

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 695 400**

51 Int. Cl.:

A61F 2/38 (2006.01)

A61F 2/30 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.01.2011 PCT/US2011/022922**

87 Fecha y número de publicación internacional: **04.08.2011 WO11094540**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.01.2011 E 11737728 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.07.2018 EP 2528546**

54 Título: **Prótesis de rodilla de retención de cruzado**

30 Prioridad:

13.09.2010 US 382287 P

29.01.2010 US 299835 P

11.08.2010 US 372556 P

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

04.01.2019

73 Titular/es:

SMITH & NEPHEW, INC. (100.0%)

7135 Goodlett Farms Parkway

Cordova, TN 38016, US

72 Inventor/es:

LENZ, NATHANIEL M.;

SMITH, RICHARD MICHAEL;

WILKINSON, ZACHARY CHRISTOPHER;

MCKINNON, BRIAN W.;

SALEHI, ABRAHAM B.;

NELSEN, JONATHAN KIRK;

RIES, MICHAEL D. y

JERRY, GERALD J.

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 695 400 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

Prótesis de rodilla de retención de cruzado

Campos relacionados

5 Prótesis tibial para uso en artroplastia de rodilla, que en algunos casos puede facilitar la retención de uno o ambos ligamentos cruzados.

La técnica anterior más cercana es el documento DE 19705733 A1, que define el preámbulo de la reivindicación 1.

Antecedentes

10 En artroplastia total de rodilla, la convención es reseca toda la parte proximal de tibia para crear una superficie de meseta sobre la que se puede implantar una prótesis de base tibial. Tales técnicas convencionales de resección típicamente sacrifican uno o ambos del ligamento cruzado anterior (LCA) y el ligamento cruzado posterior (LCP) dado que las resecciones retiran el lugar de conexión de hueso para esos ligamentos (la "eminencia tibial"). A menudo, las funciones de LCP y LCA son sustituidas por la prótesis, que puede utilizar un poste estabilizador en el inserto tibial y un receptáculo correspondiente en el componente femoral o aumento de conformidad sagital. Si bien estas prótesis generalmente restituyen la estabilidad anterior-posterior, pueden no sentirse tan "naturales" como una rodilla normal y
15 conservan menos tejido.

Si uno o ambos ligamentos cruzados son salvables, a veces es deseable (especialmente para pacientes jóvenes y activos) conservar uno o ambos LCA y LCP, a fin de conservar la biomecánica natural, la amplitud de movimiento y la sensación.

20 En implantes actuales de rodilla de repuesto de LCP, una parte posterior del inserto tibial y/o miembro de base tibial pueden tener un ligero recorte para proporcionar espacio para el LCP y su lugar de conexión en una parte restante de la eminencia tibial. Un cirujano debe tener cuidado de no reseca partes de hueso adyacentes a las áreas de conexión de LCP. El LCA generalmente se sacrifica cuando se usan estas llamadas prótesis de retención de cruzado posterior.

25 Como alternativa, un cirujano puede intentar conservar ambos LCA y LCP, que a veces se consigue instalando dos implantes unicondilares. La eminencia tibial y los ligamentos cruzados conectados a la misma se dejan intactos. Las áreas de meseta tibial medial y lateral se resecan y sustituyen con bandejas tibiales unicondilares y correspondientes insertos separados. Una desventaja de implantar dos implantes unicondilares separados incluye la dificultad de alinear apropiadamente los dos implantes relativamente entre sí. Si los dos implantes no se alinean apropiadamente, se puede acelerar el desgaste, se puede comprometer la alineación del eje mecánico, y el paciente puede sentir poco natural el movimiento femoral. El tiempo de implantación quirúrgica también se puede aumentar debido a la complejidad añadido
30 de instalar dos implantes en lugar de uno.

En lugar de dos implantes unicondilares separados, los cirujanos tienen la opción alternativa de conservar ambos LCA y LCP al implantar un único implante de retención de bicruzado, que comprende un único miembro de apoyo tibial (que puede ser un inserto) y/o miembro de base tibial. Los implantes de retención de bicruzado de la técnica anterior se forman esencialmente de un inserto y un miembro de base, cada uno tiene dos partes unicondilares unidas por un puente anterior delgado que conecta los dos. Los puentes anteriores delgados puede fallar al soportar la alta carga torsional experimentada por pacientes activos, y se sabe que los implantes del pasado finalmente se doblan o cizallan por la mitad con el tiempo, requiriendo una cirugía de revisión prematura. Incluso curvatura y cizalladura menores experimentadas por tales dispositivos de la técnica anterior pueden reducir las prestaciones y finalmente provocar afloje o deslaminación del implante respecto al hueso en uno o ambos lados medial y lateral.

40 Problemas adicionales con diseños anteriores de retención de bicruzado incluyen fractura del hueso adyacente al área que conecta el LCA a la tibia (es decir, la eminencia tibial anterior). Tales fracturas son especialmente comunes cuando se retiran partes óseas anteriores al punto de conexión de LCA a fin de proporcionar suficiente espacio para que las partes de lado medial y lateral sean conectadas por dicho puente anterior delgado.

Compendio

45 La invención se define en la reivindicación 1. Cuando se compara con diseños de la técnica anterior, al menos algunas de las versiones de la prótesis tibial de retención de cruzado descritas en esta memoria proporcionan mayor rigidez, tiesura torsional y a curvatura, y resistencia a flexión, curvatura y/o cizalladura torsionales entre las partes tibiales medial y lateral.

50 Estas y otras versiones proporcionan adicionalmente o como alternativa una prótesis tibial para sustituir al menos parcialmente una parte proximal de una tibia, la prótesis tibial comprende una superficie inferior para contacto con una superficie reseca en la parte proximal de la tibia, y una quilla para penetración en una cavidad formada en la parte proximal de tibia, en donde la quilla se extiende en un ángulo inferior-posterior que se aleja de la superficie inferior, en donde la prótesis tibial define una hendidura central que se extiende entre las partes medial y lateral de placa base posterior a la parte de conexión de placa base, en donde la hendidura central tiene anchura y longitud suficientes para

recibir una parte de una eminencia tibial que incluye un lugar de conexión de ligamento cruzado anterior y un lugar de conexión de ligamento cruzado posterior, y en donde la hendidura central comprende un borde medial y un borde lateral, en donde un ángulo definido por el borde medial y una base de la parte anterior de quilla es agudo, y en donde un ángulo definido por el borde lateral y la base de la parte anterior de quilla es obtuso.

- 5 También se describen prótesis tibiales en donde una cara posterior de la parte anterior de quilla está desplazada de una cara posterior de la parte de conexión de placa base.

También se describen prótesis tibiales en donde una superficie superior de la prótesis tibial incluye al menos un miembro de trabado para asegurar un inserto tibial.

- 10 También se describen prótesis tibiales en donde una superficie superior de la prótesis tibial incluye al menos dos miembros de trabado para asegurar un inserto tibial medial y un inserto tibial lateral.

- 15 También se describen prótesis tibiales para sustituir al menos parcialmente una parte proximal de una tibia, la prótesis tibial comprende una parte medial de placa base, la parte medial de placa base tiene una superficie inferior medial para contacto con una superficie reseca medial en la parte proximal de la tibia, una parte lateral de placa base, la parte lateral de placa base tiene una superficie inferior lateral para contacto con una superficie reseca lateral en la parte proximal de la tibia, una parte de conexión de placa base que se extiende entre las partes medial y lateral de placa base, en donde la prótesis tibial es asimétrica alrededor de una línea media que se extiende en una dirección anterior-posterior entre las partes medial y lateral de placa base y la parte medial de placa base se extiende más anteriormente que la parte lateral de placa base.

- 20 También se describen prótesis tibiales en donde un área definida por la parte medial de placa base en un plano transversal es mayor que un área definida por la parte lateral de placa base en el plano transversal.

También se describen prótesis tibiales en donde la prótesis tibial es una prótesis tibial de retención de bicruzado.

- 25 También se describen prótesis tibiales en donde la prótesis tibial define una hendidura que se extiende en una dirección generalmente anterior-posterior entre las partes medial y lateral de placa base y se posiciona posterior a la parte de conexión de placa base; y en donde la hendidura es de longitud suficiente para recibir al menos una parte de una eminencia de la tibia que incluye un lugar de conexión de ligamento cruzado anterior y un lugar de conexión de ligamento cruzado posterior.

También se describen prótesis tibiales en donde la hendidura comprende un borde medial, un borde lateral y un borde anterior, en donde un ángulo definido por los bordes medial y anterior es agudo, y en donde un ángulo definido por los bordes lateral y anterior es obtuso.

- 30 También se describe una prótesis tibial para sustituir al menos parcialmente una parte proximal de una tibia, la prótesis tibial comprende una parte medial de placa base que comprende una superficie inferior medial para contacto con una superficie reseca medial en la parte proximal de la tibia, una parte lateral de placa base que comprende una superficie inferior lateral para contacto con una superficie reseca lateral en la parte proximal de la tibia, una parte de conexión de placa base que se extiende entre las partes medial y lateral de placa base, la parte de conexión de placa base comprende una superficie inferior de conexión, una quilla para penetración en una cavidad formada en la parte proximal de tibia, en donde la quilla se extiende en un ángulo inferior-posterior que se aleja de al menos una de la superficie inferior medial, la superficie inferior lateral y la superficie inferior de conexión.
- 35

- 40 También se describen prótesis tibiales en donde la quilla incluye una parte anterior de quilla, una parte medial de quilla que se extiende desde la superficie inferior medial, y una parte lateral de quilla que se extiende desde la superficie inferior lateral, en donde la parte anterior de quilla se extiende en el ángulo inferior-posterior que se aleja de la superficie inferior de conexión.

- 45 También se describen prótesis tibiales en donde al menos un trozo de la parte anterior de quilla se extiende en una dirección generalmente medial-lateral en la parte de conexión de placa base, en donde al menos un trozo de la parte medial de quilla se extiende en una dirección generalmente anterior-posterior en la parte medial de placa base, y en donde al menos un trozo de la parte lateral de quilla se extiende en una dirección generalmente anterior-posterior en la parte lateral de placa base.

También se describen prótesis tibiales en donde la parte anterior de quilla se une a las partes medial y lateral de quilla en áreas de grosor aumentado.

- 50 También se describen prótesis tibiales en donde la parte anterior de quilla se une a las partes medial y lateral de quilla en áreas de anchura aumentada.

También se describen prótesis tibiales en donde la parte de conexión de placa base aumenta de grosor en una dirección anterior posterior.

También se describen prótesis tibiales en donde las partes medial y lateral de quilla disminuyen en altura conforme las partes medial y lateral de quilla se extienden en una dirección anterior a posterior.

También se describen prótesis tibiales en donde la parte anterior de quilla se extiende cruzando la parte de conexión de placa base en una dirección de anterior-medial a posterior-lateral.

También se describen prótesis tibiales en donde una cara posterior de la parte anterior de quilla está desplazada de una cara posterior de la parte de conexión de placa base.

