

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 784 377**

51 Int. Cl.:

A61F 2/30 (2006.01)

A61F 2/40 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.03.2016 PCT/IB2016/051574**

87 Fecha y número de publicación internacional: **22.09.2016 WO16147163**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.03.2016 E 16719510 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.12.2019 EP 3270828**

54 Título: **Anclaje glenoideo mejorado para una prótesis de articulación del hombro**

30 Prioridad:

19.03.2015 IT MI20150417

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

24.09.2020

73 Titular/es:

**LIMACORPORATE S.P.A. (100.0%)
Via Nazionale 52, Frazione Villanova
33038 San Daniele Del Friuli (UD), IT**

72 Inventor/es:

**PRESSACCO, MICHELE;
FATTORI, ANDREA;
VIDONI, GABRIELE;
CONNOR, PATRICK MICHAEL;
IZQUIERDO, ROLANDO;
POON, PETER CHANNEL y
SCALISE, JASON J**

74 Agente/Representante:

ARIAS SANZ, Juan

ES 2 784 377 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Anclaje glenoideo mejorado para una prótesis de articulación del hombro

Campo de aplicación

5 La presente invención se refiere a un anclaje glenoideo mejorado para una prótesis de la articulación del hombro, en particular una prótesis híbrida, concretamente una prótesis convertible.

La invención se refiere más específicamente, pero no exclusivamente, a un elemento de anclaje auxiliar que permite la fijación estable y segura de prótesis para la articulación del hombro con la cavidad glenoidea del omóplato y la conversión de esta prótesis de una prótesis anatómica a una prótesis inversa; la siguiente descripción de la cual se proporciona con referencia a este campo específico de aplicación con el fin de simplificar la descripción de la misma.

10 Técnica anterior

Tal como se conoce bien, se usan habitualmente prótesis de hombro que reproducen de una manera más o menos natural la anatomía glenohumeral. Estas prótesis se definen como anatómicas y comprenden un elemento de anclaje o elemento de inserción glenoideo que se fija al omóplato, dentro de la cavidad glenoidea.

15 Las prótesis tienen un componente de prótesis glenoideo y uno humeral. El elemento de inserción en cuestión permite el montaje de un componente glenoideo cóncavo que está articulado con un componente esférico que representa el componente humeral de la prótesis y está fijado en la parte superior del húmero por medio de un vástago de fijación insertado dentro del propio húmero.

También se conocen prótesis de hombro, que reproducen de una manera inversa la anatomía glenohumeral; estas prótesis se definen como inversas.

20 En las prótesis inversas, la forma de la articulación artificial es sustancialmente inversa con respecto a las prótesis anatómicas. De hecho, en las mismas, el componente glenoideo tiene un extremo con una superficie articular convexa que se engancha de manera rotatoria con una cúpula de una superficie articular cóncava fijada de manera rígida en el húmero.

25 Desde hace algunos años esta técnica ha demostrado ser la técnica más eficaz para resolver de la mejor manera situaciones críticas de inestabilidad del manguito de los rotadores y por tanto la articulación.

30 Una prótesis inversa de tipo conocido se describe, por ejemplo, en la patente europea n.º 1 656 910 B1 a nombre del solicitante. Esta patente describe una prótesis inversa del hombro que tiene un elemento de articulación convexo 25 asociado con la cavidad glenoidea; hay un elemento metálico anular 24 que está fijado al elemento de articulación 25 y que actúa como elemento intermedio para la conexión a un elemento de anclaje 18 insertado dentro de la cavidad glenoidea y formado como una pieza con una brida 16.

35 Un elemento de anclaje similar de tipo conocido, destinado para una prótesis inversa, se describe, por ejemplo, en la patente europea n.º EP 1 598 034 B1 a nombre de Zimmer y mostrada en la figura 1. Esta patente describe un elemento de anclaje 10 que comprende una porción de pasador cónica 4 con nervaduras periféricas 20 y una brida 1 formada como una pieza con una forma ligeramente cóncava. La brida tiene orificios 3 y 21 de modo que puede sujetarse a la cavidad glenoidea por medio de tornillos.

40 Otros ejemplos de soluciones técnicas conocidas en las que se usa un elemento de anclaje con brida para montar el componente glenoideo de una prótesis inversa se describen en las solicitudes de patente n.ºs FR 2 869 217 y EP 1 782 764. Sin embargo, estas soluciones están destinadas a implantología sin el uso de cemento, soluciones en las que el componente de anclaje siempre se forma de una pieza con la brida que permite la fijación por medio de tornillos del componente de prótesis en el interior de la cavidad glenoidea.

También hay otras soluciones que proponen el uso de un elemento de anclaje de titanio poroso con una forma más o menos conformada (por ejemplo de tipo lóbulo) que, sin embargo, requiere la definición de un asiento de recepción correspondiente que va a formarse en la cavidad glenoidea.

45 Aunque resultan ventajosas en muchos aspectos y cumplen sustancialmente su propósito, todas estas soluciones conocidas tienen un inconveniente principal que consiste en el hecho de que no siempre pueden garantizar la fijación correcta y duradera del elemento de anclaje dentro de la cavidad glenoidea, con evidentes riesgos graves de aflojamiento y/o separación.

50 En particular, la presencia de la brida formada como una pieza con la porción de pasador del elemento de anclaje es una limitación para el cirujano que debe formar de manera correcta, en la cavidad glenoidea, el asiento para la porción de pasador, asegurándose, sin embargo, de posicionarlo de manera que la brida pueda adherirse con un ajuste de forma a la superficie de la cavidad glenoidea.

Además, la forma de estos elementos de anclaje no facilita el uso multifuncional de los mismos, en el sentido de que

no permite usarlos igual de bien para una prótesis anatómica y para una prótesis inversa.

Una solución técnica conocida propuesta por el mismo solicitante y descrita en la patente europea n.º EP 1 472 999 B1 prevé un elemento de anclaje, denominado parte trasera de metal, dotado de una brida cóncava que permite el cambio de la prótesis anatómica a la prótesis inversa sin tener necesariamente que retirar el elemento de anclaje.

5 Aunque resulta ventajosa desde diversos puntos de vista y cumple sustancialmente su propósito, esta solución también tiene un inconveniente ya que la brida tiene, fijado sobre la misma, un apoyo de material sintético, normalmente de polietileno, que debe retirarse en cualquier caso durante la conversión de la prótesis, para poder sustituirse por otro componente con una forma convexa. Además, en el caso de desgaste del apoyo de material sintético, habrá contacto de metal con metal entre la cabeza de húmero y la glenoidea.

10 El documento de la técnica anterior EP 1787603 (A1) se refiere a una plataforma de base para una articulación artificial, que se ancla al hueso y actúa como soporte para componentes de articulación artificial. Los componentes están en forma de componentes de cubierta para configuración anatómica, y también en forma de componentes esféricos para configuración inversa. La plataforma tiene una espiga para su anclaje principal al hueso.

15 El documento de la técnica anterior WO2011098890 (A1) se refiere a un soporte glenoideo para prótesis de hombro, que puede aplicarse a la cavidad glenoidea de un omóplato, que comprende al menos una placa de unión, un elemento de anclaje, un elemento de articulación glenoidea, en el que a placa de unión y el elemento de anclaje se fabrican de piezas distintas y pueden separarse selectivamente uno de otro.

20 El objetivo de la invención es proporcionar un anclaje glenoideo mejorado para prótesis híbridas de la articulación del hombro que tiene características estructurales y funcionales tales como para superar los inconvenientes mencionados con referencia a la técnica anterior y permitir una fácil conversión de una prótesis anatómica a una prótesis inversa, incluso durante la fase quirúrgica de implantación de esta prótesis, sin tener que retirar el pasador integrado en el hueso.

Sumario de la invención

25 La solución propuesta que forma la base de la presente invención es la de proporcionar un elemento de anclaje en el que la porción de pasador de este elemento es estructuralmente independiente de la porción de brida que adopta la forma de un elemento de protección o en cualquier caso un componente de prótesis de tipo apoyo que puede engancharse a presión junto con la porción de pasador. Ventajosamente, el enganche entre el componente de prótesis y la porción de pasador se realiza por medio de interferencia mecánica.

30 Basándose en esta solución propuesta, una primera realización del elemento de anclaje según la invención comprende:

- un pasador internamente hueco y esencialmente de tipo dedal con una funda cónica, que tiene un extremo distal en sección decreciente y un extremo proximal abierto;

- un rebaje anular formado dentro de la cavidad del pasador en las inmediaciones de dicho extremo proximal abierto, para recibir por medio de enganche a presión un borde de un tetón de un componente de prótesis;

35 - al menos un par de muescas antirrotación dispuestas de manera opuesta en la proximidad de dicha ranura anular para recibir dientes dispuestos de manera opuesta del mismo componente de prótesis destinados a engancharse a presión junto con dicho pasador.

40 Esencialmente, con la solución según la presente invención, se prevé que la porción de pasador del elemento de anclaje se diseña de manera independiente de la brida asociada, la cual en cambio se forma de manera solidaria en las soluciones de la técnica anterior, y está dotada de medios de acoplamiento de ajuste rápido para engancharse a presión con un apoyo de superficie de contacto. Este apoyo forma una clase de brida de superficie de contacto que puede retirarse fácilmente con el fin de convertir la prótesis anatómica en una prótesis inversa sin retirar el pasador de la cavidad glenoidea.

45 Se prevé un acoplamiento cónico con interferencia mecánica controlada entre un tetón cónico de la brida de apoyo o un elemento de inserción articular del componente de prótesis y la cavidad interna del pasador. El grado de penetración está determinado por tetones laterales de la brida o del elemento de inserción que también garantizan el soporte máximo del pasador en el punto de flexión máxima.

También se prevén dentro de la cavidad muescas antirrotación que están diseñadas para recibir dientes correspondientes dispuestos con separación regular en la base de dicho tetón cónico.

50 El conjunto que consiste en elemento de anclaje, apoyo y componentes humeral y glenoideo forma un kit de partes para la instalación de una prótesis híbrida convertible que puede montarse como prótesis anatómica o, si ya está montada como prótesis anatómica, puede convertirse en una prótesis inversa dependiendo de las necesidades operativas que surjan en el momento.

