronunciadas, se ro-
dea de forma especialmente buena mediante esta
25 limitación. Por otro lado puede encontrarse de
este modo una adaptación óptima en el caso de con
diciones de curvatura diferentes del hueso. Para

1 una definición adecuada de un vástago para próte-
sis de articulación de cadena, son suficientes
entonces en general dos juegos de plantillas
asociados con el vástago de la prótesis.

5 Tan pronto como se hayan seleccionado las
plantillas adecuadas a las radiografías, puede des-
arrollarse a partir de las mismas la prótesis aso-
ciada con el hueso, adaptada exactamente de forma
individual dentro de las tolerancias previstas,
10 componiéndose los modelos de formación correspon-
diente a las plantillas y empleándose para la cola-
de de una prótesis correspondiente.

Con objeto de posibilitar al médico una idea
del aspecto que tendrá la prótesis compuesta por
15 el mismo, pueden preverse juegos de las porciones
de prótesis de prueba correspondientes a las plan-
tillas o bien a los modelos de formación, que es-
tén dotados con dispositivos para la combinación
en unión positiva. El médico puede combinar en-
20 tonces a partir de los mismos una prótesis de
prueba correspondiente a las plantillas que son
consideradas correctas por el mismo y convencer-
se de la corrección de su elección por medio de
la observación espacial.

25 La presente invención se explica a continua-
ción con mayor detalle haciendo referencia al di-
bujo adjunto que representa ejemplos de realiza-

1 ción ventajosos. En este dibujo muestran:

 La figura 1, una primera forma de realización de una hoja de plantillas con diferentes plantillas parciales en el plano LM.

5 La figura 2, una hoja de plantillas correspondientes a la hoja de plantillas según la figura 1, en el plano AP.

 La figura 3 en las filas verticales izquierdas un juego de plantillas de las porciones proximales para el para el vástago del fémur en el plano LM y en las filas verticales derechas en el plano AP.

 La figura 4, dos juegos correspondientes a la figura 3 y pertenecientes a las porciones distales del vástago del fémur.

 La figura 5 una hoja de plantillas constituida por tres tiras para una prótesis del vástago del femur para la articulación de la cadera en la representación en el plano LM.

20 La figura 6 una hoja de plantillas similar a la de la figura 5, con plantillas parciales desplazables en guías.

 La figura 7 una prótesis de prueba.

 La figura 8 el orden de conexión entre dos partes de la prótesis de prueba, y

25 La figura 9 una caja de piezas para las prótesis de prueba.

1 En las hojas de plantillas 1 y 2 según las
figuras 1 y 2, se ve un juego de plantillas par-
ciales de la porción proximal del vástago de una
prótesis para vástago de articulación de cadera
5 en los planos LM o bien AP. Los grados de espe-
sor y de curvatura de estas porciones para pró-
tesis presentan una proporción prácticamente com-
pleta de escalonamiento representado con una finu-
ra suficiente. Evidentemente puede prevErse un
10 número mayor de variaciones que los cuatro repre-
sentados. Las hojas son transparentes de forma
que sus representaciones pueden hacerse coinci-
dir con radiografías a escala natural, tal como
se ha indicado en las figuras 1 y 2 respectiva-
15 mente en la segunda plantilla parcial de la iz-
quierda. El médico puede elegir así la planti-
lla parcial adaptada al caso particular presen-
te. Cada una de las plantillas parciales 3 ó
bien 4, está unida con un indicador del sentido
20 5 ó bien 6 dirigido hacia la parte distal, que
presenta a lo largo de una distancia de algunos
centímetros desde el borde extremo inferior 7 ó
bien 8 una división de trazos lateral 9 ó bien
25 10. Esta división de trazos se encuentra en un
punto característico del espesor de la porción
distal del vástago para la prótesis, por ejemplo
en la zona comprendida entre su centro y su ex-

1 tremo distal. La lectura de esta división de tra
zos permite tanto la determinación del espesor
como el sentido de la porción distal del vástago
de la prótesis. Si se caracteriza por ejemplo
5 en la segunda plantilla de la izquierda en la fi
gura 1 la porción distal del vástago con "dos
trazos a la izquierda, cuatro trazos a la dere-
cha", se habrá determinado con ello tanto el es-
pesor del vástago en este plano de representación
10 con seis trazos como el sentido con un trazo a la
derecha. Además se ha unido con la plantilla 3
un indicador del sentido 11 con una parte de tra
zos 12 para la determinación de la longitud ca-
beza-cuello.