- 5 También se describen prótesis tibiales en donde la prótesis tibial define una hendidura central que se extiende entre las partes medial y lateral de placa base posterior a la parte de conexión de placa base, en donde la hendidura central tiene una anchura y longitud suficientes para recibir una parte de una eminencia tibial que incluye un lugar de conexión de ligamento cruzado anterior y un lugar de conexión de ligamento cruzado posterior.

- 10 También se describen prótesis tibiales en donde la hendidura central comprende un borde medial y un borde lateral, en donde un ángulo definido por el borde medial y una base de la parte anterior de quilla es agudo; y en donde un ángulo definido por el borde lateral y la base de la parte anterior de quilla es obtuso.

También se describen prótesis tibiales en donde la prótesis tibial es asimétrica alrededor de una línea media que se extiende en una dirección anterior-posterior entre las partes medial y lateral de placa base y la parte medial de placa base se extiende más anteriormente que la parte lateral de placa base.

- 15 Estas u otras versiones proporcionan adicionalmente o como alternativa una prótesis tibial para sustituir al menos parcialmente una parte proximal de una tibia, que comprende una superficie de articulación tibial para articulación con una superficie de articulación condilar femoral, en donde la superficie de articulación tibial define un labio mesial que se extiende en una dirección anterior a posterior a lo largo de un borde mesial de la superficie de articulación; en donde el labio mesial se eleva una altura respecto a una parte central correspondiente de la superficie de articulación; y en donde la altura con la que se eleva el labio mesial respecto a la parte central correspondiente disminuye en una dirección anterior a posterior.

También se describen prótesis tibiales en donde la superficie de articulación tibial es una superficie de articulación tibial medial y en donde al menos una parte de la superficie de articulación tibial medial es cóncava en un plano sagital.

- 25 También se describen prótesis tibiales en donde una parte anterior-mesial de la superficie de articulación tibial medial se curva para conformarse al menos parcialmente a la superficie articular condilar femoral.

También se describen prótesis tibiales en donde una parte posterior-exterior de la superficie de articulación tibial medial es sustancialmente plana y no se conforma sustancialmente a la superficie articular condilar femoral.

También se describen prótesis tibiales en donde la superficie de articulación tibial es una superficie de articulación tibial lateral; y en donde la superficie de articulación tibial lateral es convexa en un plano sagital.

- 30 También se describen prótesis tibiales en donde una parte anterior-mesial de la superficie de articulación tibial lateral se curva para conformarse al menos parcialmente a la superficie articular condilar femoral.

También se describen prótesis tibiales en donde una parte posterior-exterior de la superficie de articulación tibial lateral es sustancialmente plana y no se conforma sustancialmente a la superficie articular condilar femoral.

- 35 También se describen prótesis tibiales en donde la prótesis tibial es un inserto tibial; y en donde el inserto tibial comprende además una superficie inferior que incluye al menos un miembro de trabado para asegurar a una placa base tibial.

- 40 También se describe una prótesis tibial para sustituir al menos parcialmente una parte proximal de una tibia, que comprende una superficie de articulación tibial para articulación con una superficie de articulación condilar femoral, en donde la superficie de articulación tibial define un labio mesial que se extiende en una dirección anterior a posterior a lo largo de un borde mesial de la superficie de articulación, en donde el labio mesial se eleva una altura respecto a una parte central correspondiente de la superficie de articulación, y en donde una parte anterior-mesial de la superficie de articulación tibial medial se curva para conformarse al menos parcialmente a la superficie articular condilar femoral, y en donde una parte posterior-exterior de la superficie de articulación tibial medial es sustancialmente plana y no se conforma sustancialmente a la superficie articular condilar femoral.

- 45 También se describe una prótesis tibial para sustituir al menos parcialmente una parte proximal de una tibia, que comprende: una superficie de articulación tibial para articulación con una superficie de articulación condilar femoral, en donde una parte anterior-mesial de la superficie de articulación tibial se conforma al menos parcialmente a la superficie de articulación condilar femoral y una parte posterior-exterior de la superficie de articulación tibial no se conforma sustancialmente a la superficie de articulación condilar femoral.

- 50 También se describen prótesis tibiales en donde la parte anterior-mesial se curva para conformarse al menos parcialmente a la superficie de articulación condilar femoral.

También se describen prótesis tibiales en donde la parte posterior-exterior es sustancialmente plana de manera que la parte posterior-exterior no se conforma sustancialmente a la superficie de articulación condilar femoral.

También se describen prótesis tibiales en donde la superficie de articulación tibial es una superficie de articulación tibial medial; y en donde la superficie de articulación tibial medial es cóncava en un plano sagital.

También se describen prótesis tibiales en donde la superficie de articulación tibial es una superficie de articulación tibial lateral; y en donde la superficie de articulación tibial lateral es convexa en un plano sagital.

- 5 También se describen prótesis tibiales en donde la al menos una superficie de articulación tibial se inclina generalmente en una dirección anterior-posterior.

- 10 También se describen prótesis tibiales en donde la al menos una superficie de articulación tibial comprende una superficie de articulación medial y una superficie de articulación lateral, y en donde una inclinación de la superficie de articulación medial en la dirección anterior-posterior es diferente de una inclinación de la superficie de articulación lateral en la dirección anterior-posterior.

También se describen prótesis tibiales en donde la superficie de articulación medial se asocia con un inserto medial y la superficie de articulación lateral se asocia con un inserto lateral, en donde un grosor del inserto medial en una parte anterior del inserto medial es diferente de un grosor del inserto lateral en una parte posterior del inserto lateral.

- 15 También se describen prótesis tibiales en donde el inserto medial y el inserto lateral son parte de un kit de insertos que tiene varias inclinaciones en la dirección anterior-posterior.

También se describen prótesis tibiales en donde la al menos una superficie de articulación tibial se asocia con una placa de base tibial.

También se describen prótesis tibiales en donde el grosor del inserto medial en la parte anterior del inserto medial es mayor que el grosor del inserto medial en una parte posterior del inserto medial.

- 20 También se describen prótesis tibiales en donde un grosor del inserto medial en una parte posterior del inserto medial es diferente de un grosor del inserto lateral en una parte posterior del inserto lateral.

También se describen prótesis tibiales en donde el grosor del inserto lateral en la parte anterior del inserto lateral es mayor que el grosor del inserto lateral en una parte posterior del inserto lateral.

- 25 También se describen prótesis tibiales en donde la al menos una superficie de articulación tibial se inclina generalmente en una dirección medial-lateral.

También se describen prótesis tibiales en donde la al menos una superficie de articulación tibial comprende una superficie de articulación medial y una superficie de articulación lateral, y en donde una inclinación de la superficie de articulación medial en la dirección medial-lateral es diferente de una inclinación de la superficie de articulación lateral en la dirección medial-lateral.

- 30 También se describen prótesis tibiales en donde la superficie de articulación medial se asocia con un inserto medial y la superficie de articulación lateral se asocia con un inserto lateral, en donde un grosor del inserto medial en una parte anterior del inserto medial es mayor que un grosor del inserto lateral en una parte anterior del inserto lateral, y en donde el grosor del inserto medial en una parte posterior del inserto medial es diferente del grosor del inserto lateral en una parte posterior del inserto lateral.

- 35 También se describen prótesis tibiales en donde la parte anterior de quilla se posiciona anteriormente sobre la superficie inferior de conexión para acoplarse a hueso cortical anterior cuando se implanta en un paciente.

- 40 También se describen prótesis tibiales que comprenden además al menos una superficie de articulación tibial para articulación con una superficie de articulación condilar femoral de un componente femoral, en donde el componente femoral comprende un cóndilo medial y un cóndilo lateral y en donde al menos uno del cóndilo medial y el cóndilo lateral comprende un chaflán posterolateral.

- 45 Según otras versiones, también se proporciona una prótesis tibial para sustituir al menos parcialmente una parte proximal de una tibia, la prótesis tibial comprende: una superficie de articulación tibial para articulación con una superficie de articulación condilar femoral, en donde la superficie de articulación tibial define un labio mesial que se extiende en una dirección anterior a posterior a lo largo de un borde mesial de la superficie de articulación, en donde el labio mesial se eleva una altura respecto a una parte central correspondiente de la superficie de articulación, en donde la altura con la que se eleva el labio mesial respecto a la parte central correspondiente disminuye en una dirección anterior a posterior, una parte anterior-mesial de la superficie de articulación tibial se conforma al menos parcialmente a la superficie de articulación condilar femoral y una parte posterior-exterior de la superficie de articulación tibial no se conforma sustancialmente a la superficie de articulación condilar femoral.

- 50 También se describen prótesis tibiales en donde la parte anterior-mesial se curva para conformarse al menos parcialmente a la superficie de articulación condilar femoral.

También se describen prótesis tibiales en donde la parte posterior-exterior es sustancialmente plana de manera que

la parte posterior-exterior no se conforma sustancialmente a la superficie de articulación condilar femoral.

También se describen componentes femorales que tienen diversos chaflanes para proporcionar holgura adicional con respecto a la eminencia tibial y el LCP sin disminuir la cobertura de hueso. En algunas versiones, los cóndilos medial y/o lateral del componente femoral comprenden un chaflán posterolateral. En algunas versiones, un reborde anterior del componente femoral puede comprender un chaflán anterolateral en los lados lateral y/o medial.

Áreas adicionales de aplicabilidad resultarán evidentes a partir de la descripción que se proporciona en adelante en esta memoria. Se debe entender que la descripción detallada y los ejemplos específicos, si bien indican ciertas versiones de la invención, están destinados a modo de ilustración únicamente y no pretenden limitar el alcance de la invención.

10 **Breve descripción de los dibujos**

Los dibujos adjuntos, que se incorporan y forman parte de la memoria descriptiva, ilustran ciertas versiones de la invención y junto con la descripción escrita sirven para explicar los principios, las características y los rasgos de las versiones. Cabe señalar que si bien la mayoría o todos los dibujos contenidos en esta memoria ilustran generalmente implantes configurados para uso con la rodilla izquierda del paciente, también se conciben implantes reflejo para uso con la rodilla derecha del paciente e implantes configurados simétricamente para uso con ambas rodillas izquierda y derecha. En los dibujos:

Las figuras 1-3 son vistas isométricas inferiores de un miembro de base tibial según una primera versión que emplea una o más estructuras de manto de cemento o de crecimiento entrante de hueso y una pluralidad de partes de quilla.

Las figuras 4-7 ilustran un miembro de base tibial según una segunda versión que incluye un rebaje de lado inferior para recibir un manto de cemento.

Las figuras 8-11 ilustran un miembro de base tibial según una tercera versión.

Las figuras 12-15 ilustran un miembro de base tibial según una cuarta versión.

Las figuras 16-19 ilustran un miembro de base tibial según una quinta versión.

Las figuras 20-23 ilustran un miembro de base tibial según una sexta versión.