Breve descripción de los dibujos

- la figura 1 muestra una vista en perspectiva de un anclaje para una prótesis de hombro artificial diseñada según la técnica anterior;
- 5 - la figura 2 muestra una vista en perspectiva esquemática de un anclaje para una prótesis de hombro artificial diseñada según la presente invención;
- la figura 3 muestra una vista en perspectiva esquemática de un componente de prótesis que actúa conjuntamente con el anclaje según la figura 2;
- la figura 4 muestra una vista en sección longitudinal esquemática del anclaje y el componente de prótesis según la invención durante el enganche entre sí;
- 10 - la figura 5 muestra una vista en sección esquemática a mayor escala de un detalle del enganche entre el anclaje y el componente de prótesis según la presente invención;
- la figura 6 muestra una vista en sección longitudinal esquemática del anclaje y el componente de prótesis según la invención enganchados entre sí;
- la figura 7 muestra una vista en sección transversal a lo largo de la línea A-A de la figura 6;
- 15 - la figura 8 muestra una vista longitudinal lateral esquemática del anclaje y el componente de prótesis según la invención enganchados entre sí;
- la figura 9 muestra una vista parcialmente en sección longitudinal, esquemática, adicional, del anclaje y el componente de prótesis según la invención enganchados entre sí;
- 20 - la figura 10 muestra una vista en sección longitudinal esquemática del anclaje y otro componente de prótesis según la invención enganchados entre sí;
- la figura 11 muestra una vista en perspectiva del anclaje y del otro componente de prótesis según la invención (en particular un componente que permite la conversión de la prótesis de la versión anatómica a la versión inversa) enganchados entre sí;
- 25 - la figura 12 muestra una vista parcialmente en sección longitudinal, esquemática, adicional, del anclaje y del otro componente de prótesis según la invención enganchados entre sí;
- las figuras 13 y 14 muestran ilustraciones de tipo fotográfico del anclaje y los componentes de prótesis según la invención durante su uso;
- la figura 15 muestra una vista en sección longitudinal esquemática de una segunda realización del anclaje y del componente protésico según la invención durante el enganche entre sí;
- 30 - la figura 16 muestra una vista en sección esquemática a mayor escala de un detalle del enganche entre el anclaje y el componente de prótesis de la figura 15.

Descripción detallada

35 Con referencia a estas figuras, y en particular al ejemplo mostrado en la figura 2, 1 designa en general y de manera esquemática un elemento de anclaje mejorado diseñado según la presente invención para fijar de manera estable y segura una prótesis para la articulación del hombro a la cavidad glenoidea del omóplato.

En la siguiente descripción se hará referencia a este elemento de anclaje 1 usando el término más sencillo "anclaje glenoideo".

40 Ventajosamente el anclaje 1 es un componente que permite la conversión de una prótesis de articulación del hombro de una prótesis anatómica a una prótesis inversa. Este anclaje 1 está destinado a actuar conjuntamente con otro componente de prótesis estructuralmente independiente 9, que puede engancharse a presión por medio de un ajuste de interferencia mecánica con el anclaje 1 y que se describirá en más detalle a continuación.

El anclaje 1 está destinado a implantarse quirúrgicamente en la cavidad glenoidea del omóplato y tiene la función de soportar las cargas y de integrarse biológicamente como resultado de su acabado generalmente rugoso.

45 El anclaje 1 está sustancialmente en forma de un pasador 2 que es estructuralmente independiente del componente de prótesis 9 y tiene una funda cónica internamente hueca 12 con una estructura esencialmente de tipo dedal. El pasador 2 se extiende a lo largo de un eje longitudinal X-X con una dimensión longitudinal que es más grande que su diámetro o su volumen radial. El pasador 2 está fabricado de un material metálico biocompatible, por ejemplo titanio o una aleación del mismo, y tiene un acabado generalmente rugoso, por ejemplo tal como se describe en la patente US 12/601.510.

La superficie exterior de la funda 12 tiene una estructura irregular o trabecular para favorecer la osteogénesis y la integración ósea y se ha elegido para aumentar la fricción de contacto asociada del pasador 2 dentro del asiento de recepción correspondiente (no mostrado en los dibujos) que el cirujano debe preparar previamente en el hueso de la cavidad glenoidea del omóplato.

5 El pasador 2 tiene un extremo distal en sección decreciente 3 con un orificio abierto 5 y un extremo proximal ensanchado opuesto 4. El orificio 5 está roscado de manera correspondiente para engancharse por medio de enroscado de un tornillo 45 para fijar el componente de omóplato de la prótesis cuando tiene una superficie articular convexa, tal como se muestra en la figura 14.

10 Tal como se mencionó, el pasador 2 es internamente hueco y el extremo proximal 4 define una abertura proximal 6 que proporciona acceso a la cavidad interna cónica 13 del pasador 2.

Se proporciona un diámetro más estrecho adyacente a la abertura proximal 6, pero ya dentro de la cavidad 13 del pasador 2, definiendo dicho diámetro más estrecho un escalón interno o borde 14 para asentar, en contacto de apoyo, una superficie 33 de dicho componente de prótesis 9 que actúa conjuntamente con el pasador 2, que se describirá a continuación.

15 La cavidad interna 13 del pasador 2 tiene, formado dentro de la misma, un rebaje anular 15 situado en las inmediaciones del borde 14 en una relación separada predefinida con respecto a la misma, hacia el interior de la cavidad 13.

20 Este rebaje anular 15 está destinado a recibir un borde anular 34 formado en un tetón 30 del componente de prótesis 9 que se engancha a presión junto con el anclaje 1. Tal como puede observarse claramente en la figura 5, el borde anular 34 del componente de prótesis 9 tiene un perfil dentado que favorece el enganche a presión del mismo después de pasar sobre el borde del rebaje 15 e impide la retirada del componente. Además, el grado de penetración del elemento de inserción del componente de prótesis 9 está determinado por la superficie 33 que realiza el contacto de apoyo contra el borde 14.

25 En otra realización ilustrada en la figura 15, un rebaje anular 55 está formado en la cavidad interna 13 del pasador 2, en las inmediaciones del extremo distal 3.

30 Este rebaje anular 55 está destinado a recibir un borde anular 54 formado en un tetón 30 de un componente de prótesis 9" que se engancha a presión junto con el anclaje 1'. Tal como puede observarse claramente en la figura 16, el borde anular 54 del componente de prótesis 9" tiene un perfil dentado que favorece el enganche a presión del mismo después de pasar sobre el borde del rebaje 55 e impide la retirada de dicho componente. Además, el grado de penetración del elemento de inserción del componente de prótesis 9" está determinado por la superficie 33 que realiza el contacto de apoyo contra el borde 14.

35 En la región del borde 14 y antes del rebaje anular 15, en un sentido de proximal a distal, se proporciona al menos un par de muescas antirrotación dispuestas de manera opuesta 16, 17 para recibir un diente correspondiente 18, 19 de nuevo del mismo componente de prótesis 9 que está destinado a engancharse a presión con interferencia mecánica junto con dicho pasador 2.

40 De manera más particular y preferible, se proporcionan cuatro muescas antirrotación 16, 17, 26, 27, estando éstas angularmente separadas a 90° unas de otras y estando destinadas a recibir respectivamente, y engancharse a presión con, un diente correspondiente 18, 19, 28, 29 de dicho componente de prótesis, tal como se muestra claramente en la sección transversal de la figura 7. Estas muescas también se proporcionan en el anclaje 1', que está destinado a engancharse junto con el componente de prótesis 9".

Evidentemente, es bastante posible proporcionar un mayor número de muescas y de dientes de enganche correspondientes o elegir su disposición relativa con una separación angular diferente, sin que esto de cómo resultado ninguna limitación de los derechos del solicitante.

45 A continuación se presenta una descripción detallada de la estructura del componente de prótesis 9 ó 9" que actúa conjuntamente con el anclaje 1. Este componente se fabrica preferiblemente de un material de plástico sintético biocompatible, por ejemplo un polietileno con un alto peso molecular (UHMWPE), lo suficientemente blando como para perforarse por tornillos de fijación.

50 Tal como ya se mencionó, el componente de prótesis 9 tiene, en una prótesis anatómica, la estructura de un apoyo que puede engancharse a presión con interferencia mecánica controlada dentro de la porción de pasador 2 del anclaje 1.

Tal como se muestra claramente en la figura 2, el componente 9 está formado con una porción esencialmente de tipo placa 8 que también puede definirse como que es un elemento de protección cóncavo de nuevo en el caso en el que forma parte de una prótesis anatómica. Esta porción 8 tiene, extendiéndose a partir de la misma, tres tetones, es decir un tetón central 30 y dos tetones a cada lado del mismo, identificados por los números 10 y 11.

La porción 8 tiene una superficie proximal ligeramente cóncava 38 dotada en el centro de un asiento cilíndrico 39 que actúa como guía para insertar el hilo de centrado para los instrumentos para retirar el elemento de inserción.

Un lado 25 de la porción 8 tiene un perfil curvo por motivos anatómicos de garantizar un mejor enganche con la cavidad glenoidea.

- 5 Los tres tetones 30, 10 y 11 se extienden en la misma dirección y sustancialmente con ejes respectivos paralelos entre sí. Sin embargo, también es posible que los ejes de los tetones laterales 10, 11 estén en un número mayor de tres, por ejemplo dispuestos a 120° y por tanto no en el mismo plano.

10 El tetón central 30 tiene una forma cónica con un extremo libre 31 y está destinado a insertarse con un ajuste de forma dentro de la cavidad interna 13 del pasador 2. Este tetón 30 tiene un eje longitudinal que coincide sustancialmente con el eje X-X del pasador 2 cuando los dos componentes 1 y 9 están enganchados entre sí.

Un borde anular 34 está formado en la superficie exterior 37 del tetón 30 en las inmediaciones de su base de generación, tal como se muestra claramente en la figura 2.

15 Más precisamente, la base del tetón 30 está dotada de dientes 18, 19, 28, 29 que están destinados a engancharse con las muescas 16, 17, 26, 27. Los dientes anteriormente mencionados también se muestran claramente en la figura 2.

La superficie de extremo 33 de cada uno de los dientes 18, 19, 28, 29 es sustancialmente plana y paralela a la superficie del extremo libre 31 del tetón 30, sustancialmente perpendicular a su eje.

20 Ventajosamente, según la presente invención, la superficie 7 de la cavidad interna 13 del pasador 2 está inclinada con respecto al eje longitudinal X-X de dicho pasador formando un ángulo α con una reducción sustancial del diámetro interno hacia el extremo distal 3 del pasador 2, tal como se muestra en la figura 9.

De manera similar, la superficie exterior 37 del tetón central 30 del componente 9 está inclinada con respecto al eje longitudinal de este tetón 30, que coincide sustancialmente con el eje X-X cuando los dos componentes 1 y 9 están enganchados entre sí. Esencialmente, la superficie exterior 37 está inclinada con respecto al eje X-X formando un ángulo distinto de α y de tal manera que la interferencia mecánica será variable a lo largo del eje del pasador 2.

25 Esto significa que, cuando el tetón 30 del componente de prótesis 9 se inserta dentro de la cavidad interna 13 del pasador 2, penetra hasta que provoca una interferencia entre las dos superficies 7 y 37 debido a los diámetros diferentes, bloqueando sustancialmente el tetón 30 dentro de la cavidad 13 cuando dicho tetón ha alcanzado casi el fondo de la cavidad 13, tal como se muestra claramente en la figura 6. La diferencia entre los ángulos de las inclinaciones determina la variabilidad de la interferencia a lo largo del eje X-X.