15 El fabricante de la prótesis dispone de un
juego de modelos colados prefabricados para la
porción proximal del vástago, que está represen-
tada por medio de las plantillas parciales 3-6
bien 4, así como de juegos de modelos colados
20 para las porciones limítrofes de la prótesis, que
se eligen según las indicaciones de espesor y de
sentido y que se unen con los modelos parciales
principales para la formación del modelo comple-
to colado.

25 En lugar de identificar las medidas y los
sentidos de las porciones limítrofes con la por-
ción parcial principal de la prótesis simplemen-

1 te con números según las figuras 1 y 2, pueden
preverse también para ello plantillas parciales.
La figura 3 muestra un juego de plantillas par-
ciales principales para la porción proximal de
5 una prótesis de vástago de femur en la represen-
tación LM (izquierda) y en la representación AP
(derecha). Estas representaciones corresponden
a las de las figuras 1 y 2. La figura 4 muestra
representaciones correspondientes (plano LM iz-
10 quierda, plano AP derecha) de un juego de plan-
tillas parciales secundarias para la porción dis-
tal del vástago. Se ve que se puede simular la
forma completa del vástago por la combinación res-
pectivamente de una plantilla parcial principal
15 y de una plantilla parcial secundaria en el pla-
no correspondiente de representación. La aline-
ación de las plantillas entre sí se efectúa por
la aplicación mutua exenta de intersticio por sus
20 bordes rectos limítrofes. El fabricante de pró-
tesis dispone nuevamente de un juego correspon-
diente de modelos colados, pudiéndose compensar
las diferencias de diámetro que puedan existir
en la zona límite. En las representaciones mos-
25 tradas a la derecha respectivamente en las figu-
ras 3 y 4 en el plano AP se ve que la porción
proximal (figura 3) presenta un arqueado con cen-
tro de curvatura dispuesto en la parte anterior

1 y que la parte inferior presenta un arqueado con
centro de curvatura situado en la parte poste-
rior y que el límite entre las dos plantillas
parciales o bien los dos modelos se encuentra
5 en la zona del punto de inflexión de la curvatu-
ra. Este se encuentra en todos los seres huma-
nos en la zona situada aproximadamente de 4 cm
hasta 11 cm por debajo del plano borde superior
del trocanter mayor/borde superior del trocanter
10 menor. Los posibles desfases de curvatura en es-
ta zona, no tiene importancia prácticamente dado
que la trayectoria de la cavidad medular es, sen-
siblemente recta en este punto.

Dado que la utilización de plantillas par-
15 ciales individuales, tal como las que se han re-
presentado en las figuras 3 y 4, es incómoda,
la figura 5 prevé la combinación de las planti-
llas parciales asociadas con la misma porción;
respectivamente en una tira de plantillas. La
20 tira de plantillas 13 muestra las partes cabeza-
cuello con longitudes diferentes. La tira 14
contiene las plantillas parciales para la zona su-
perior del vástago y la porción 15 muestra las
plantillas parciales para la porción inferior
25 del vástago. Dado que estas tiras extendidas tie-
nen bordes limítrofes rectos, se produce en el
uso práctico una gafa mutua buena de forma que

1 están prácticamente eliminados errores por an-
 gularidad cuando se componen las plantillas indi-
 viduales. Evidentemente, pertenece a las planti-
 llas según la figura 5, que contiene la represen-
5 tación en el plano LM, una plantilla correspon-
 diente para la representación en el plano AP, que
 no se ha mostrado con objeto de simplificar.

 Una disposición similar a la de la figura 5
 está mostrada por la figura 6. Sobre la hoja de
10 las plantillas 16 se han representado las partes
 de cabeza-cuello de forma fija, mientras que las
 plantillas parciales para el vástago se han fija-
 jado sobre rieles de plástico 17, que por su par-
 te pueden desplazarse en guías correspondientes
15 18 de la hoja de las plantillas 16.