Las figuras 24-29 ilustran un miembro de base tibial según una séptima versión, el miembro de base tiene una parte de pared anterior configurada para contactar en una parte externa de hueso cortical adyacente a la corteza anterior de la tibia.

Las figuras 30-35 y 47 ilustran un miembro de base tibial según una octava versión, el miembro de base tibial tiene tres partes de quilla.

Las figuras 36 y 37 ilustran un miembro de base tibial según una novena versión, que incluye escalones, texturas, o rasgos ásperos provistos en las partes de quilla.

Las figuras 38-46 ilustran el miembro de base tibial de las figuras 30-35, y 47, mostrado ensamblado con insertos tibiales de articulación medial y lateral.

La figura 48 ilustra una etapa de ensamblar la prótesis tibial de retención de bicruzado mostrada en las figuras 38-46.

Las figuras 49-52 son vistas frontales en sección transversal coronal que ilustran esquemáticamente geometrías de emparejamiento entre un miembro de base tibial y una eminencia tibial según diversas versiones.

La figura 53 es una vista coronal frontal de una prótesis tibial de retención de bicruzado mostrada implantada en una parte proximal de tibia.

Las figuras 54 y 55 ilustran vistas posteriores de un inserto tibial lateral.

La figura 56 ilustra una vista sagital lateral del inserto lateral de las figuras 54 y 55.

La figura 57 muestra una vista en sección transversal coronal del inserto lateral de las figuras 54-56 cuando se ve desde el lado anterior.

La figura 58 muestra una vista en sección transversal sagital del inserto lateral cuando se ve desde el lado lateral.

Las figuras 59 y 61 son vistas posteriores de un inserto tibial medial.

La figura 60 es una vista sagital medial del inserto medial de las figuras 59 y 61.

La figura 62 muestra una vista en sección transversal coronal del inserto medial cuando se ve desde el lado anterior.

ES 2 695 400 T3

La figura 63 muestra una vista en sección transversal sagital del inserto medial cuando se ve desde el lado medial.

Las figuras 64-66 ilustran gráficamente la cinemática de una versión de un implante femoral cuando se usa conjuntamente con la prótesis tibial de retención de bicruzado mostrada en las figuras 38-46.

Las figuras 67a-67q ilustran la cinemática de las figuras 64-66 para diversos ángulos de flexión.

5 La figura 68 es una vista anterior de una versión de una prótesis de rodilla de retención de bicruzado (de repuesto de LCA y LCP).

La figura 69 es una vista anterior de una versión de una prótesis de rodilla de retención de cruzado (de repuesto de LCP).

10 Las figuras 70 y 71 son vistas anteromediales de la prótesis de rodilla de retención de bicruzado y de retención de cruzado de las figuras 68 y 69, respectivamente.

Las figuras 72 y 73 son vistas posteromediales de la prótesis de rodilla de retención de bicruzado y de retención de cruzado de las figuras 68 y 69, respectivamente.

15 Las figuras 74 y 75 son vistas posteriores de la prótesis de rodilla de retención de bicruzado y de retención de cruzado de las figuras 68 y 69, respectivamente, que muestran chaflanes opcionales de holgura proporcionados al componente femoral.

La figura 76 es una vista superior de un cóndilo femoral medial que ilustra en sección transversal parcial un chaflán posterolateral opcional según algunas versiones.

Las figuras 77 y 78 son vistas sagitales laterales de la prótesis de rodilla de retención de bicruzado y de retención de cruzado de las figuras 68 y 69, respectivamente.

20 Las figuras 79 y 80 son vistas posterolaterales de la prótesis de rodilla de retención de bicruzado y de retención de cruzado de las figuras 68 y 69, respectivamente.

La figura 81 es una vista superior del componente femoral mostrado en las figuras 67a- 80.

Las figuras 82-84 muestran diversas vistas en perspectiva de los insertos medial y lateral de las figuras 54-63.

25 La figura 85 muestra un implante de rodilla bicompartimental según otra versión que emplea un inserto medial según algunas versiones y que se puede usar conjuntamente con un miembro de base tibial unicondilar medial (no se muestra) y que como alternativa se puede configurar como implante de rodilla bicompartimental lateral (no se muestra).

La figura 86 muestra un implante de rodilla unicondilar medial según otra versión, que emplea un inserto medial según algunas versiones y que se puede usar conjuntamente con un miembro de base tibial unicondilar medial (no se muestra).

30 La figura 87 muestra un implante de rodilla unicondilar lateral según otra versión, que emplea un inserto lateral según algunas versiones y que se puede usar conjuntamente con un miembro de base tibial unicondilar lateral (no se muestra).

La figura 88 muestra una prótesis de retención de bicruzado monolítica según una versión, en donde el miembro de base tibial comprende superficies de articulación formadas integralmente.

35 La figura 89 muestra una prótesis de retención de bicruzado monolítica según una versión, en donde el miembro de base tibial es un aumento total o parcialmente poroso que comprende superficies de articulación formadas integralmente.

Las figuras 90a-90e muestran diversas vistas sagitales en sección transversal de un inserto lateral cuando se ve desde el lado medial.

40 Las figuras 91a-91k muestran diversas vistas en sección transversal coronal de un inserto lateral cuando se ve desde el lado posterior.

Las figuras 92a-92e muestran diversas vistas sagitales en sección transversal de un inserto medial cuando se ve desde el lado lateral.

45 Las figuras 93a-93m muestran diversas vistas en sección transversal coronal de un inserto medial cuando se ve desde el lado posterior.

La figura 94 es una vista sagital medial de un componente femoral según una versión.

Las figuras 95a-95k son diversas vistas en sección transversal coronal tomadas a lo largo de las líneas A-A a K-K,

respectivamente, de la figura 94.

La figura 96 es una vista en perspectiva de una tibia resecada preparada para recibir el miembro de base tibial de las figuras 30-35 y 47.

5 Las figuras 97-98 son vistas isométricas inferiores de un miembro de base tibial según una décima realización que incluye uno o más tacos.

La figura 99 es una vista en sección transversal sagital de un inserto lateral según una realización.

La figura 100 es una vista en sección transversal sagital de un inserto medial según una realización.

Descripción detallada

10 La siguiente descripción es de naturaleza meramente ejemplar de ciertas versiones seleccionadas y de ningún modo pretende limitar la invención, su aplicación, o usos.

1. Miembros de base tibial

Las figuras 1-46 y 97-98 muestran diversas versiones no limitativas de miembros de base tibial, algunos de cuyos rasgos se tratan más adelante.

15 Las figuras 1-3 muestran el lado inferior de una primera versión de un miembro de base tibial. Generalmente, el miembro de base 10 incluye una parte medial 12a, una parte lateral 12b, y una parte de conexión 12c. En esta versión particular, el miembro de base 10 tiene una forma asimétrica en algunos aspectos. Por ejemplo, como se muestra en la figura 3, la parte medial 12a es más grande que la parte lateral 12b y aspectos de la parte medial 12a se extienden además anteriormente respecto a la parte lateral 12b. En otras versiones, el miembro de base puede reflejar otras asimetrías o puede ser simétrico.

20 El miembro de base 10 de las figuras 1-3 incluye labios 15a y 15b que definen una parte recortada 8 entre la parte medial 12a y la parte lateral 12b, que puede proporcionar holgura para una eminencia tibial conservada, o partes de la misma. En la versión mostrada en las figuras 1-3, la parte recortada central 8 es aproximadamente de un cuarto a un tercio de la anchura medial-lateral tibial y así se configura para permitir que una mayor parte de la eminencia tibial sobresalga a través, aunque, en algunas versiones, puede ser deseable resecar al menos partes anteriores de la eminencia. Por ejemplo, en algunas versiones, una parte anterior de la eminencia tibial puede ser resecada a ras con las resecciones medial y lateral de hueso tibial para proporcionar espacio para la parte de conexión 12c. La cantidad de hueso tibial retirada para proporcionar espacio para una parte de conexión 12c puede estar, en algunas versiones, en el intervalo de 1/5 a 1/8 de la dimensión total anterior a posterior de la eminencia tibial antes de la preparación de hueso. En esta versión particular, la parte de conexión 12c se diseña para conservar y proteger hueso alrededor del punto de conexión de LCA, así como eliminar elevadores de tensión.

30 Como se muestra, la parte recortada central 8 está generalmente centrada en una dirección medial-lateral del miembro de base tibial 10, lo que facilita mantener las anchuras medial/lateral de las partes medial 12a y lateral 12b generalmente iguales (y, en algunas versiones, las anchuras medial/lateral de insertos usados conjuntamente con el miembro de base 10). En otras versiones, no es necesario que las partes medial 12a y lateral 12b sean de dimensiones medial/lateral iguales.

35 El miembro de base 10 mostrado en las figuras 1-3 incluye una quilla que se extiende distalmente desde el mismo. En algunas versiones, la quilla puede facilitar la fijación y retención del miembro de base a la tibia del paciente. En algunas versiones, la quilla puede añadir fortaleza, rigidez torsional y estabilidad al miembro de base. En la versión particular mostrada, las partes de quilla 14a y 16a se extienden desde la parte medial 12a del miembro de base, las partes de quilla 14b y 16b se extienden desde la parte lateral 12b, y la parte de quilla 14c se extiende desde la parte de conexión 12c.

40 En algunas versiones, las partes de quilla se pueden extender en un ángulo entre aproximadamente 90 grados y aproximadamente 45 grados con respecto al lado inferior del miembro de base 10, aunque también son posibles ángulos más o menos pronunciados. En algunas versiones, las partes de quilla se pueden extender distalmente en el mismo ángulo general o se pueden extender en ángulos diferentes relativamente entre sí. En algunas versiones, las partes de quilla pueden ser simétricas relativamente entre sí, o se pueden configurar asimétricamente para adaptarse a la anatomía ósea o por otras razones. Otras versiones de miembro de base (tratadas por debajo) pueden tener más o menos partes de quilla que el miembro de base 10 de las figuras 1-3 y/o tener partes de quilla de diferentes configuraciones.

50 En la versión particular de las figuras 1-3, y como se muestra mejor en la figura 3, la aleta anterior 14c se angula en una dirección medial-lateral de manera que partes mediales de la aleta anterior 14c se posicionan más anteriormente que partes laterales. La aleta anterior 14c también se inclina en una dirección anterior/superior a posterior/inferior, algunas de las razones para ello se describen en conexión con últimas versiones descritas en esta memoria. La aleta anterior 16c también incluye una hendidura distal 13 (véase la figura 2) para optimizar la flexibilidad, reducir material,

mejorar la distribución de tensiones y/o proporcionar estabilidad rotacional adicional.