30 La protuberancia del tetón 30 y la elección de las inclinaciones de superficie definidas por los ángulos α y β , siendo α del tetón ligeramente menor que β de la cavidad, están diseñadas para obtener un hueco deseado 22 en las inmediaciones de la parte de la cavidad 13 cerca de la abertura distal 5 del pasador 2. Dicho de otro modo, las dimensiones geométricas del tetón 30 y la cavidad 13 se eligen para garantizar que la superficie de extremo 31 del tetón 30 permanece a una distancia predefinida del extremo distal de la cavidad 13. Cuando se obtiene el enganche con interferencia controlada entre el tetón 30 y la cavidad 13, al mismo tiempo se produce el enganche a presión del borde anular 34 dentro del rebaje correspondiente 15.

De manera similar, debido a las dimensiones geométricas relativas, también se produce el enganche entre los dientes 18, 19, 28 y 29 en la base del tetón 30 que entran en contacto de apoyo con las muescas respectivas 16, 17, 26, 27 formadas en las inmediaciones de la boca 6 de la cavidad 13.

40 De esta manera se obtiene el contacto de apoyo entre la superficie de extremo 33 de los dientes 18, 19, 28 y 29 y el borde interno 14. Este contacto de apoyo completa el enganche entre el componente 9 y el anclaje 1 y forma una clase de tope de fin de desplazamiento para la penetración del tetón 30 dentro de la cavidad 13.

45 Incluso en la realización de la figura 15, en la que se proporciona un enganche distal entre el rebaje anular 55 del pasador 2 y el borde 54 del tetón 30 del componente 9, todavía se produce una interferencia entre la superficie interna de la cavidad 13 y la superficie exterior 37 del tetón 30.

50 En este caso, el componente de prótesis 9 se inserta en el interior de la cavidad interna 13 del pasador 2 y penetra hasta que se provoca una interferencia entre las dos superficies 7 y 37, debido a los diámetros diferentes, bloqueando sustancialmente el tetón 30 dentro de la cavidad 13 cuando el borde 54 se engancha a presión en el interior del rebaje 55. La protuberancia del tetón 30 y la selección de las inclinaciones de superficie definidas por los ángulos α_1 y α_2 , siendo α_2 del tetón ligeramente menor que α_1 de la cavidad, están diseñadas con precisión para obtener un hueco deseado 22 en las inmediaciones de la parte de la cavidad 13 que está cerca de la abertura distal 5 del pasador 2, tal como se muestra claramente en la figura 16.

También debe indicarse que los otros dos tetones 10, 11 paralelos al tetón central 30 son pasadores que están fabricados del mismo material que el componente de prótesis y que se insertan dentro de orificios correspondientes

formados en el fondo del asiento glenoideo y que sirven para soporte y estabilidad funcional. En una realización alternativa mostrada parcialmente en la figura 9 se proporcionan al menos tres tetones o pasadores distribuidos a 120° alrededor del tetón central 30.

5 A partir de la descripción anterior se desprende claramente que el anclaje según la presente invención logra los objetivos designados y ofrece numerosas ventajas, de las cuales se indicarán las principales a continuación en el presente documento.

10 Esencialmente, con la solución según la presente invención, se prevé que la porción de pasador 2 del elemento de anclaje 1 se diseña de manera independiente de la brida asociada, que, en vez de eso, se forma de manera solidaria en las soluciones de la técnica anterior, y está dotada de medios de acoplamiento de ajuste rápido 7, 15, 14 para engancharse a presión con el componente de prótesis en forma de un apoyo de superficie de contacto 9 o 9".

Este apoyo 9, 9" forma una clase de brida que puede retirarse fácilmente con el fin de convertir la prótesis anatómica en una prótesis inversa sin retirar el pasador 2.

Con relación a esto, la figura 12 muestra un componente de prótesis 9' útil para convertir la prótesis de una prótesis anatómica a una prótesis inversa.

15 En comparación con el ejemplo de realización anterior del componente de prótesis 9, el componente 9' puede fabricarse de un material metálico biocompatible.

En este caso, el componente 9' tiene un tetón 40 destinado a insertarse dentro de la cavidad interna cónica 13 del pasador 2 y una porción enfrentada 41 destinada a engancharse con un componente de omóplato 42 de la prótesis inversa cuando esta última tiene una superficie articular convexa 44.

20 Se proporciona un tornillo 45 para sujetar este componente de omóplato 42, enroscándose dentro del orificio roscado 5 del pasador 2, y tiene la función de apretar los conos para bloquear el componente 44 en el componente 9' y finalmente en el propio pasador 2. El tornillo 45 tiene una porción proximal de diámetro más grande que se recibe en una cavidad cilíndrica correspondiente 43 del componente de prótesis 9'.

25 El componente de prótesis 9' comprende una porción en forma de placa 48 que tiene una convexidad en su superficie orientada hacia el elemento de inserción 40.

Por otro lado, esta porción 48 tiene una concavidad en su superficie orientada hacia la otra porción 41. La porción 48 está dotada de al menos dos orificios 46, 47 situados lateralmente con respecto al eje longitudinal X-X del componente de prótesis 9' para recibir tornillos óseos de fijación 49 que sólo pueden observarse en la figura 16.

30 La decisión de usar el componente de prótesis 9' también puede tomarse durante el transcurso de una operación quirúrgica.

Como resultado, es posible convertir una prótesis anatómica en una prótesis inversa, también en el quirófano, permitiendo al cirujano reparar la articulación si hubiera una patología asociada con el manguito de los rotadores, sin tener que retirar el pasador de anclaje 2 incorporado en el hueso.

35 Ventajosamente, el conjunto que consiste en el elemento de anclaje 1, el apoyo 2 y los componentes humeral y glenoideo de la prótesis de hombro forma un kit de partes para la instalación de una prótesis híbrida convertible que puede montarse como prótesis anatómica o prótesis inversa dependiendo de los requisitos operativos.

40 En una realización preferida, los componentes de prótesis se proporcionarán previamente ensamblados junto con el componente 9 ya enganchado a presión en el pasador 2 con interferencia mecánica, básicamente en la configuración anatómica mostrada en las figuras 2 a 9. La prótesis puede convertirse durante una operación extrayendo, usando instrumentos especiales, el componente de polietileno de alto peso molecular (UHMWPE) 9 para permitir la inserción del otro componente de prótesis 9' mostrado en las figuras 10 a 14 por medio del tornillo de acoplamiento y bloqueo cónico.

REIVINDICACIONES

1. Anclaje glenoideo mejorado para una prótesis de articulación del hombro, en particular una prótesis convertible, del tipo destinado a fijarse a una cavidad glenoidea de un omóplato y que comprende:
 - 5 - un pasador estructuralmente independiente (2), con una funda cónica internamente hueca y esencialmente de tipo dedal (12), que tiene un extremo distal en sección decreciente (3) para fijarse a la cavidad glenoidea y un extremo proximal abierto (4), una superficie exterior de la funda (12) de dicho pasador (2) teniendo una estructura irregular o trabecular para favorecer la osteogénesis y la integración ósea;

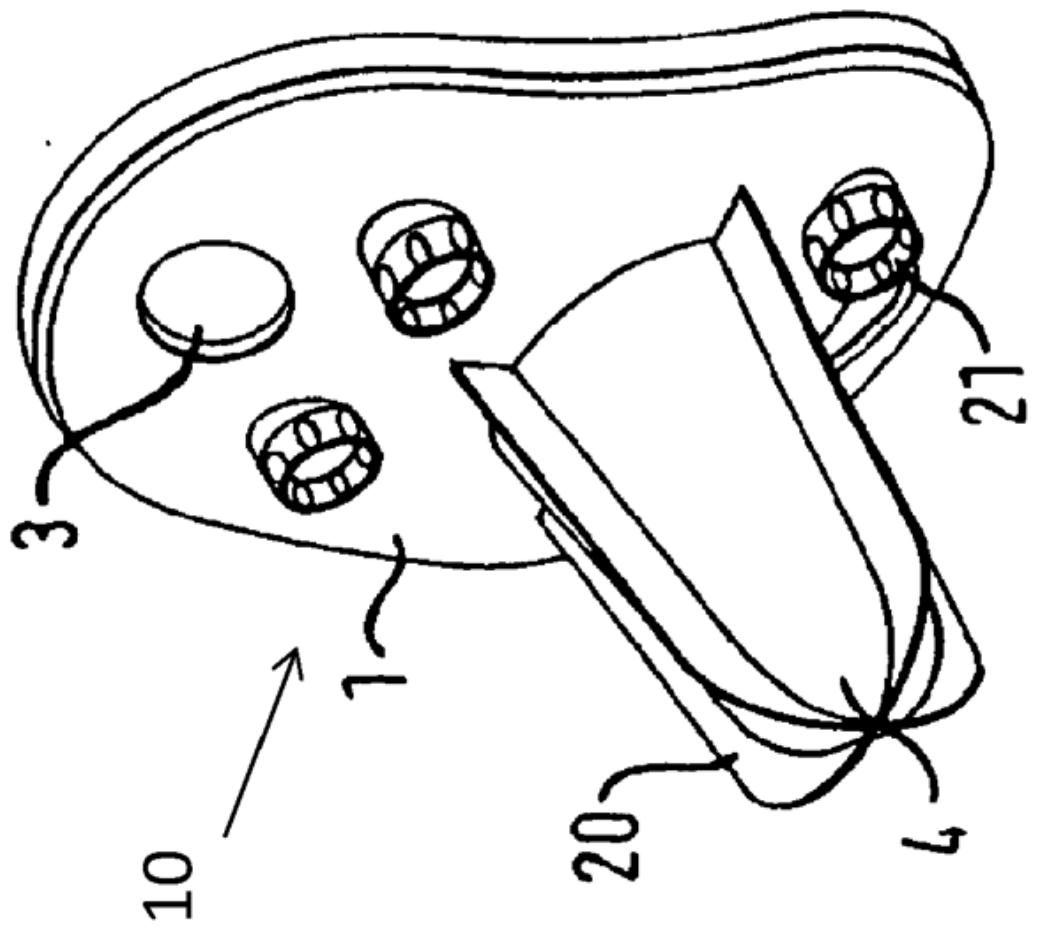
caracterizado porque dicho pasador (2) comprende además:

 - 10 - un rebaje anular (15, 55) formado dentro de una cavidad interna (13) del pasador (2), para recibir por medio de enganche a presión un borde (34, 54) de un tetón (30) de un componente de prótesis (9, 9', 9'');
 - al menos un par de muescas antirrotación dispuestas de manera opuesta (16, 17) en la proximidad de dicho rebaje anular (15, 55) para recibir dientes dispuestos de manera opuesta (18, 19) del mismo tetón (30) destinados a engancharse junto con dicho pasador (2).
- 15 2. Anclaje según la reivindicación 1, caracterizado porque una superficie (7) de dicha cavidad interna (13) del pasador (2) y una superficie exterior (37) de dicho tetón (30) del componente de prótesis (9, 9') están adaptadas para engancharse entre sí por medio de interferencia mecánica.
3. Anclaje según la reivindicación 1, caracterizado porque dicho tetón (30) de dicho componente de prótesis (9, 9') es cónico y está adaptado para insertarse dentro de la cavidad interna (13) de dicho pasador (2) con interferencia controlada cuando dicho borde (34, 54) se asienta dentro de dicho rebaje anular (15, 55).
- 20 4. Anclaje según la reivindicación 1, caracterizado porque comprende otro par de muescas (26, 27) para recibir por medio de enganche a presión un segundo par de dientes (28, 29), estando dicho otro par de muescas (26, 27) angularmente separadas una de otra.
5. Anclaje según la reivindicación 1, caracterizado porque es para su uso con un componente de prótesis, cuyo borde (34, 54) tiene un perfil de tipo dentado que favorece su enganche a presión dentro del rebaje anular (15, 55) e impide la retirada del mismo.
- 25 6. Anclaje según la reivindicación 1, caracterizado porque el rebaje anular (15) está formado en las inmediaciones de dicho extremo proximal abierto (4).
7. Anclaje según la reivindicación 1, caracterizado porque el rebaje anular (55) está formado dentro de las inmediaciones del extremo distal (3) del pasador (2).
- 30 8. Anclaje según la reivindicación 2, caracterizado porque la superficie (7) de la cavidad interna (13) del pasador (2) está inclinada con respecto al eje longitudinal (X-X) de dicho pasador (2) formando un ángulo predefinido (\square , $\square 1$) con una reducción sustancial en un diámetro interno hacia el extremo distal (3) del pasador (2), mientras que una superficie exterior (37) del tetón (30) del componente de prótesis (9, 9') puede estar inclinada con respecto al mismo eje longitudinal (X-X) formando un ángulo (\square , $\square 2$) ligeramente menor que dicho ángulo predefinido (\square , $\square 1$).
- 35 9. Anclaje según la reivindicación 1, caracterizado porque el extremo distal (3) de dicho pasador (2) está dotado de un orificio pasante roscado (5) para recibir un tornillo de fijación de la prótesis de articulación del hombro.
- 40 10. Anclaje según la reivindicación 5, caracterizado porque el componente de prótesis (9, 9', 9'') es estructuralmente independiente de dicho pasador (2).
11. Anclaje según la reivindicación 1, caracterizado porque el extremo proximal (4) del pasador (2) define una abertura proximal ensanchada (6) que permite el acceso a la cavidad interna (13).
- 45 12. Anclaje según la reivindicación 11, caracterizado porque se proporciona un diámetro más estrecho adyacente a la abertura proximal ensanchada (6), dentro de la cavidad interna (13) del pasador (2), definiendo dicho diámetro más estrecho un borde o escalón interno (14) para asentar, en contacto apoyado, una superficie (33) de dicho tetón (30) del componente de prótesis (9, 9').
13. Anclaje según la reivindicación 1, caracterizado porque es para su uso con un componente de prótesis (9, 9', 9'') que es estructuralmente independiente de dicho pasador (2) y que está fabricado de un material diferente.
- 50 14. Anclaje según la reivindicación 13, caracterizado porque es para su uso con un componente de prótesis (9')

que comprende una porción (41) situada opuesta a dicho tetón (30) y destinada a engancharse con un componente de omóplato (42) de una prótesis inversa dotada de una superficie articular convexa (44).

- 5
15. Anclaje según la reivindicación 14, caracterizado porque el componente de omóplato (42) de la prótesis inversa está asociado con dicho componente de prótesis (9') por medio de un tornillo (45) que se engancha dentro de un orificio roscado (5) formado en el extremo distal (3) del pasador (2).
16. Anclaje según la reivindicación 15, caracterizado porque dicho tornillo (45) tiene una porción proximal de diámetro más grande que está roscada en el interior de una cavidad cilíndrica correspondiente (43) del componente de prótesis (9').
- 10
17. Kit de partes para la instalación de una prótesis híbrida convertible que comprende al menos un anclaje según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores y un componente de prótesis.