 La prótesis de prueba según la figura 7 está
 compuesta por las porciones 19, 20, 21 que, tal
 como puede verse en la figura 8, aproximadamente
 en representación a escala natural, están equipa-
20 das con perfiles de unión en cola de milano 22,
 con cuya ayuda pueden componerse de forma fija en
 cuanto al sentido. Con el fin de evitar un des-
 prendimiento mutuo, están perforadas las porciones
 en la dirección longitudinal y están unidas entre
25 sí por medio de un elemento flexible de tracción
 23, que está unido fijamente en un extremo con
 la punta del vástago de la prótesis 24 y en el

1 otro extremo puede tensarse por medio de una tuerca 25.

Para la composición de tales prótesis de prueba se han previsto juegos de porciones de prótesis correspondientes respectivamente a las plantillas parciales, y se han reunido, por ejemplo, en un recipiente configurado según la figura 9.

Descrito que ha sido el objeto de la presente invención, se declara que lo que constituye la esencialidad y novedad de la misma, es lo que se concreta en las siguientes:

15

Leyendas de la Figura 9

- 20 A = Cabezas
B = Segmento Proxial
C = Segmento Distal
D = Empalmadores

25

1

REIVINDICACIONES

1.- Dispositivo para la formación de una endoprótesis anatómicamente adaptada, con un vástago a anclar en el extremo que se va ensanchando de un hueso largo, especialmente de una prótesis con vástago de articulación de cadera a anclar en el fémur, con empleo de radiografías a escala natural, un juego de un número limitado de plantillas de prótesis y un juego de modelos correspondientes para la formación de prótesis, caracterizado porque se han previsto un juego de plantillas parciales (3, 4) para la parte del vástago de la prótesis a anclar en la porción externa del hueso, que forma el ensanchamiento máximo, así como medios para determinar la medida para la determinación de las medidas esenciales de las porciones limítrofes del hueso o bien de la prótesis, estando unidos o siendo unibles entre sí las plantillas parciales y los medios para determinar la medida en el sentido definido y porque se ha previsto un juego de modelos de formación correspondiente a las plantillas parciales, que pueden unirse con modelos de formación para las porciones limítrofes de la prótesis.

25

2.- Dispositivo según la reivindicación 1, caracterizado porque los medios para determinar las medidas están constituidos igualmente en cada

1 caso por un juego de plantillas parciales.

3.- Dispositivo según la reivindicación 2, caracterizado porque las plantillas parciales es tán unidas o pueden unirse entre sí, por medio
5 de gafa cooperantes de forma fija en cuanto al sentido.

4.- Dispositivo según una de las reivindi-
caciones 1 a 3, caracterizado porque la planti-
lla parcial asociada con la porción proximal de
10 una prótesis para vástago de cadera, presenta una
longitud media de aproximadamente 8 cm desde el
extremo proximal del vástago hasta su extremo
distal.

5.- Dispositivo según una de las reivindica-
15 ciones 1 a 4, caracterizado porque el extremo dis-
tal de la plantilla parcial asociada con la por-
ción superior de una prótesis de vástago de cade-
ra, se encuentra en la zona de transición desde
el arqueo proximal con centro de curvatura dispues-
20 to en la parte anterior, hasta el arqueo distal
subsecuente con punto de curvatura dispuesto en
la parte posterior.

6.- Dispositivo según una de las reivindi-
caciones 2 a 5, caracterizado porque los juegos
25 de plantillas parciales se han dispuesto sobre
tiras portadoras desplazables paralelamente en-
tre sí.

1 7.- Dispositivo según una de las reivindi-
caciones 2 a 6, caracterizado porque se han pre-
visto dos o más plantillas asociadas con el vástago de la prótesis.

5 8.- Dispositivo según una de las reivindi-
caciones 1 a 7, caracterizado porque para la for-
mación de una prótesis de prueba se han previsto
juegos de porciones de prótesis componibles en
unión positiva correspondientes a la forma de las
10 plantillas parciales.