El miembro de base de las figuras 1-3 incluye partes de quilla 16a, 16b que se extienden distalmente desde las partes medial 12a y lateral 12b del miembro de base 10, que, en algunas versiones, puede mejorar la estabilidad y/o la rigidez del miembro de base 10 contra fuerzas que pueden ser ejercidas sobre el mismo, tales como fuerzas que tienen al menos una componente en una dirección anterior y/o posterior. En algunas versiones, aunque no necesariamente todas, puede ser deseable una mejor estabilidad en la dirección anterior-posterior, porque ciertos componentes femorales (tales como el componente femoral 400 mostrado en las figuras 67A-D) pueden, en algunos casos y usos, impartir tales fuerzas sobre los componentes tibiales usados con los mismos. En algunas versiones, el ángulo de inserción y el posicionamiento de la una o más partes de quilla 16a, 16b se pueden optimizar en espacio para mejor fijación y mejor encaje tibial, así como estabilidad anterior-posterior y rotacional dentro del hueso. También se contemplan geometrías para las partes de quilla 16a, 16b distintas a las mostradas explícitamente en las figuras.

El miembro de base tibial 10 según algunas versiones puede tener acabados superficiales que se optimizan para uso con técnicas cementadas o no cementadas. En algunas versiones, los miembros de base tienen superficies lisas o pulidas, o pueden tener un acabado superficial granallado, u otros acabados superficiales ásperos y texturas tales como crestas, surcos, etapas, acanaladuras, espinas, púas, y combinaciones de los mismos. Las superficies inferior o distal de la parte medial 12a y la parte lateral 12b también pueden comprender estructuras de crecimiento entrante óseo tales como superficies porosas de crecimiento entrante con o sin hidroxiapatita. En algunas versiones, se pueden proporcionar uno o más bolsillos en la superficie inferior distal o inferior del miembro de base para acomodar un manto de cemento para técnicas cementadas. El uno o más bolsillos pueden incluir medios para aumentar el área superficial de contacto entre el implante y un manto de cemento, tales como un patrón de barquillo, surcos, crestas, entrantes, socavones, partes porosas, protuberancias, o bultos 15c, que pueden ser un material metálico poroso o parte de superficie tratada de la estructura.

Las partes de quilla 14a, 14b, 14c, 16a y 16b mostradas en las figuras 1-3 incluyen superficies de cara exterior 14a', 14b', 14c', 16a', 16b' respectivamente y superficies de cara interior 14a", 14b", 14c", 16a", 16b" respectivamente. En algunas versiones, estas superficies de cara pueden contener superficies porosas de crecimiento entrante, tratamientos superficiales rugosos, hidroxiapatita o biología para una mejor fijación. En algunas versiones, las superficies de cara interior 14a", 14b", 14c", 16a", 16b" y exterior 14a', 14b', 14c', 16a', 16b' pueden ser paralelas entre sí, o se pueden extender en ángulos agudos relativamente entre sí. Si bien se muestran generalmente planas, las superficies de cara 14a", 14b", 14c", 16a", 16b", 14a', 14b', 14c', 16a', 16b' de las partes de quilla 14a, 14b, 14c, 16a, 16b, respectivamente, puede ser superficies más complejas de loma en B o arqueadas.

El miembro de base 10 de las figuras 1-3 incluye curvas o miembros de refuerzo 18 ubicados entre la parte anterior de quilla 14c y la parte medial de quilla 14a y la parte lateral de quilla 14b, que pueden, en algunas versiones, ayudar a minimizar la cantidad de hueso retirada necesaria para acomodar el implante. Por ejemplo, en el lado medial, la curvatura estratégica del miembro de refuerzo 18a ayuda a mantener el borde inferior de las partes de quilla alejado del hueso tibial cortical. De esta manera, los miembros de refuerzo 18 forman áreas de transición entre la parte anterior de quilla 14c y la parte medial de quilla 14a, y entre la parte anterior de quilla 14c y la parte lateral de quilla 14b.

Las figuras 4-7 ilustran otra versión de un miembro de base tibial-miembro de base 20. Como la versión de las figuras 1-3, el miembro de base tibial 20 incluye una parte medial 22a desde la que se extiende una aleta medial 24a, una parte lateral 22b desde la que se extiende una aleta lateral 24b, y una parte de conexión (o anterior) 22c desde la que se extiende una aleta anterior 24c. El miembro de base 20 también puede comprender aleta medial oblicua 26a y aleta lateral oblicua 26b. Como la versión de las figuras 1-3, la aleta anterior 24c puede incluir una hendidura distal 23 (mostrada en la figura 6). Las superficies superiores del miembro de base 20 pueden comprender una parte de trabado medial 22a' y una parte de trabado lateral 22b' en forma de rebajes que se configuran para recibir insertos medial y lateral, respectivamente. El miembro de base 20 también incluye superficie de contacto de hueso medial 22a" y superficie de contacto de hueso lateral 22b" para un manto de cemento o que puede ser una superficie porosa de crecimiento entrante.

Los miembros de refuerzo 28a, 28b son de forma generalmente cilíndrica para facilitar la preparación de hueso. Por ejemplo, se pueden usar taladros o escariadores de diámetro pequeño para preparar el hueso para aceptar las regiones más gruesas que forman las intersecciones entre las partes de quilla 24a, 24c, y 24b. Formas arqueadas cilíndricas y lisas para el miembro de refuerzo 28a, 28b generalmente aumentan la fortaleza en las esquinas del recorte entre las partes medial 24a y lateral 24b, que, en algunas versiones, pueden ser áreas de altas tensiones.

Las figuras 8-11 ilustran una tercera versión, miembro de base tibial 30, que tiene rasgos similares a los miembros de base 10 y 20 descritos anteriormente. El miembro de base 30 incluye un labio de eminencia medial 39a, un labio de eminencia lateral 39b y un labio de eminencia anterior 39c, mostrados en las figuras 8 y 11, que se pueden proporcionar alrededor del área recortada de eminencia para aumentar la fortaleza global del miembro de base 30 a lo largo de sus bordes interiores. Esta fortaleza añadida puede ser particularmente importante en algunas versiones para resistir fuerzas torsionales u otras ejercidas sobre el miembro de base 30 cuando es cargado posteriormente.

Las figuras 12-15 ilustran una cuarta versión, miembro de base 40, que tiene rasgos similares a los miembros de base descritos anteriormente con algunas variaciones. Como ejemplo, como se muestra en la figura 14, la hendidura 43 es

más pronunciada. La configuración de los miembros de refuerzo 48a, 48b también es diferente, ya que los miembros de refuerzo 48a, 48b se extienden posteriormente y también se extienden más en sentido distal que las partes de quilla, tales como la parte medial de quilla 44a, como se muestra en la figura 15.

5 Las figuras 16-19 ilustran una quinta versión, miembro de base 50, que también tiene rasgos similares a los miembros de base descritos anteriormente con algunas variaciones. Como ejemplo, como se muestra en la figura 17, los miembros de refuerzo 58a y 58b son más pronunciados. Además, como se muestra en la figura 17, se posicionan aletas oblicuas 56a y 56b de manera diferente con respecto a las partes medial y lateral 52a, 52b que en otras versiones.

10 Las figuras 20-23 ilustran una sexta versión, miembro de base 60, que tiene rasgos similares a los miembros de base descritos anteriormente con algunas variaciones. Por ejemplo, el miembro de base 60 incluye una aleta medial 64a, una aleta anterior 64c y una aleta lateral 64b, pero no incluye aletas oblicuas. Como se muestra en la figura 22, la aleta anterior 64c incluye surcos u otras modificaciones de superficie. El miembro de base 60 también incluye un labio de eminencia anterior 69c, que se extiende proximalmente desde una superficie superior del miembro de base (como se muestra en las figuras 22-23).

15 Las figuras 24-29 ilustran una séptima versión, miembro de base 70, que tiene rasgos similares a los miembros de base descritos anteriormente con algunas variaciones. El miembro de base 70 incluye una aleta medial 74a, una aleta anterior 74c, una aleta lateral 74b, y aletas oblicuas 76a, 76b, que se extienden en un ángulo desde las aletas medial y lateral 74a, 74b, respectivamente. La aleta anterior 74c se posiciona más anteriormente que en otras versiones, para acoplar hueso cortical anterior sobre su superficie interior 74c" y sentar en una superficie de hueso cortical externo adyacente a la corteza anterior. El miembro de base 70 incluye un labio de eminencia medial 79a, un labio de eminencia lateral 79b, y un labio de eminencia anterior 79c, mostrados en las figuras 26 y 29, que se pueden proporcionar a lo largo de los lados medial y lateral de la eminencia área recortada para aumentar la fortaleza global del miembro de base 70 a lo largo de bordes interiores.

25 Las figuras 30-35 y 47 ilustran una octava versión, miembro de base 80, que tiene tres partes de quilla, la parte medial de quilla 84a, la parte anterior de quilla 84c y la parte lateral de quilla 84b. La figura 96 ilustra una tibia reseca 220 preparada para recibir el miembro de base 80. Como se muestra en la figura 96, la eminencia tibial 222 está intacta. Como se muestra en la figura 35, la parte anterior de quilla 84c se extiende aún más distalmente que las partes medial y lateral de quilla 84a, 84b, que, en algunas versiones, puede mejorar la fijación. Adicionalmente, y como con algunas de las versiones anteriores, la parte anterior de quilla 84c está angulada y se extiende en una dirección superior-anterior a inferior-posterior (véase la figura 35) en relación al plano de resección tibial y/o el lado inferior de la parte anterior 82c, que puede, en algunas versiones, facilitar el aumento de la profundidad de la parte de quilla para fortaleza y fijación sin interferir negativamente con la corteza anterior de la tibia, y, en algunas versiones, sin que sea necesario que la parte de conexión 82c sea ubicada tan lejos posteriormente que interferiría con el punto de conexión de LCA en la eminencia. En algunas versiones, la inclinación de la parte anterior de quilla 84c ayuda a impedir la penetración del hueso cortical anterior de la parte proximal de tibia, o división o agrietamiento de la parte proximal de tibia durante la inserción e impacto. En algunas versiones, la inclinación de la parte anterior de quilla 84c aumenta la cantidad de hueso conservado entre la aleta anterior 84c y el hueso cortical tibial anterior. En esta versión particular, el ángulo α entre la superficie interior 84c" de la parte anterior de quilla 82c y una superficie inferior de contacto en hueso 82a", 82b" del miembro de base 80 está entre aproximadamente 50 y aproximadamente 90 grados, y más preferiblemente entre aproximadamente 65 y aproximadamente 75 grados, por ejemplo aproximadamente 70 grados. En algunas versiones, la parte medial de quilla 84a y la parte lateral de quilla 84b también se extienden en un ángulo inferior-posterior en algunos aspectos, p. ej. las superficies superiores de esas partes de quilla.

45 Como se muestra mejor en la figura 35, en algunas versiones, la cara posterior de la parte de conexión anterior 84c (que está adyacente al labio 89c) y el lado posterior 84c" de la parte anterior de quilla 84c pueden no intersectar en el nivel del plano de resección tibial proximal, para, en algunas versiones, ayudar a evitar el debilitamiento de la parte anterior de la eminencia tibial durante la preparación de la parte anterior de quilla o provocar fractura. En otras palabras, la intersección de estas dos superficies está desplazada una distancia predeterminada (r - mostrada en la figura 35) para asegurar que la preparación del hueso para la parte anterior de quilla 82c no comprometa la eminencia conservada.