Fig. 1
TÉCNICA
ANTERIOR



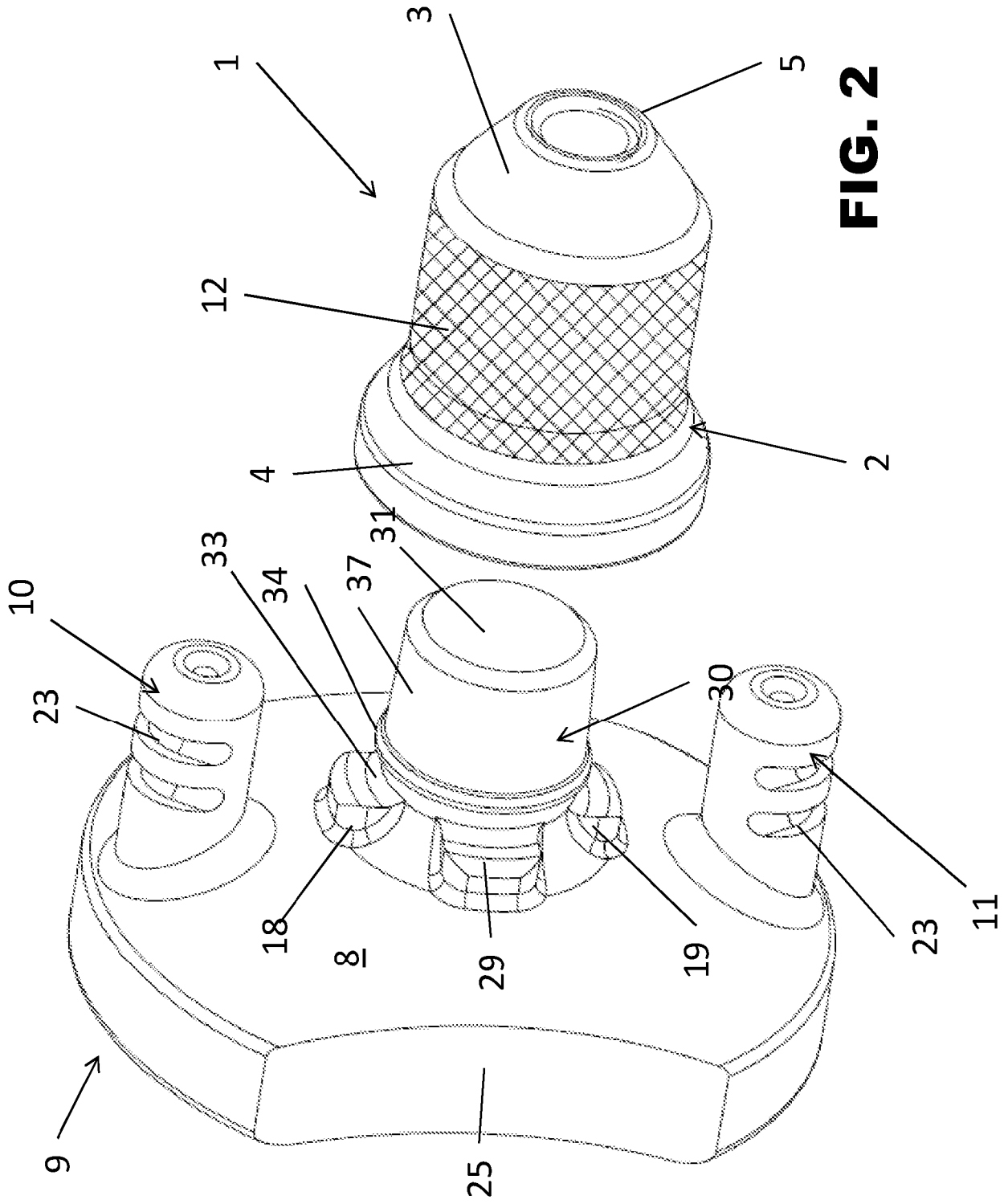


FIG. 2

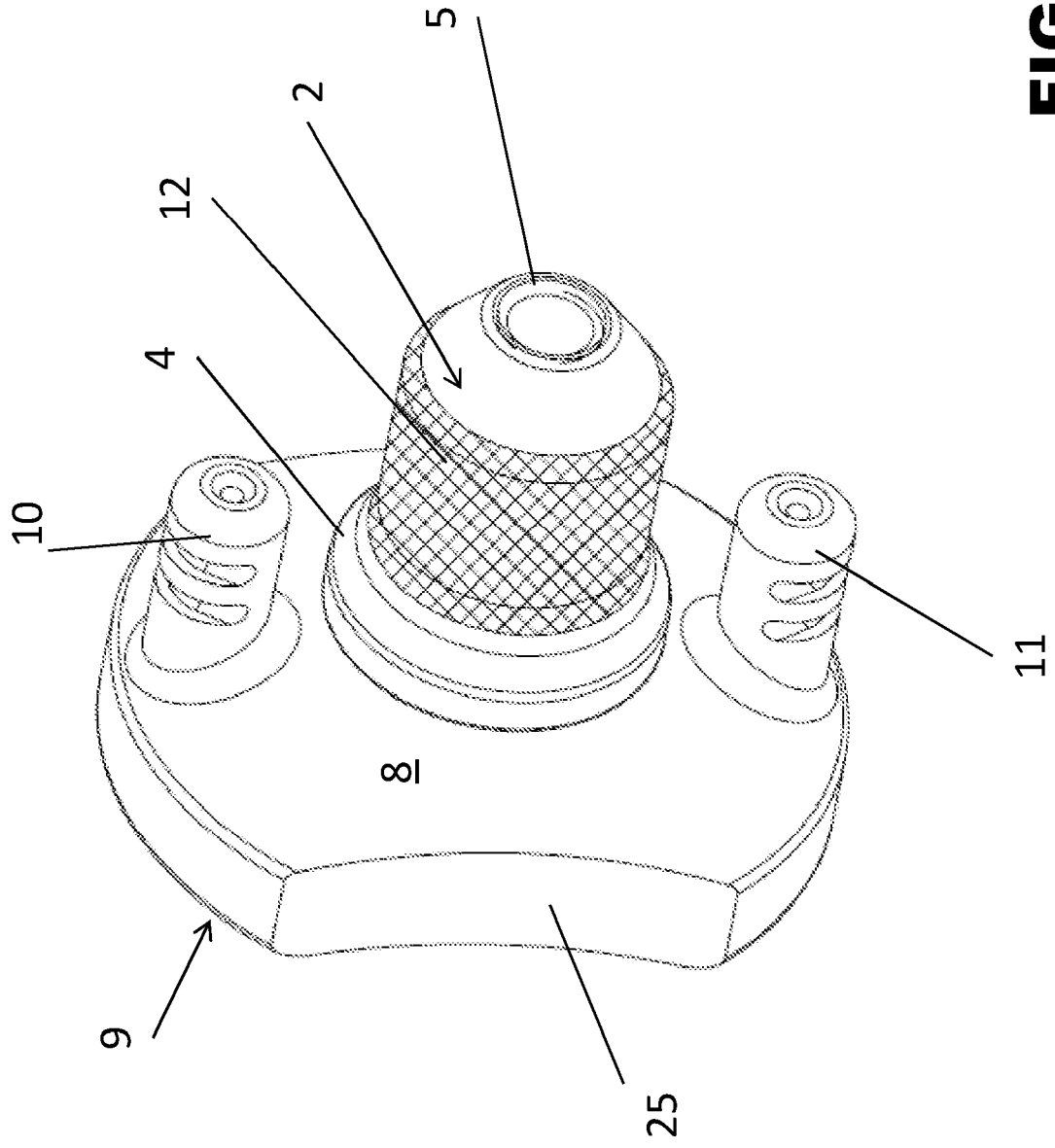
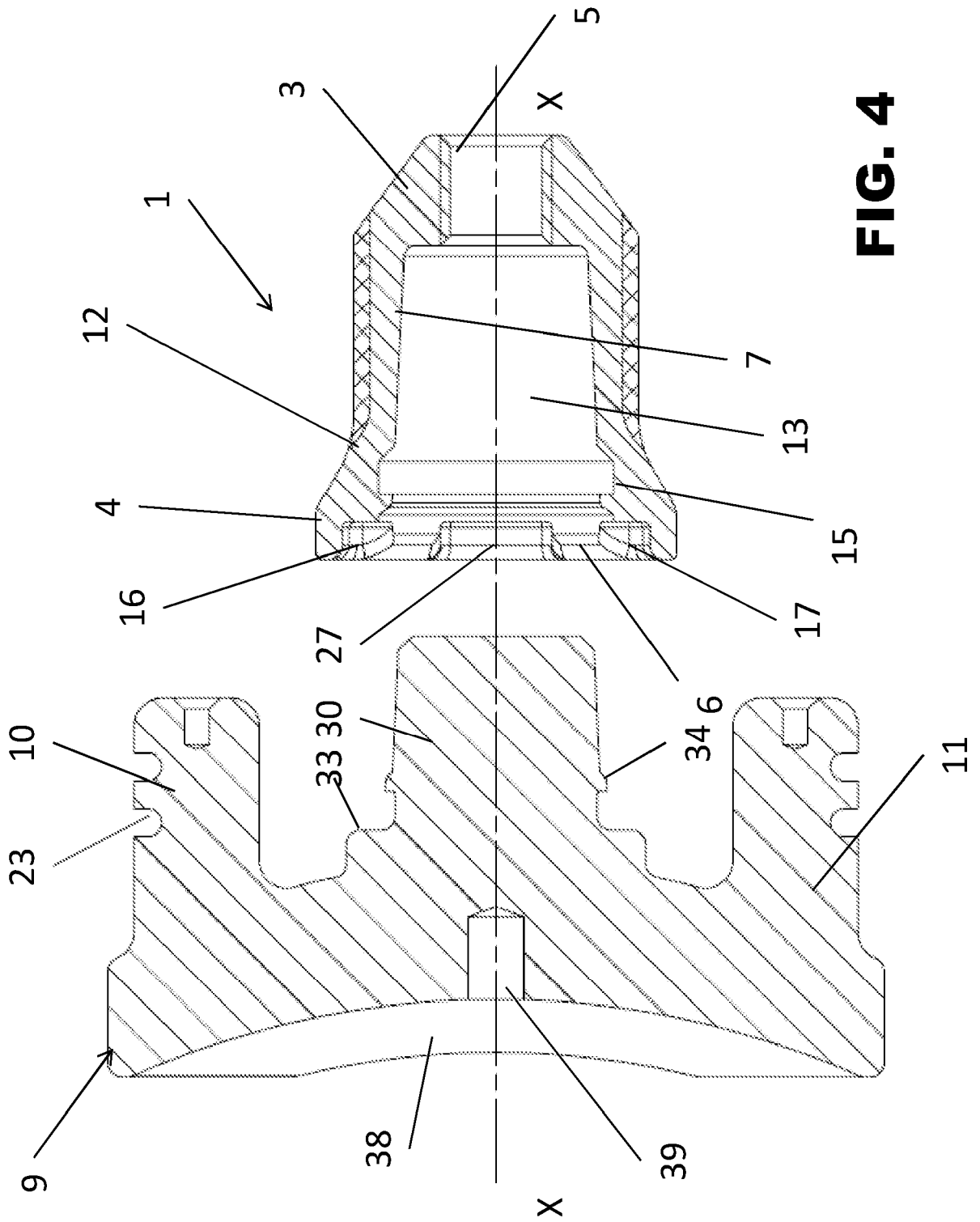


FIG. 3



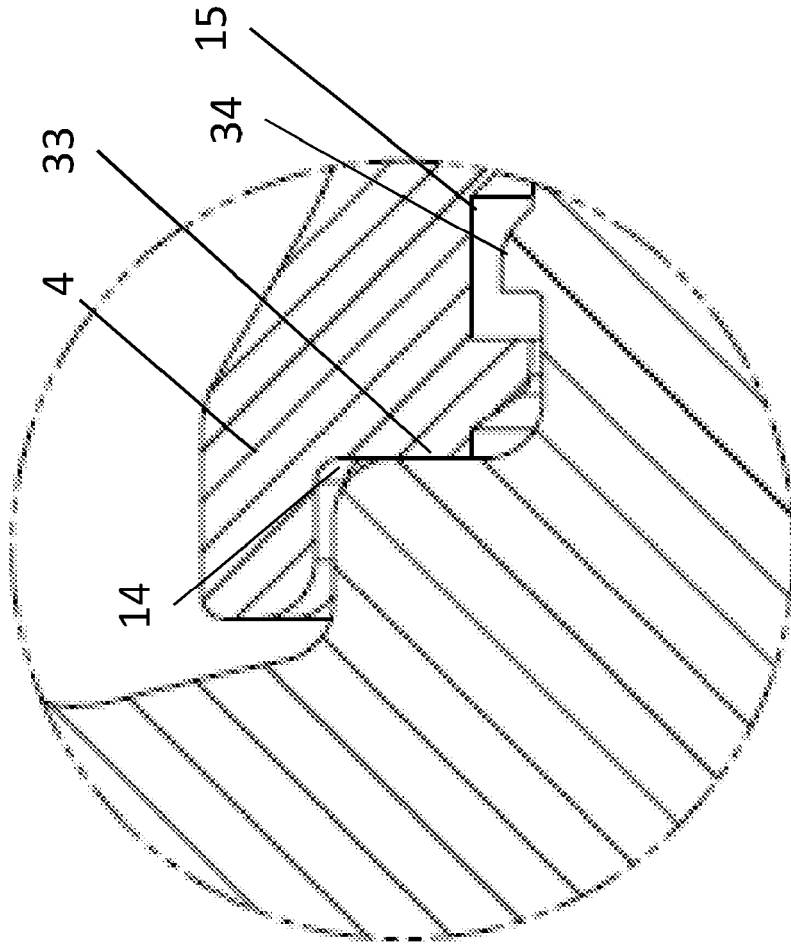
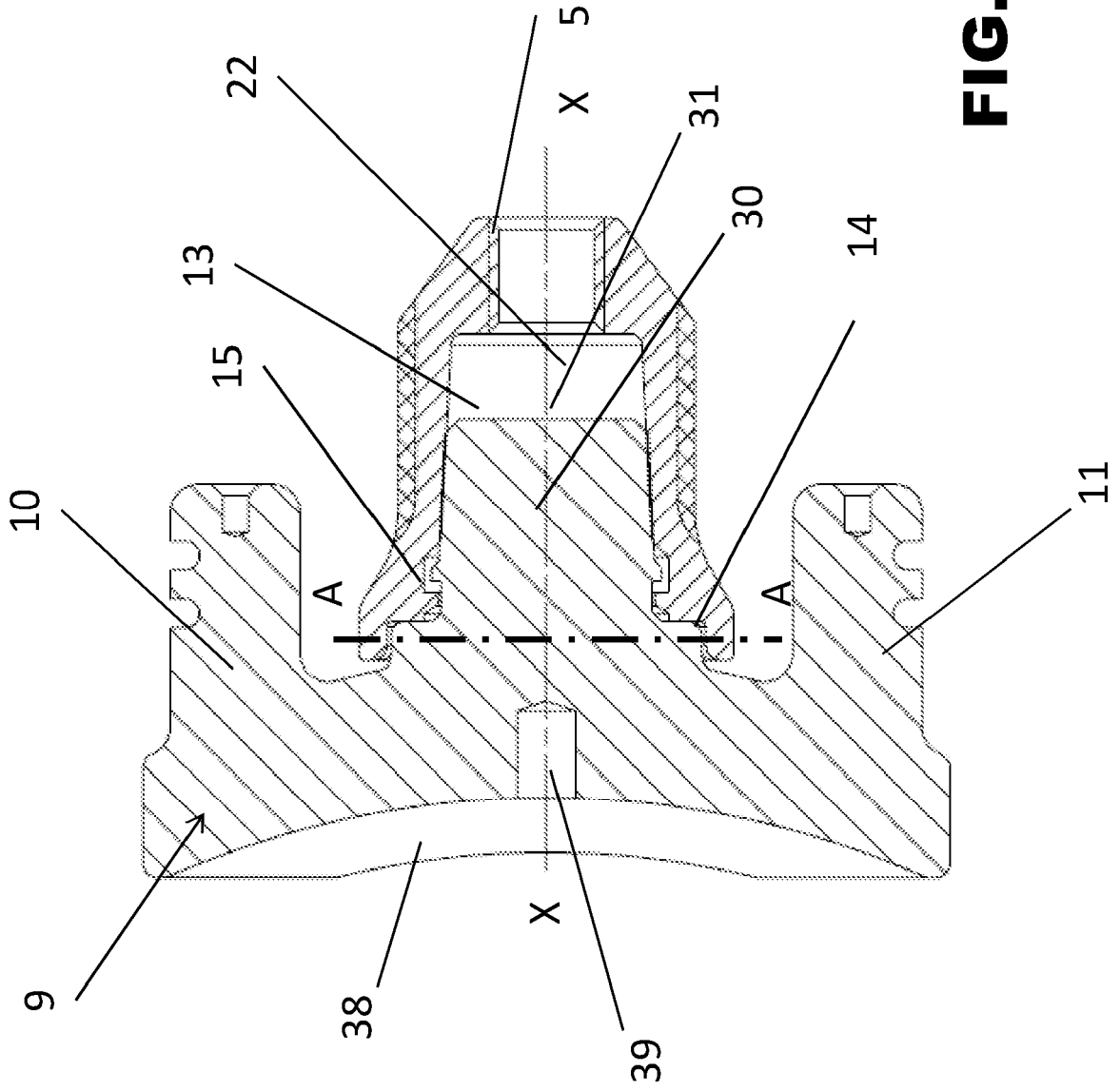