 9.- DISPOSITIVO PARA LA FORMACION DE UNA EN-
DOPROTESIS ANATOMICAMENTE ADAPTADA, según se des-
cribe en la presente memoria, que consta de die-
cinueve páginas mecanografiadas y dibujos adjun-
15 tos.

Madrid, 10 de mayo de 1985

EL AGENTE: JULIO HERRERO

P.P.



20

25

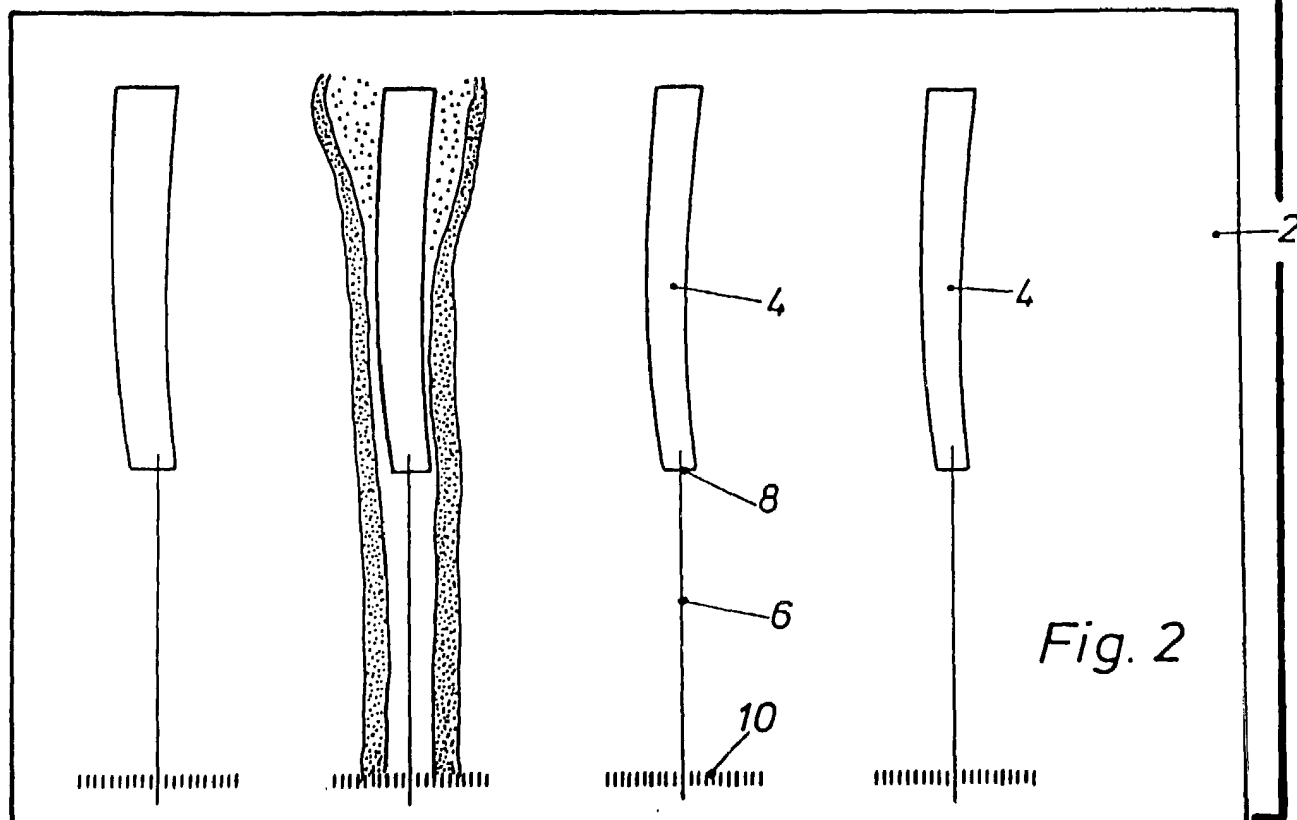
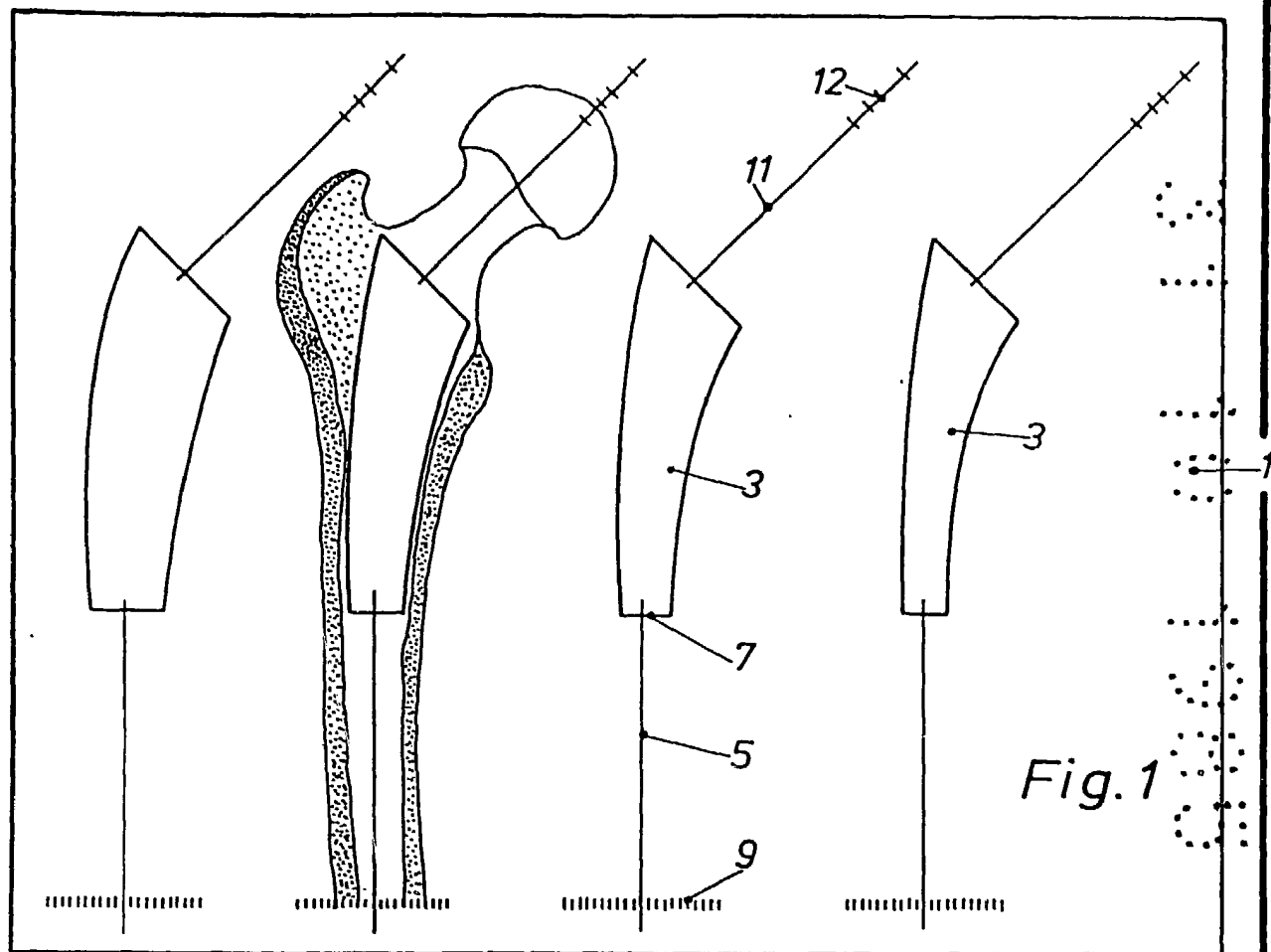