50 Como también se muestra en las figuras 34 y 35, el ángulo θ entre el labio 89c de la parte de conexión anterior 82c y una superficie inferior de contacto en hueso 82a", 82b" del miembro de base 80, en esta versión particular, está entre aproximadamente 60 y aproximadamente 90 grados, y más preferiblemente entre aproximadamente 82 y aproximadamente 88 grados, por ejemplo aproximadamente 85 grados. Este ángulo θ crea eficazmente un socavón para aumentar la cantidad de hueso conservada en la parte de base anterior de una eminencia anterior preparada y de ese modo reducir las tensiones en hueso. En otras palabras, el corte anterior de la eminencia es en disminución en algunas versiones de manera que el área de base de la eminencia es mayor que su área proximal, lo que mejora la resistencia a extracción de la eminencia 222. El socavón formado por el ángulo θ también puede permitir que cemento óseo, masilla u otros materiales biológicos fluyan fácilmente a la regiones de base anterior de la eminencia 222 fortaleciendo y rellenando de ese modo elevadores de tensión que se pueden ubicar en la esquina de la base de la eminencia anterior donde el corte óseo de eminencia anterior se encuentra a la resección proximal de tibial. El material colocado o compactado dentro y alrededor del ángulo θ de socavón entre el hueso y el miembro de base tibial

80 también puede retener partes del hueso una vez implantado, impedir el micromovimiento del miembro de base tibial 80, y evitar el hundimiento. Como se ha indicado previamente, los ángulos mencionados anteriormente y otros rasgos geométricos se pueden alterar para adecuarse óptimamente a la anatomía individual del paciente.

Como se muestra mejor en la figura 30, el ángulo γ entre la aleta anterior 84c y la interior de la parte medial 82a de esta versión particular está entre aproximadamente 75 y aproximadamente 90 grados, y más preferiblemente entre aproximadamente 82 y aproximadamente 88 grados, por ejemplo aproximadamente 85,5 grados. Como se muestra mejor en la figura 32, el ángulo β entre la parte de conexión anterior 82c y el interior de la parte lateral 82b, en esta versión particular, está entre aproximadamente 90 y aproximadamente 120 grados, y más preferiblemente entre aproximadamente 92 y aproximadamente 98 grados, por ejemplo aproximadamente 95 grados. En otras palabras, el borde anterior de la parte recortada entre las partes medial 82a y lateral 82b se angula de manera que el lado medial de la parte de conexión 82c se encuentra más anteriormente que el lado lateral de la parte de conexión 82c. El espacio anterior adicional en el lado anteromedial de la parte recortada del miembro de base 80, en esta versión particular, proporciona mejor holgura para el LCA, que generalmente se ubica más anteriormente sobre lados mediales de la región de conexión de LCA. El lado lateral posicionado más posteriormente de la parte de conexión 82c también evita la interferencia con la conexión del fardo posterolateral del LCA y proporciona más material en el lado lateral para mejorar la fortaleza del diseño asimétrico. Para miembros de base tibial habituales o específicos de paciente, los ángulos mencionados anteriormente y otros rasgos geométricos pueden ser alterados para adecuarse óptimamente a la anatomía individual del paciente. Tales cambios se pueden hacer para satisfacer el equilibrio apropiado entre conservación y fortaleza de hueso.

En la versión mostrada en las figuras 30-35 y 47, las partes de quilla 84a, 84b, 84c se ensanchan o engrosan a medida que se aproximan a una intersección con las otras partes de quilla. En algunas versiones, tales como en la versión de las figuras 30-35, estas curvas y transiciones de los miembros de refuerzo 88a, 88b en los lados de la parte anterior 82c del miembro de base 80 reducen los elevadores de tensión conforme las partes de superficie superior e interior del miembro de base 80 hacen una transición a la parte anterior 82c desde los lados medial 82a y lateral 82b, donde el grosor de material es limitado, para conservar grosores mínimos de inserto tibial y permitir que los insertos se deslicen dentro y se acoplen a las partes de trabado 82a', 82b' desde el lado anterior.

Como se muestra mejor en la figura 35, la altura superior-inferior de las partes medial 84a y lateral 84b de quilla generalmente puede disminuir posteriormente para proporcionar, en algunas versiones, una distribución optimizada de tensiones y suficiente flexibilidad para impedir la osteopenia. Además, las partes de quilla 84a, 84b, 84c generalmente se angulan en una dirección anterior-posterior para proporcionar soporte para las partes medial 82a y lateral 82b del miembro de base tibial 80. Los ángulos y el posicionamiento de las partes de quilla 84a, 84b, 84c en ambas direcciones anterior-posterior y medial-lateral, en al menos algunas versiones, proporcionan al menos algún grado de equilibrio entre: (a) soportar la parte central de cada parte de lado 82a, 82b del miembro de base 80 durante la carga posterior del miembro de base 80; y (b) soportar partes de borde de las partes medial y lateral 82a, 82b del miembro de base 80 durante carga extrema de borde ya sea en el lado medial o lateral del miembro de base 80. Además, los ángulos y el posicionamiento de las partes de quilla 84a, 84b, 84c se pueden diseñar para soportar tales cargas sin necesitar una parte anterior de quilla 84c relativamente ancha, que de otro modo podrían interferir con la corteza anterior, o sobresalir a través de ésta, de la tibia 220 si se hace demasiado ancha. Si bien las ilustraciones muestran que el borde inferior de las partes de quilla de lado angulado 84a, 84b es un borde recto, la forma de los bordes distales puede ser curvada o escalonada en otras versiones de manera que el cambio de profundidad de las partes medial y lateral de quilla 84a, 84b es una función no lineal con respecto a la distancia posterior. Bordes inferiores curvados o escalonados de las partes de lado de quilla 84a, 84b (tal como se muestra en la versión de la figura 7) pueden permitir una mejor optimización de distribuciones de tensiones dentro del miembro de base tibial 80.

En algunas versiones, tales como la ilustrada en las figuras 30-35 y 47, las partes medial y lateral de quilla 84a, 84b pueden tener una o más bandas de refuerzo 85a, 85b que conectan carriles periféricos de cemento 87a, 87b a las partes de quilla 84a, 84b (figuras 34-35). Las bandas de refuerzo 85a, 85b pueden ser ubicadas estratégicamente para pasar bajo puntos de gran tensión, tales como en las esquinas de las partes de trabado 82a', 82b' (figuras 32-33), que puede ser, por ejemplo, rebajes o bolsillos recortados ubicados en el lado proximal de las partes medial 82a y lateral 84a y que se configuran para recibir insertos tibiales medial y lateral 110, 120 (tratados más adelante). Aunque no se ilustra, las bandas 85a, 85b también se pueden proporcionar en las partes de bolsillo superiores de las partes de trabado 82a', 82b', siempre que lados inferiores de los insertos tibiales 110, 120 también estén provistos de rebajes complementarios para permitir holgura para las bandas 85a, 85b.

Como se muestra en la figura 34, se pueden proporcionar esquinas redondeadas, curvas de unión, o cintas 81a, 81b entre partes de labio de eminencia 89a, 89b, 89c del miembro de base tibial 80 para formar las superficies interiores de la parte recortada configurada para recibir la eminencia tibial. Dichas esquinas redondeadas, curvas de unión o cintas 81a, 81b pueden, en algunas versiones, reducir los elevadores de tensión en esas áreas venciendo de ese modo los fallos asociados con las esquinas brucas típicas de diseños anteriores de retención de bicruzado. La cantidad de redondeo de las esquinas, en algunas versiones, puede evitar que se provoque la interferencia entre el implante y el punto de conexión de ligamento cruzado anterior en la tibia 220.

Además, como con otras versiones, se pueden proporcionar paredes levantadas o partes de labio de eminencia 89a, 89b, 89c a lo largo de los lados medial y lateral del área recortada de eminencia (véase, p. ej. la figura 33) para

5 aumentar la fortaleza global del miembro de base 80 a lo largo de los bordes interiores. Esta fortaleza añadida puede facilitar, en al menos algunas versiones, la resistencia a tensiones y otras fuerzas sobre el miembro de base 80 cuando es cargado posteriormente. Además, las partes de labio de eminencia 89a, 89b, 89c, cuando se combinan con superficies inferiores 82a", 82b", puede facilitar la creación de una frontera más grande para un manto de cemento y permitir que el manto de cemento crezca a lo largo de la base de una eminencia tibial preparada. Este cemento extra a lo largo de las esquinas de base y lados de la eminencia tibial y entre la eminencia y el miembro de base 80 puede mejorar generalmente la resistencia a fractura de eminencia. Las paredes levantadas o partes de labio de eminencia 89a, 89b, 89c pueden servir además para aislar insertos tibiales tanto del manto de cemento como de las paredes verticales de la eminencia tibial preparada, y servir también como contrafuertes para la estabilización de los insertos tibiales en la dirección medial-lateral.

10 La parte de conexión anterior 82c puede definir una forma sagital generalmente trapezoidal, tanto en sección transversal sagital (véase, p. ej. la figura 35) como cuando se ve superiormente (véase, p. ej. la figura 33). En esta versión, la parte anterior 82c es más ancha (dimensión medial-lateral) hacia la posterior. Tales geometrías pueden, en algunas versiones, ayudar a limitar la concentración de tensiones en la parte anterior 82c y promover una distribución más uniforme del tensión al alentar que los tensiones fluyan más anteriormente a regiones donde hay menos elevadores de tensión.

15 En esta versión particular, la parte de conexión anterior 82c del miembro de base tibial 80 se inclina para ser más gruesa (dimensión superior-inferior) hacia la posterior, que, en algunas versiones, puede aumentar la fortaleza del miembro de base 80 próximo al borde de la eminencia recorte, mientras todavía proporciona más flexibilidad en partes anteriores del miembro de base 80 para una distribución uniforme de tensiones cuando el miembro de base 80 es cargado posteriormente. Por ejemplo, si una de la parte medial 82a o la parte lateral 82b se carga posteriormente más que la otra (p. ej., en flexión profunda), entonces pueden surgir fuerzas torsionales en la parte anterior 82c. En tales situaciones, la flexibilidad creada desde un trozo anterior más delgado de la parte anterior 82c distribuye más uniformemente las tensiones torsionales, y la parte posterior más gruesa de la parte anterior 82c y el labio de eminencia anterior elevado 89c proporciona fortaleza y rigidez extra.