FIG. 5



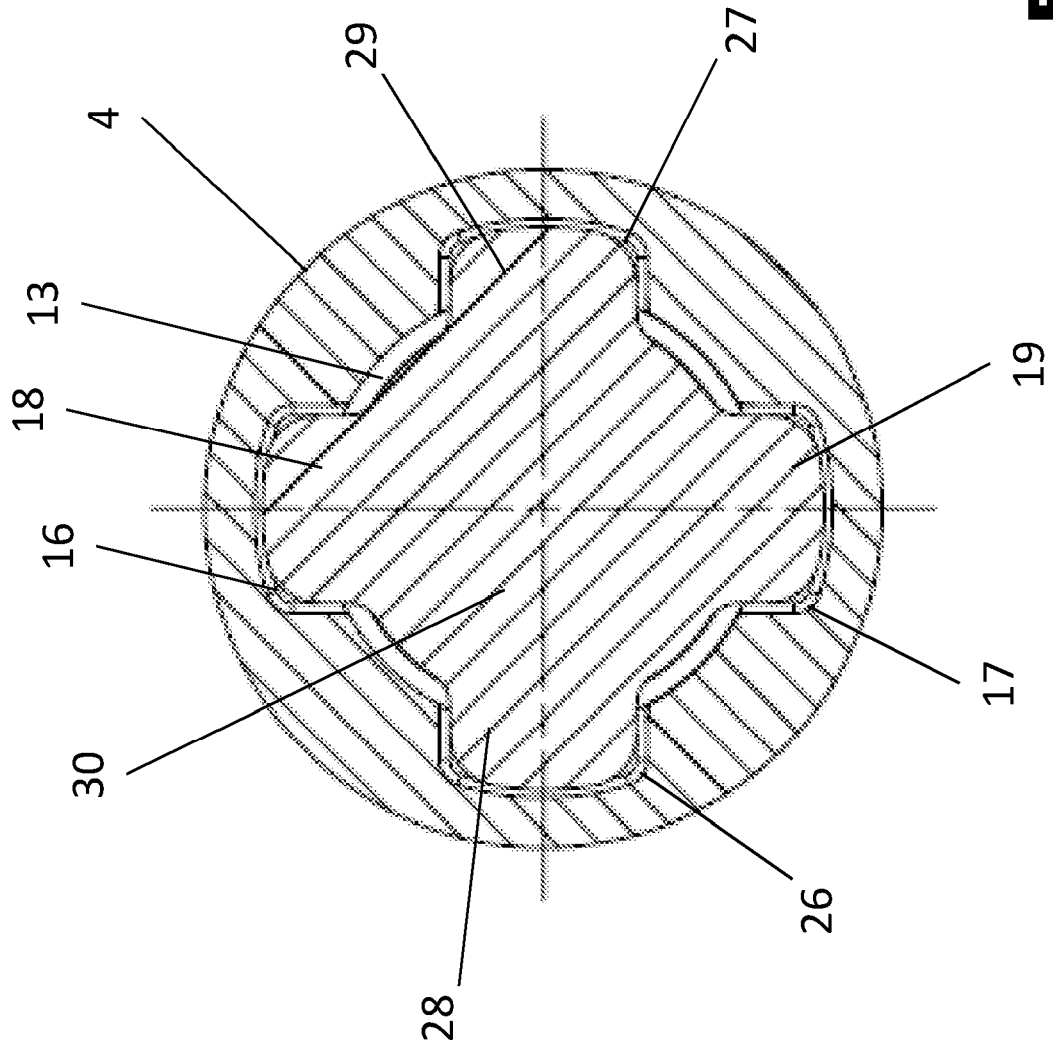


FIG. 7

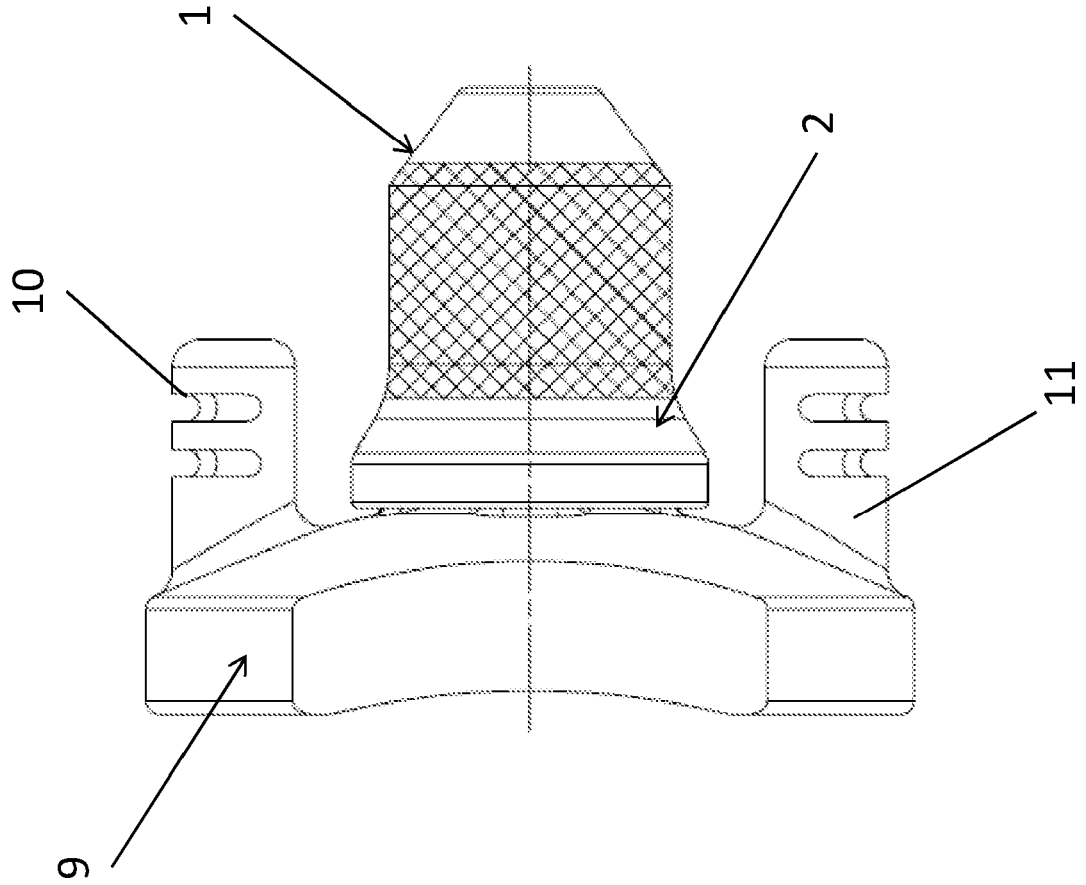


FIG. 8

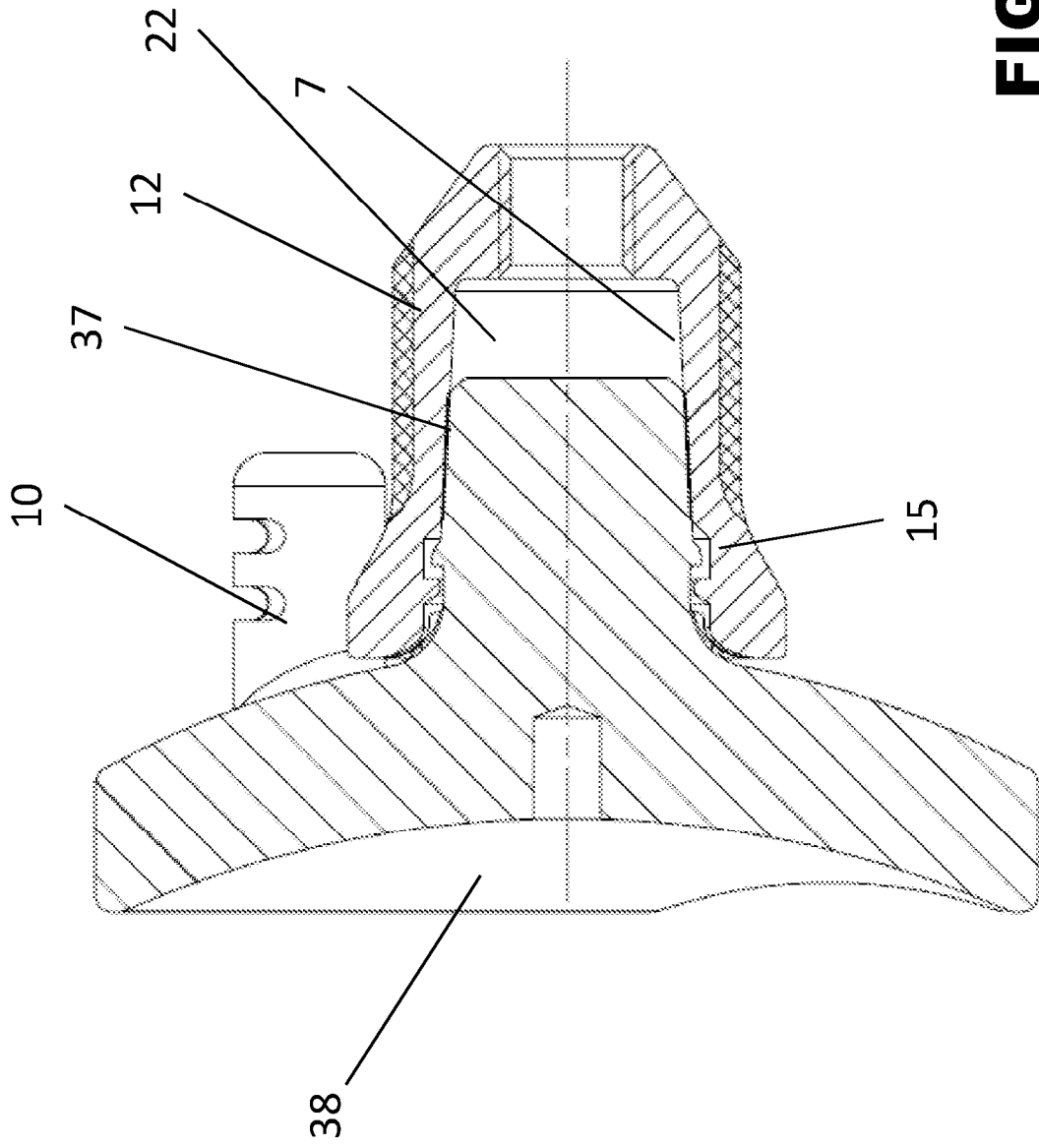
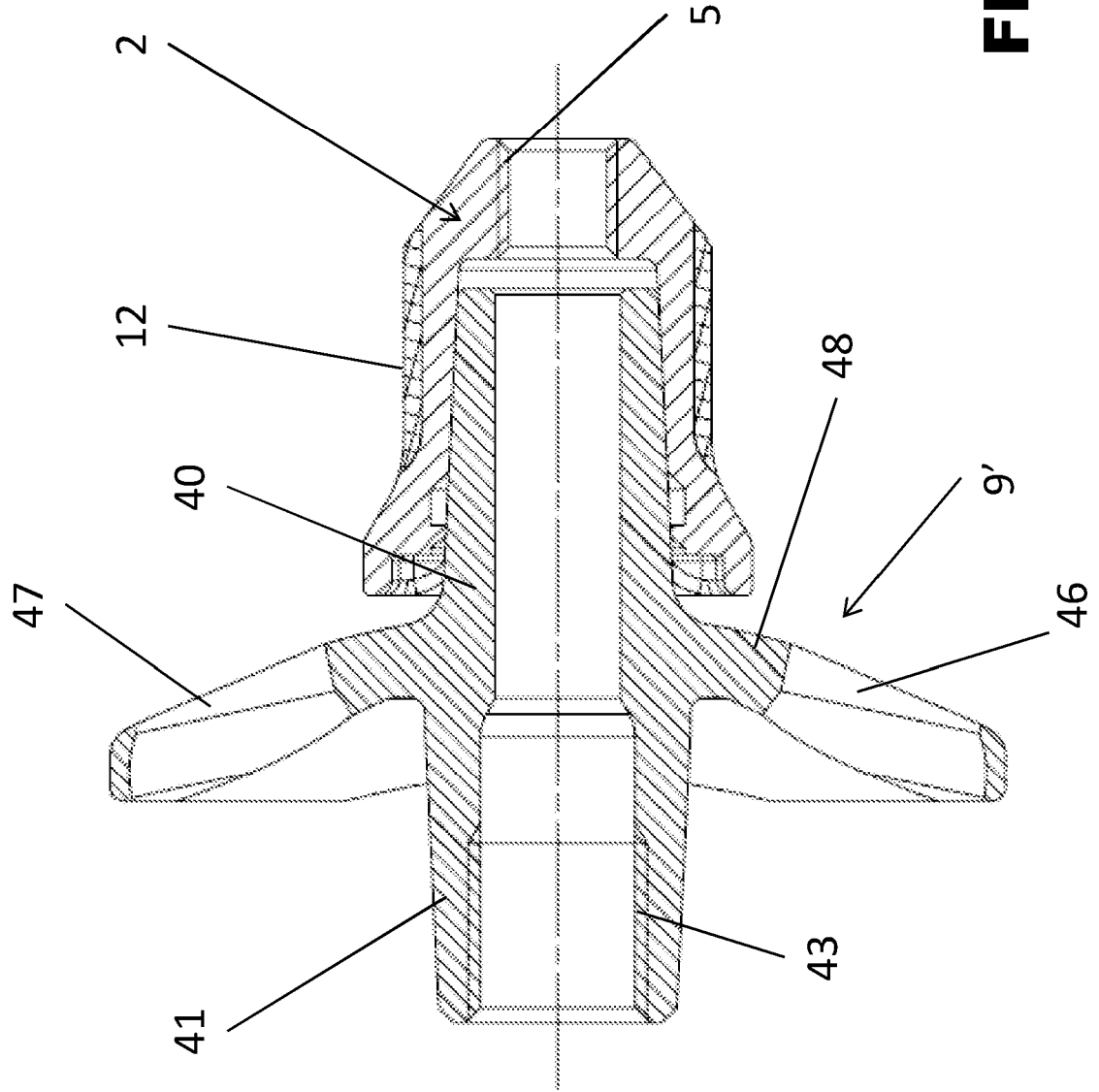