Fig.3

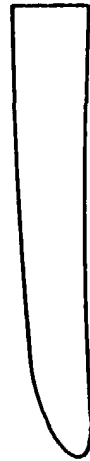
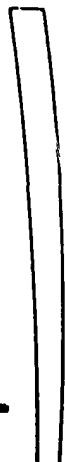
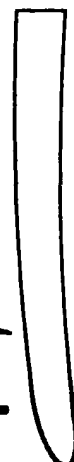
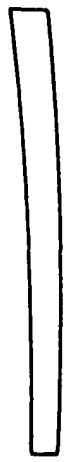
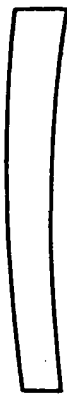


Fig.4



MADRID

Talavera

ESCALA VARIABLE

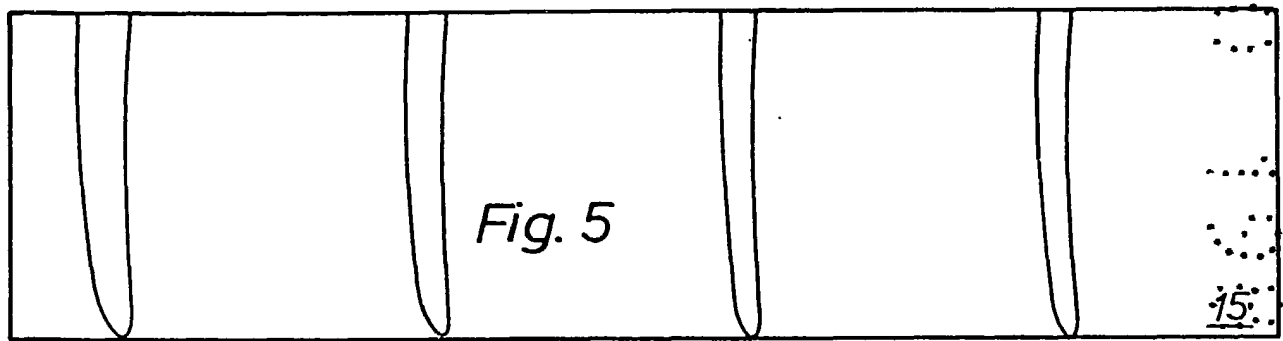
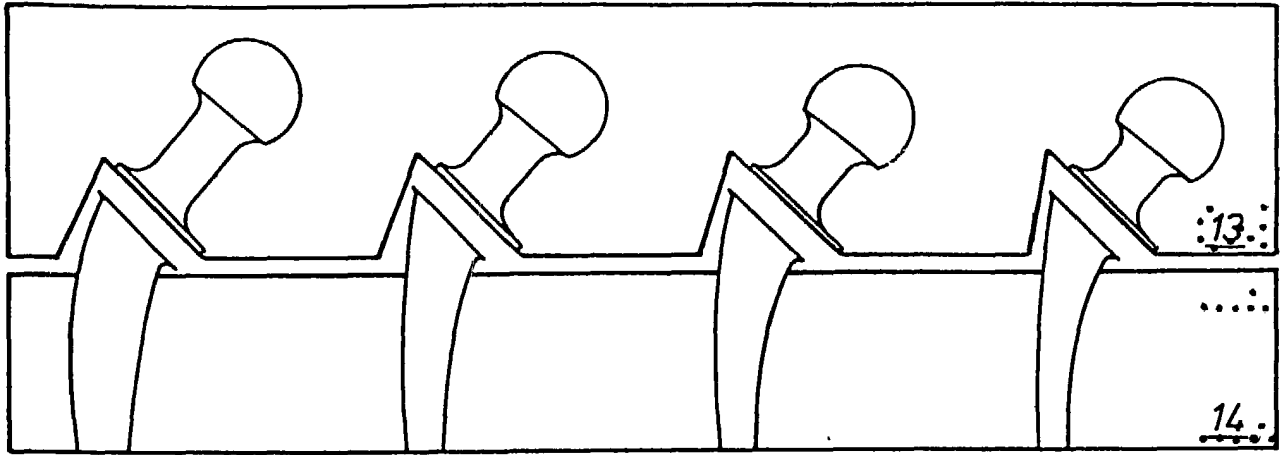