20 La figura 41 muestra el miembro de base tibial 80 con insertos tibiales 110 y 120 montados sobre el mismo. Como se muestra en la figura 41, la transición desde la parte de labio más gruesa 89c de la parte anterior 82c a los labios de eminencia más rebajados medial 89a y lateral 89b proporciona material adicional en el área de alta tensión en las esquinas de la parte recortada de eminencia del miembro de base 80. Por lo tanto, los labios medial 89a y lateral 89b pueden ser más cortos que la parte anterior 82c y el labio de eminencia anterior 89c sin afectar negativamente a la fortaleza del miembro de base tibial 80. Además, reducir la altura de los labios medial 89a y lateral 89b podría impedir el contacto entre las partes superiores de los labios 89a, 89b y el componente femoral 400, especialmente en casos donde se utilizan insertos poliméricos delgados 110, 120.

25 Volviendo a las figuras 32-33, el lado superior o proximal del miembro de base tibial 80 puede incluir una parte de trabado de meseta medial 82a' y una parte de trabado de meseta lateral 82b' que cada una tiene un detalle de trabado que sirve para asegurar un inserto tibial polimérico. Tales detalles de trabado pueden incluir, por ejemplo, uno o más socavones, uniones en cola de milano, conexiones macho-hembra, surcos, crestas, conexiones de encaje a presión, púas, enganches, tacos, imanes, y otros medios de conexión reconocidos en la técnica. Detalles de trabado pueden permitir un movimiento moderado rotacional o traslacional de los insertos para aplicaciones de apoyo móvil como se tratará más adelante. Las figuras 38-46 ilustran el miembro de base tibial 80 ensamblado con inserto articulado medial 110 e inserto articulado lateral 120. En algunas versiones, las periferias del miembro de base tibial 80 y/o insertos tibiales 110, 120 se alinean cercanamente con la periferia de la parte proximal de tibia reseca.

30 Si bien no se muestra, las superficies superiores del miembro de base tibial 80 se pueden configurar para uso con apoyos móviles. En otras palabras, las partes de trabado medial y lateral, en ciertas versiones, pueden estar provistas de unos medios para asegurar los insertos medial y lateral al miembro de base, mientras permiten algún movimiento rotacional finito de los insertos. Tales medios pueden incluir, por ejemplo, una conexión macho a hembra tales como una configuración de espiga en agujero o un socavón circular que traba los insertos en 5 grados de libertad, mientras todavía permite rotación controlada de los insertos respecto al miembro de base. Se pueden proporcionar otros medios, tales como pistas y seguidores, que permiten la traslación controlada de los insertos en una cualquiera o más de las direcciones anterior-posterior y medial-lateral.

35 Las figuras 36-37 ilustran una novena versión de una placa de base tibial, placa de base tibial 90. Como con algunas de las versiones anteriores descritas en esta memoria, la placa de base tibial 90 incluye partes de quilla que se expanden hacia atrás. En esta versión particular, las partes de quilla 94a, 94b, 94c están escalonadas para aumentar la compresión de hueso durante la inserción de implante y para crear zonas de tensión aumentada en las esquinas de los escalones. El miembro de base 90 que tiene partes de quilla escalonadas 94a, 94b, 94c también puede incentivar una mejor fijación para ambas aplicaciones cementadas y sin cemento. La instrumentación usada para preparar la tibia para recibir un miembro de base tibial puede incluir, en algunas versiones, un troquel que está o no escalonado para proporcionar más o menos interferencia y acoplamiento de encaje a presión.

40 Las figuras 97-98 ilustran una décima versión de una placa de base tibial, placa de base tibial 1700. Como con algunas de las versiones anteriores descritas en esta memoria, la placa de base tibial 1700 incluye partes de quilla que se

expanden hacia atrás. Esta versión particular también incluye tacos 1710 u otra estructura adecuada para proporcionar fijación aumentada con la tibia preparada 220.

5 Las figuras 49-52 son vistas en sección transversal coronal frontal que muestra las geometrías de emparejamiento entre miembros de base tibial 80a-80d, tales miembros de base tienen labios de eminencia medial 89a-89a'" y labios de eminencia lateral 89b'-89b'"', respectivamente, y una eminencia tibial 222 de una tibia preparada 220. Como se muestra en las figuras, se conserva uno o ambos del ligamento cruzado anterior (LCA) 310 y el ligamento cruzado posterior (PLC) 320. La figura 53 es una vista coronal frontal de un miembro de base tibial 80 ensamblado con insertos 110, 120 con respecto a una tibia preparada 220 y la eminencia tibial 222.

10 En algunas versiones, la longitud y ángulo relativos de la parte anterior de quilla se puede optimizar basándose en datos recogidos. Se ha encontrado que dada una longitud fija de parte anterior de quilla, aumentar el ángulo de la parte anterior de quilla desde la vertical generalmente aumenta la cantidad que la parte anterior de quilla socava la eminencia tibial anterior, y que demasiado ángulo puede reducir la fortaleza del miembro de base. Si demasiado de la parte anterior de quilla socava la eminencia, la eminencia también puede verse comprometida. Algunas de las versiones del miembro de base tibial se lograron mediante la combinación de optimizar las formas para distribuir la
15 tensión más eficientemente por todo el miembro de base, refinar la fortaleza objetivo analizando diseños previos de miembro de base tibial que se sabía que fracturaban, y ejecutar simulaciones por ordenador de un modo iterativo. Los aportes recibidos durante talleres sobre cadáveres se usaron para identificar la cantidad y las áreas para retirada de hueso que fueron aceptables desde una perspectiva anatómica, y dicha información también se usó para determinar el número, las geometrías y la orientación óptimos de las partes de quilla para aumentar la fortaleza y mejorar la
20 fijación inicial en diversas versiones. Los inventores tuvieron en consideración la fabricación del mismo diseño de miembro de base tibial de diversos materiales con alta y baja resistencia a la fatiga a fin de aumentar la robustez del diseño independientemente de la fortaleza y las propiedades del material.

25 La forma particular de la quilla entera seleccionada, combinada con el ángulo de la parte anterior de quilla, que en algunas versiones es de aproximadamente 70 grados, crea esencialmente un rasgo de "autoanclaje". En otras palabras, como la parte anterior de quilla socava el hueso esponjoso (respecto a la meseta proximal de tibial), proporciona fuerzas de sujeción para contrarrestar las fuerzas de extracción.

30 También se describen métodos para implantar una prótesis tibial. El método incluye las etapas de determinar una profundidad de resección, determinar una orientación espacial preferida para la prótesis, reseca las partes óseas de meseta tibial medial y lateral sin comprometer la eminencia tibial y el LCA/LCP conectado a la misma, brochar partes de recepción necesarias para la aceptación de uno o más rasgos de fijación proporcionados en el lado inferior de la prótesis tibial, e instalar la prótesis tibial usando técnicas cementadas o sin cemento.

2. Insertos tibiales

35 Las versiones descritas anteriormente y otras proporcionan mejores insertos tibiales, tales como el inserto medial 110 y el inserto lateral 120 ilustrados en las figuras 38-44 como quedan ensamblados con el miembro de base 80. En algunas versiones, el inserto medial 110 es más delgado que el inserto lateral 120 para coincidir con la línea de unión vara presente en un componente femoral. En algunas versiones, por ejemplo, el inserto lateral 120 puede ser aproximadamente 2,5 mm más grueso que el inserto medial 120, a fin de crear una línea de unión vara de 3° que coincide con una línea de unión vara de 3° del componente femoral. La geometría articular tibial de algunas versiones generalmente incluye una parte medial cóncava en el inserto medial 110 y una parte lateral convexo en el inserto
40 lateral 120. Una conformidad coronal puede estar presente en partes interiores de uno o ambos insertos 110, 120. Esta conformidad coronal, por ejemplo, puede comprender un labio mesial, que, como se describe adicionalmente más adelante, puede variar en altura a lo largo de la dirección anterior-posterior.

Las figuras 54-58 muestran diversas vistas de una versión de un inserto lateral 120, mientras que las figuras 59-63 muestran diversas vistas de una versión de un inserto medial 110.

45 El inserto lateral 120 de las figuras 54-58 define una superficie superior de articulación, que define varios contornos diferentes en diversos planos. Las figuras 57 y 58 son secciones transversales del inserto lateral 120 en ciertos planos coronal (figura 57) y sagital (figura 58). La figura 57 ilustra un contorno 126a definido por una sección transversal coronal relativamente anterior del inserto lateral 120. La figura 58 ilustra un contorno 124b definido por una sección transversal sagital relativamente media del inserto lateral 120. Las figuras 90a-e son una serie de secciones transversales sagitales de una versión de un inserto lateral izquierdo que ilustra los contornos de ese inserto desde partes relativamente mesial (p. ej. la figura 90a) a relativamente exterior (p. ej. la figura 90e) del inserto. Las figuras
50 91a-k son una serie de secciones transversales coronales de la misma versión que se muestra en las figuras 90a-e, las secciones transversales coronales de las figuras 91a-k progresando desde partes relativamente anteriores (p. ej. la figura 91a) a partes relativamente posteriores (p. ej. la figura 91k) del inserto.

55 Como se muestra en las versiones de las figuras 54-58 y 90-91, y como se describe con detalle adicional más adelante, el inserto lateral 120 define un labio mesial 128 y un chaflán circunferencial 129. En algunas versiones, al menos algunos trozos de las partes anteriores y contornos del inserto lateral 120 se conforman relativamente más a una superficie condilar femoral que otras partes del inserto 120. Como se muestra en la figura 56, el inserto lateral 120

también puede incluir escalones periféricos 127a, 127b. Las figuras 56 y 58 ilustran un mecanismo de trabado 122 usado para asegurar el inserto lateral 120 al miembro de base tibial.

Como se muestra en las versiones de las figuras 54-58 y 90-91, el labio mesial 128 se eleva respecto a otras partes y contornos del inserto 120. Como se muestra en la figura 58, que ilustra una sección transversal sagital del inserto 120, dicha sección transversal tomada a través de una parte media del inserto 120, el labio mesial elevado 128 se extiende desde partes anterior a posterior del inserto 120. El labio mesial 128, en algunas versiones, proporciona resistencia a traslación femoral lateral e impide la colisión entre el componente femoral 400 y la eminencia tibial 222. La altura del labio mesial se puede seleccionar para proporcionar un nivel de resistencia deseado, una mayor altura proporciona más resistencia. Como se muestra en estas versiones, la altura del labio mesial respecto a otras partes del inserto 120 disminuye gradualmente conforme se extiende en una dirección anterior a posterior. En las versiones de las figuras 54-58 y 90-91, partes de lado exterior (cerca del chaflán 129) del inserto lateral 120 son sustancialmente planas y tienen de poca a nada conformidad coronal con las superficies de articulación condilares femorales. En algunas versiones, la altura máxima del labio mesial 128 está entre un intervalo de aproximadamente 0,0635 cm (0,025 pulgadas) y aproximadamente 0,3175 cm (0,125 pulgadas) respecto a las partes de lado exterior sustancialmente planas. En algunas versiones, la altura máxima del labio mesial 128 está entre aproximadamente 0,0889 cm (0,035 pulgadas) y aproximadamente 0,1651 cm (0,065 pulgadas) para el inserto lateral 120.