FIG. 9



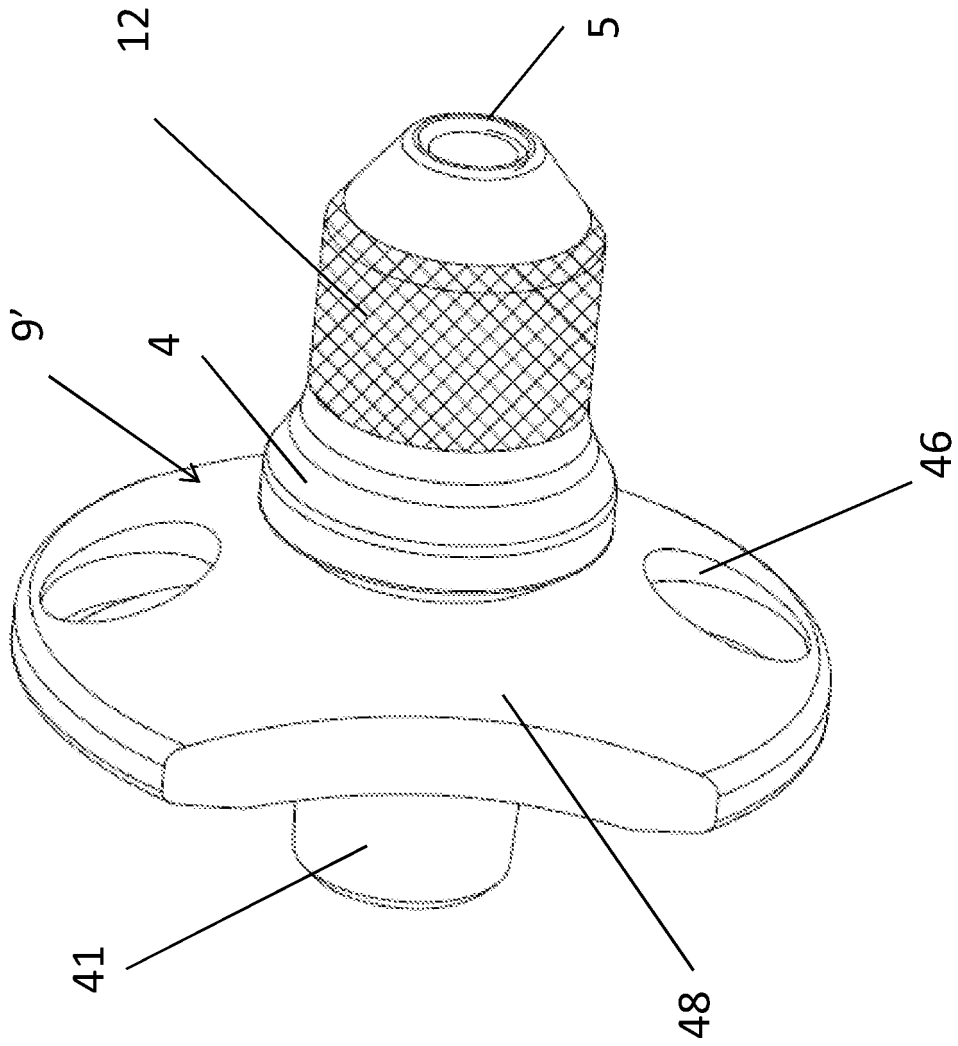
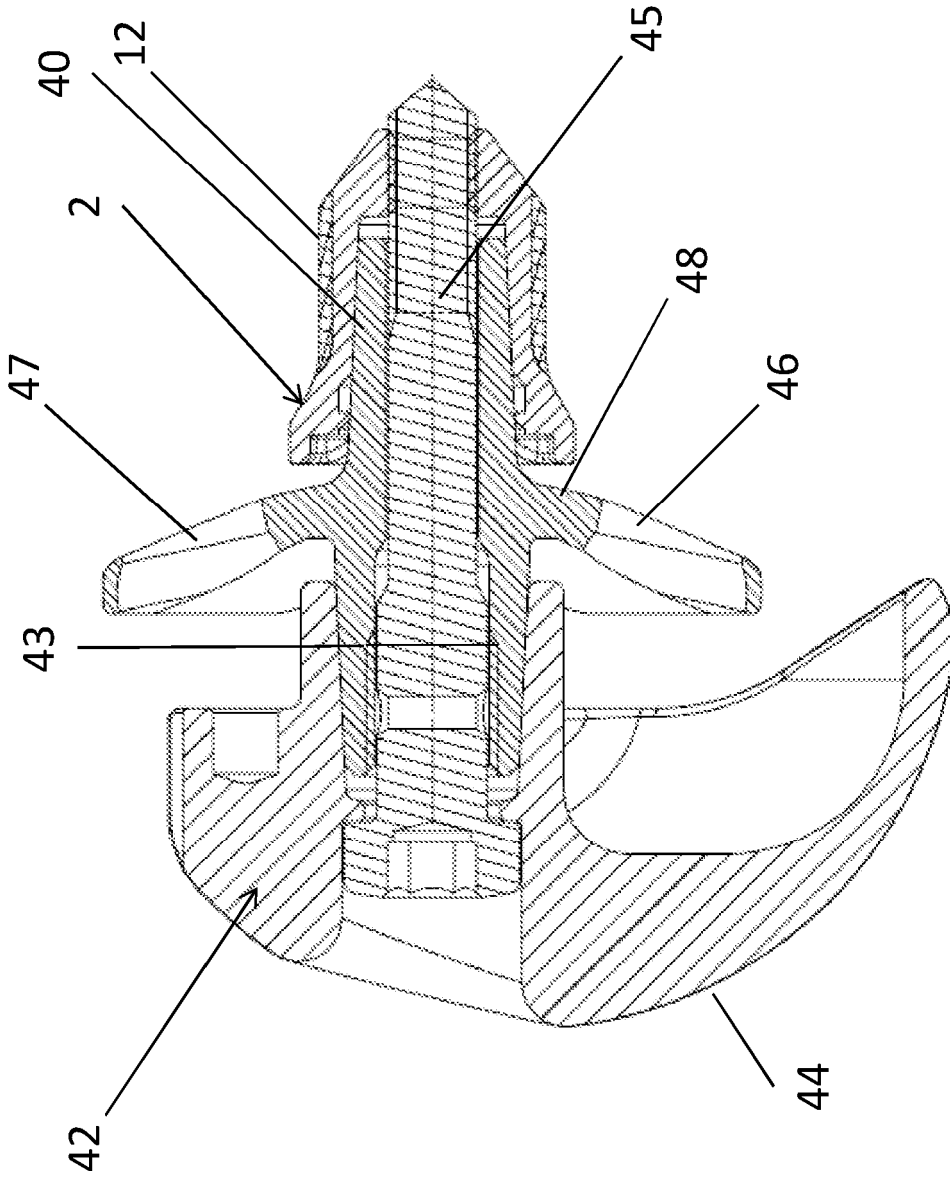