Fig. 5

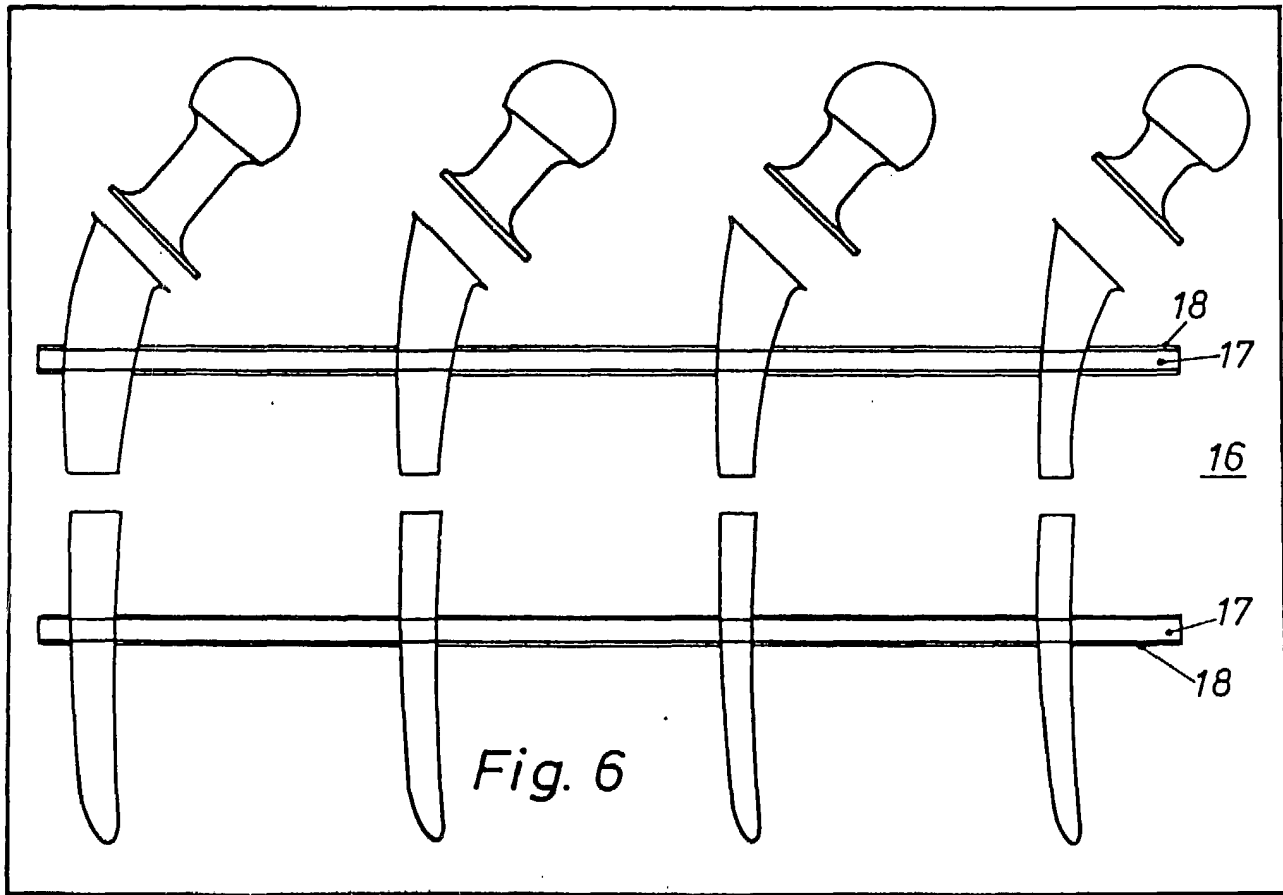


Fig. 6

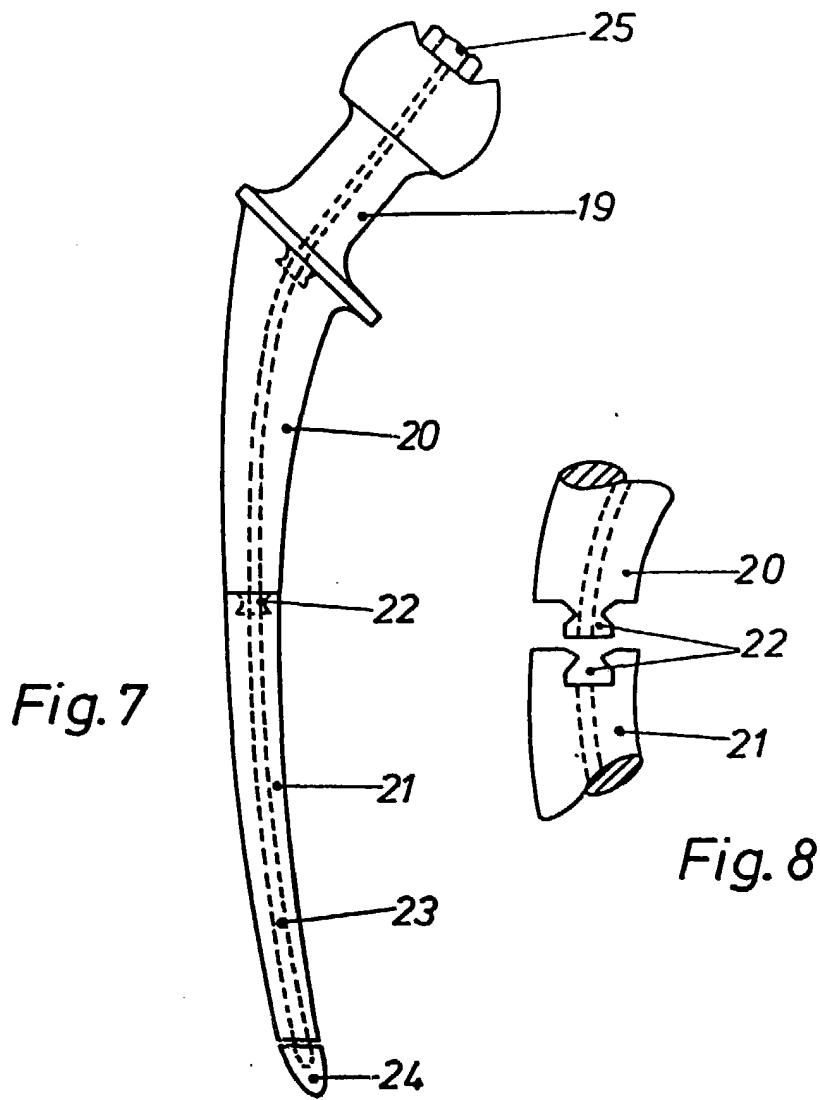