Las figuras 59-63 ilustran una versión de un inserto medial 110, que define una superficie superior de articulación, que define varios contornos diferentes en diversos planos. Por ejemplo, la figura 62 muestra una sección transversal coronal del inserto medial 110 tomada en una parte relativamente media del inserto 110, que muestra contorno coronal 116a. La figura 63 muestra una sección transversal sagital del inserto medial 110 tomada en una parte relativamente media del inserto, que muestra contorno 114b. Las figuras 92a-e son una serie de secciones transversales sagitales de una versión de un inserto medial izquierdo que ilustra los contornos de ese inserto desde partes relativamente mesiales (p. ej. la figura 92a) a relativamente exteriores (p. ej. la figura 92e) del inserto. Las figuras 93a-m son una serie de secciones transversales coronales de la misma versión que se muestra en las figuras 92a-e, las secciones transversales coronales de las figuras 93a-m progresando desde partes relativamente anteriores (p. ej. la figura 93a) a partes relativamente posteriores (p. ej. la figura 93m) del inserto.

Como el inserto lateral, el inserto medial 110 también incluye un labio mesial 118 y un chaflán circunferencial 119 (p. ej. la figura 60). En algunas versiones, partes anterior, mesial del inserto 110 se conforman más a un componente femoral asociado que otras partes del inserto. Como se muestra en la figura 60, el inserto medial 110 también incluye escalones periféricos 117a, 117b. Las figuras 61 y 63 ilustran un mecanismo de trabado 112 usado para asegurar el inserto medial 110 al miembro de base tibial.

Como se muestra en las figuras 62-63 y 92-93, el labio mesial 118 se eleva respecto a otras partes y contornos del inserto 120. Como se muestra en la figura 63, que ilustra una sección transversal sagital del inserto 110, dicha sección transversal tomada a través de una parte media del inserto 110, el labio mesial elevado 118 se extiende desde partes anterior a posterior del inserto 110. El labio mesial 118, en algunas versiones, proporciona resistencia a traslación femoral lateral e impide la colisión entre el componente femoral 400 y la eminencia tibial 222. La altura del labio mesial se puede seleccionar para proporcionar un nivel de resistencia deseado, una mayor altura proporciona más resistencia. Como se muestra en estas versiones, la altura del labio mesial respecto a otras partes del inserto 110 disminuye gradualmente conforme se extiende en una dirección anterior a posterior. En las versiones de las figuras 62-63 y 92-93, partes de lado exterior (cerca del chaflán 119) del inserto medial 110 son sustancialmente planas y tienen de poca a nada conformidad coronal con las superficies de articulación condilares femorales. En algunas versiones, la altura máxima del labio mesial 118 está entre un intervalo de aproximadamente 0,0635 cm (0,025 pulgadas) y aproximadamente 0,3175 cm (0,125 pulgadas) respecto a las partes de lado exterior sustancialmente planas. En algunas versiones, la altura máxima del labio mesial 118 está entre aproximadamente 0,0889 cm (0,035 pulgadas) y aproximadamente 0,1651 cm (0,065 pulgadas) para el inserto medial 118.

Las figuras 64-67 ilustran gráfica y pictóricamente la cinemática de los insertos medial y lateral 110, 120 de las figuras 54-63 cuando se usan con otros componentes, tales como un componente femoral 400 y componente patelar 600 en ciertos procedimientos de artroplastia. Usando simulaciones por ordenador con LifeMOD™, los inventores han determinado que proporcionar un labio mesial 118 en el inserto tibial medial 110 sirve para impedir que el componente femoral 400 se traslade lateralmente en respuesta a la fuerzas laterales aplicadas al componente femoral 400 por la rótula debido a ángulo de cuádriceps, o "ángulo Q". En algunas versiones, sin el labio mesial 118, el componente femoral 400 puede trasladarse lateralmente en flexión debido a cizalladura de rótula, creando un ambiente donde el cóndilo medial 408 se mueve demasiado cerca del punto de conexión del ligamento cruzado posterior 320 y hueso 220, 222 de los alrededores. Además de aumentar las prestaciones globales de la prótesis sobre los diseños de la técnica anterior, en algunas versiones, el labio mesial elevado 118 proporciona además contacto tibio-femoral adicional cuando la pierna está en extensión. En algunas versiones, se concibe que el inserto medial 110 comprenda un labio mesial 118 y el inserto lateral 120 no comprenda un labio mesial 128, aunque se pueden añadir labios mesiales 118, 128 a ambos insertos 110, 120 para una estabilización adicional.

Las figuras 64-66 ilustran gráficamente el retroceso femoral medial, el retroceso femoral lateral y la rotación femoral externa respectivamente del implante femoral 400 cuando se usa conjuntamente con el implante 100 mostrado en la versión de las figuras 38-46. Esto, en algunas versiones, puede ser en contraste al menos a algunos diseños anteriores

de retención de bicruzado, que empleaban perfiles coroneales que se conformaban excesivamente en regiones adyacentes al componente femoral hacia la línea media y bordes periféricos exteriores del inserto tibial. Este exceso de conformidad presente en algunos diseños de la técnica anterior constriñe negativamente la rotación interna-externa del componente femoral y reduce o elimina la traslación medial-lateral. Al menos algunos diseños conocidos también han demostrado altas cantidades de conformidad en las partes anterior y posterior del inserto, que limitan negativamente la rotación femoral durante la extensión y flexión de rodilla. El diseño mostrado en la figura 68, en esta versión particular, generalmente, únicamente proporciona conformidad coronal hacia una línea media de la tibia, dicha conformidad coronal se reduce gradualmente hacia los bordes posteriores del inserto. Debido a esta reducción de conformidad, este diseño particular permite más libremente rotación interna y externa del componente femoral 400 y replica más cercanamente la cinemática normal de rodilla en flexión, donde el componente femoral 400 se rota externamente respecto a la prótesis tibial 100. Otras versiones, sin embargo, pueden presentar insertos que se conforman de manera relativamente alta similares a los de otros diseños de la técnica anterior.

En algunos casos, a los insertos tibiales 110 y/o 120 se les puede proporcionar una pluralidad de diferentes opciones de ángulo de inclinación posterior. En una versión, insertos tales como 110 y/o 120 se adelgazan posteriormente cantidades diferentes para rotar eficazmente las superficies articulares un ángulo de flexión-extensión respecto a las superficies inferiores de los insertos 110, 120 y proporcionar más inclinación posterior. Este tipo de opción puede, en algunas versiones, permitir a un cirujano ajustar selectivamente la laxitud de unión cuando la rodilla está en flexión. Por ejemplo, se pueden proporcionar varias parejas de insertos medial 110 y lateral 120, cada pareja difiere en inclinación posterior de las otras parejas un número especificado de grados entre alrededor de 1-4 grados, por ejemplo 2 grados. Otras opciones pueden incluir insertos emparejados medial 110 y lateral 120, en donde la inclinación posterior del inserto medial 110 difiere de la inclinación posterior del inserto lateral 120. Tales opciones pueden permitir generalmente que el espacio de flexión sea ajustado sin requerir necesariamente volver a cortar hueso tibial 220. También se proporcionan múltiples opciones de grosor para cada uno de los insertos medial 110 y lateral 120 para las opciones mencionadas anteriormente para permitir un equilibrio apropiado de ligamento. Se pueden utilizar diversas combinaciones y configuraciones de grosores de inserto, inclinación medial-lateral, e inclinación anterior-posterior para adaptarse a las necesidades anatómicas particulares de un paciente individual. La opciones de múltiples grosor, inclinación medial-lateral e inclinación anterior-posterior también se pueden configurar en la placa de base tibial para proporcionar estas configuraciones mientras se usa un único inserto.

En algunas versiones, las geometrías articulares de los insertos medial 110 y lateral 120 se pueden proporcionar mediante un único inserto que contiene cruzado 500, que, como se muestra en las figuras 69, 71, 73, 75, 78 y 80, comprende superficies cóncavas medial y lateral de articulación. Como se muestra en la figura 80, la parte lateral 510 del inserto 500 puede ser más gruesa (en algunas versiones, aproximadamente 2,5 mm más gruesa) que la parte medial para permitir funcionalidad con los componentes femorales 400 mostrados. La parte lateral más gruesa 510, en esta versión particular, sirve para coincidir con la línea de unión vara presente en el componente femoral 400.

En otras versiones, se pueden proporcionar insertos medial 110 y lateral 120, cada tienen diferentes ángulos o grosores de inclinación posterior, y se pueden utilizar en diversas combinaciones a fin de abordar diferentes necesidades de equilibrio de ligamento colateral medial y lateral. En algunos casos, en un kit de implante quirúrgico se puede proporcionar un set de insertos 110, 120 que incluye una pluralidad de tamaños, en donde un ángulo general entre un plano inferior de un inserto particular 110, 120 y su correspondiente superficie de articulación varía entre insertos. Este ángulo puede aumentar o disminuir en una o ambas de una dirección anterior-posterior y una dirección medial-lateral independientemente o colectivamente. Proporcionar múltiples opciones de inclinación posterior puede reducir ventajosamente la necesidad de volver a cortar la tibia 220.

Las figuras 56 y 68 ilustran un ejemplo de un inserto lateral convexo 120, que facilita la rotación externa del componente femoral 400 durante la flexión y a través de retroceso femoral lateral, mientras el cóndilo femoral medial 408 es restringido por la geometría cóncava sagital del inserto medial 110 como proporcionan algunas versiones.

Como otra alternativa a usar insertos tibiales separados 110, 120, un miembro de base tibial 1500 mostrado en la figura 88 puede comprender superficies de articulación monolíticas formadas integralmente. Otras versiones, tal como se muestra en la figura 89, pueden incluir una prótesis tibial 1600 formada de un material de estructura porosa 1602 tal como una espuma metálica, con superficies de articulación 1604 proporcionada modularmente o integralmente en una región proximal de la estructura porosa 1602, como se muestra en la figura 89. Por ejemplo, las superficies de articulación 1604 se pueden formar como metal sólido, cerámica, polímero, recubrimiento, o material dócil dispuesto sobre un lado proximal de la estructura porosa. Esto se puede conseguir usando técnicas convencionales de fabricación rápida tales como sinterización selectiva por láser (SLS), soldadura por haz de electrones (EBM), impresión 3D o estereolitografía. Como alternativa, la estructura porosa 1602 puede ser sobremoldeada con un polímero para formar un miembro de base monolítico 1600 que tiene una estructura porosa 1602 y una superficie de articulación 1604 de diferentes materiales.