FIG. 11



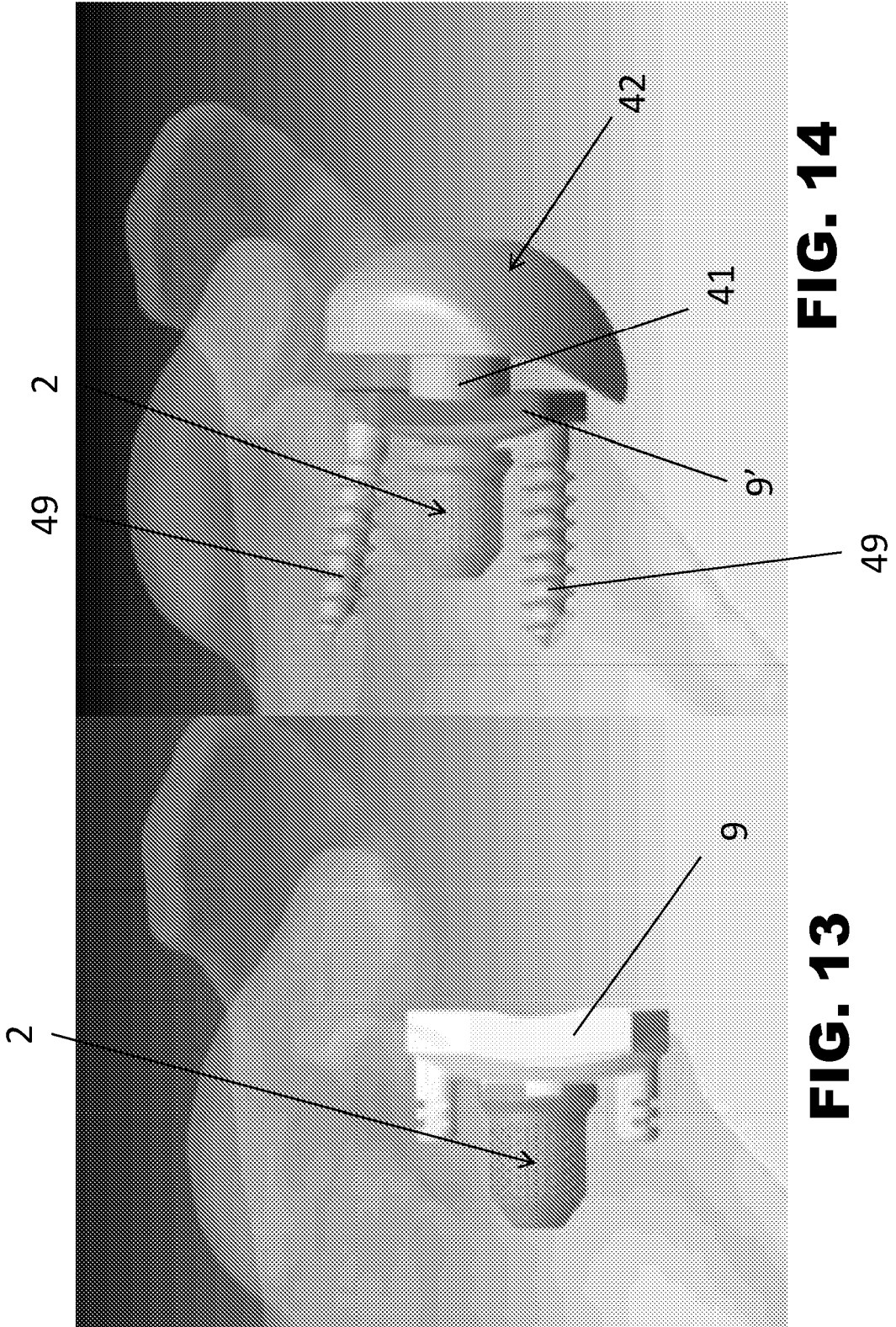


FIG. 14

FIG. 13

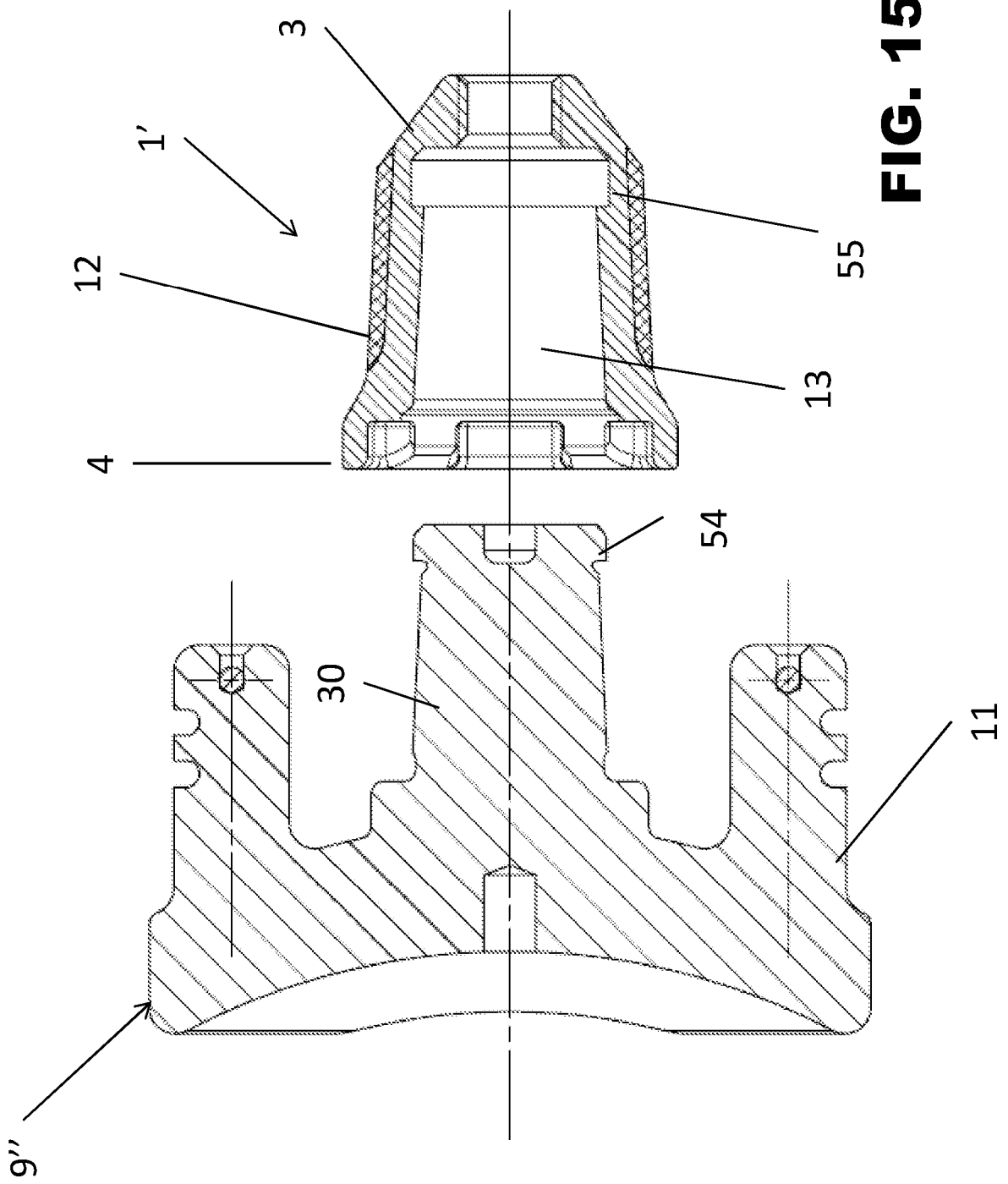


FIG. 15

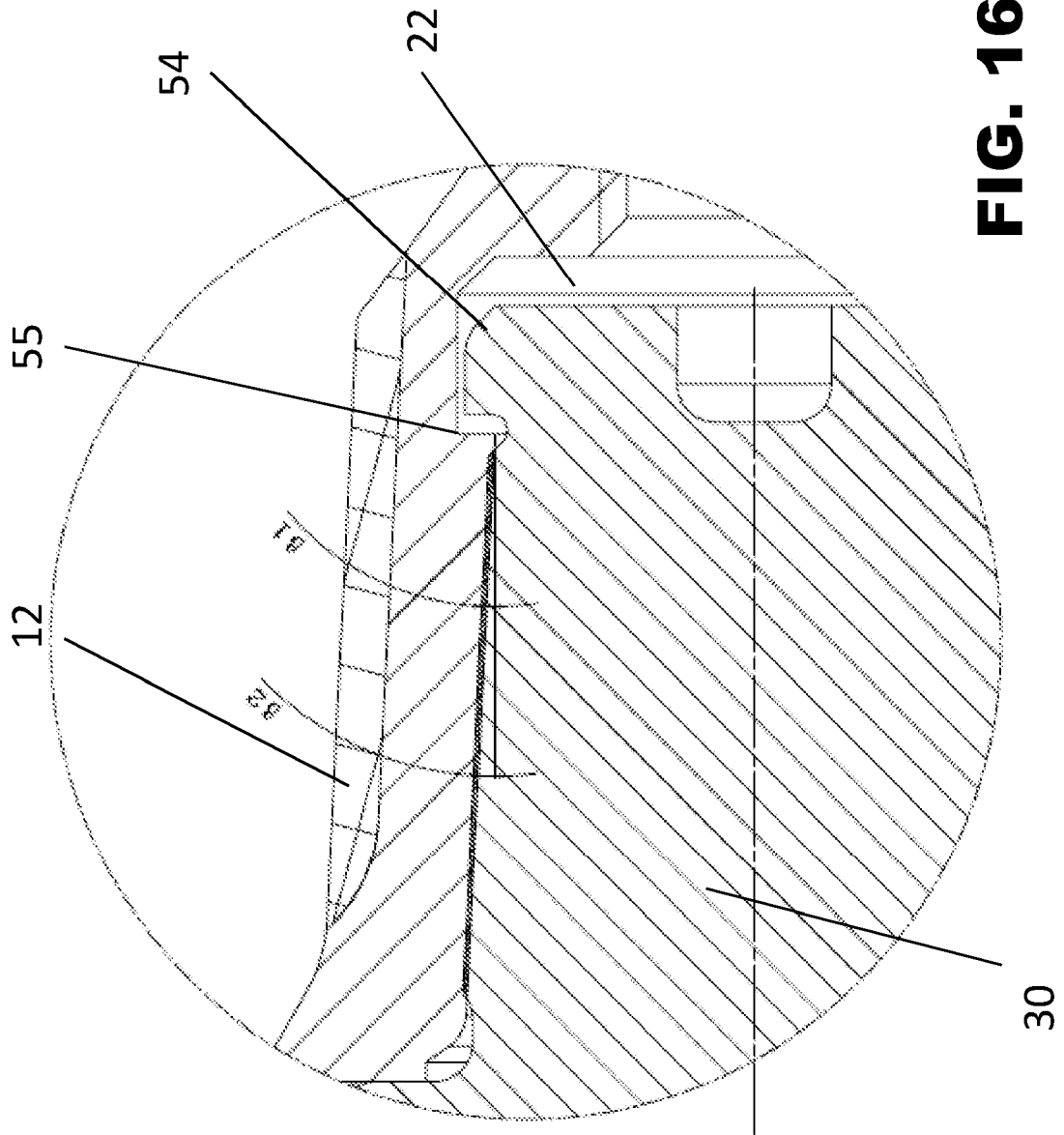


FIG. 16