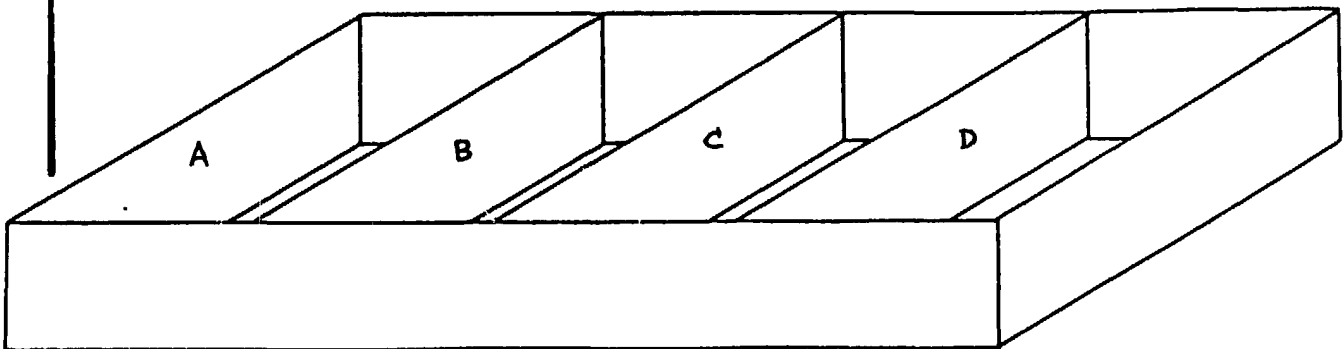


Fig. 9



ESCALA VARIABLE

MADRID