3. Componentes femorales

También se proporcionan mejores componentes femorales. Por ejemplo, el componente femoral 400 mostrado en las figuras 67-75 incluye un cóndilo medial 408 y un cóndilo posterior lateral 406 que comprende un chaflán posterolateral 404 (véase, p. ej., las figuras 68-69, 72-74). Como se muestra en las figuras 74-75, en algunas versiones, el chaflán

5 posterolateral 404 tiene una profundidad o distancia d entre aproximadamente 1 y aproximadamente 5 mm, y más preferiblemente entre aproximadamente 2 y aproximadamente 4 mm, por ejemplo aproximadamente 2,8 mm, y un ángulo Φ entre aproximadamente cero y aproximadamente 25 grados, y más preferiblemente entre aproximadamente 5 y aproximadamente 15 grados, por ejemplo aproximadamente 10 grados, para crear una holgura con el tejido lateral posterior tal como el tendón poplíteo en flexión profunda de rodilla. El chaflán 404 puede originarse a una distancia D de una superficie de acoplamiento de hueso proximal hueso configurada para emparejarse con un corte óseo femoral distal, dicha distancia D , por ejemplo, está entre aproximadamente 3 y aproximadamente 20 mm, y más preferiblemente entre aproximadamente 8 y aproximadamente 15 mm, por ejemplo, aproximadamente 11 mm. Las distancias d y D pueden aumentar proporcionalmente o no proporcionalmente con tamaños crecientes de componente femoral 400. En algunas versiones, por ejemplo, tamaños más grandes del componente femoral 400 pueden emplear un ángulo Φ de aproximadamente 10° y una distancia D de aproximadamente 11 mm, mientras que tamaños más pequeños del componente femoral 400 pueden emplear una distancia D más pequeña de aproximadamente 10 mm.

15 De manera similar, el cóndilo posterior medial 408 puede comprender en su superficie interior un chaflán posterolateral 410, mostrado en las figuras 74, 76, 79-81, que tiene un ángulo Ψ entre aproximadamente 0 y aproximadamente 10 grados y más preferiblemente entre aproximadamente 3 y aproximadamente 7 grados, por ejemplo aproximadamente 5 grados como se muestra en la figura 74. Este tipo de chaflán se puede combinar con otro chaflán 470 que se puede expandir alrededor de un radio sagital interior del cóndilo medial posterior 408 para proporcionar holgura adicional con la eminencia tibial 222 y ligamento cruzado posterior 320, sin disminuir la cobertura de hueso. En algunas versiones, el chaflán posterolateral 470 empieza justo posterior a las áreas de contacto con rótula del componente femoral 400, y por lo tanto, puede no expandirse alrededor de regiones intercondilares de contacto patelar 412 del componente femoral. En cambio, el chaflán posterolateral 470 puede ser más pronunciado en partes posteriores del cóndilo femoral medial 408. Los bordes superiores de la eminencia tibial 222 también pueden ser achaflanados usando unas pinzas gubias para evitar además la colisión con el componente femoral 400.

25 La figura 94 es una vista sagital medial de un cóndilo medial 455 de un componente femoral 450 según un aspecto. El cóndilo posterior medial 455 puede comprender en su superficie interior un chaflán posterolateral 470. Las figuras 95a-95k son diversas vistas en sección transversal coronal tomadas a lo largo de las líneas A-A a través de K-K, respectivamente, de la figura 94 que ilustra el chaflán posterolateral 470. Como se muestra en las figuras 95a-95k, el componente femoral incluye un borde redondeado 460 cuando se ve a lo largo de las líneas A-A, J-J- y K-K, e incluye un chaflán posterolateral 470 cuando se ve a lo largo de las líneas B-B, C-C, D-D, E-E, F-F, G-G, H-H, I-I. El ángulo Ψ del chaflán posterolateral 470 está entre aproximadamente 15 y aproximadamente 40 grados en algunas versiones.

30 Como se muestra en la figura 68, el reborde anterior del componente femoral 400 puede comprender un chaflán anterolateral 402 en lados lateral y/o medial para reducir la tensión en el tejido retináculo, que puede ser común con algunos diseños femorales de la técnica anterior.

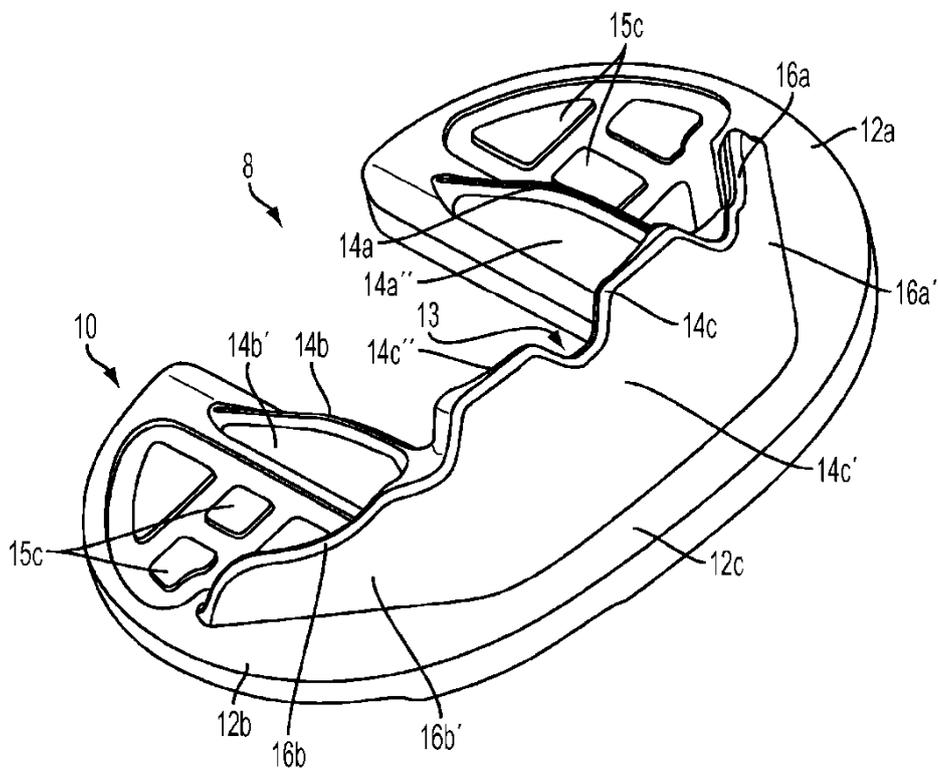
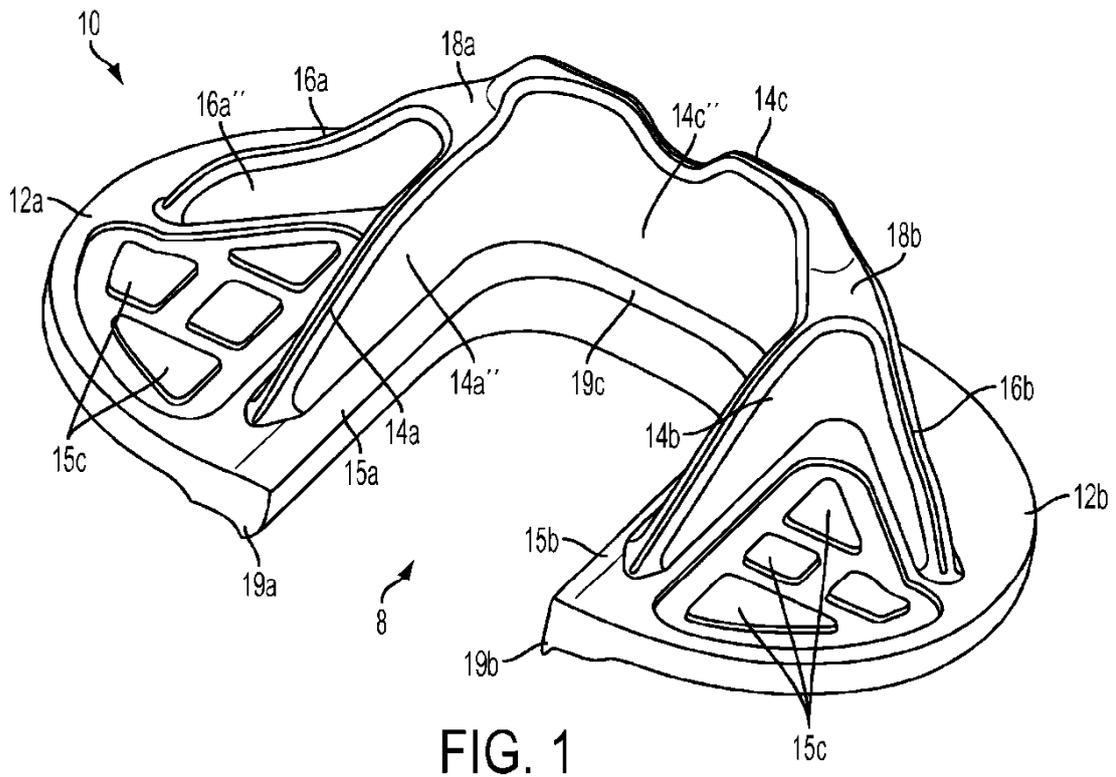
35 Se podrían hacer diversas modificaciones a las versiones ejemplares, como se ha descrito anteriormente con referencia a ilustraciones correspondientes, sin apartarse del alcance de la invención, y, por lo tanto, se pretende que toda la materia contenida en la descripción anterior o mostrada en los dibujos adjuntos se interprete como ilustrativa en lugar de limitativa. Por ejemplo, los rasgos novedosos de los insertos tibiales descritos se pueden aplicar fácilmente a instrumentación tal como ensayos de inserto tibial, así como implantes diseñados para ser implantados. Así, la amplitud y el alcance de la invención no deben estar limitados por ninguna de las versiones ejemplares descritas anteriormente, sino en cambio se deben definir únicamente según las reivindicaciones

40

REIVINDICACIONES

1. Una prótesis tibial (10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80) para sustituir al menos parcialmente una parte proximal de una tibia, la prótesis tibial comprende:
 - (a) una superficie inferior para contacto con una superficie reseca en la parte proximal de la tibia; y
 - 5 (b) una quilla (14a, 14b, 14c, 16a, 16b, 16c, 24a, 24b, 24c, 26a, 26b, 26c, 84a, 84b, 84c) para penetración en una cavidad formada en la parte proximal de tibia, en donde la quilla incluye una parte anterior de quilla (14c, 16c, 24c, 84c), una parte medial de quilla (14a, 16a, 24a, 84a), y una parte lateral de quilla (14b, 16b, 24b, 84b), en donde la parte anterior de quilla se extiende en una dirección generalmente medial-lateral, caracterizada por que la parte anterior de quilla también se extiende en un ángulo inferior-posterior que se aleja de la superficie inferior, en donde un
 - 10 ángulo α entre una superficie interior (14c", 16c", 24c", 84c") de la parte anterior de quilla (14c, 16c, 24c, 84c) es menor de 90 grados con respecto a la superficie inferior.
2. La prótesis tibial de la reivindicación 1, en donde la prótesis tibial comprende además una parte medial de placa base (12a, 22a), una parte lateral de placa base (12b, 22b), y una parte de conexión de placa base (12c, 22c) que se extiende entre la parte medial de placa base y la parte lateral de placa base, y las conecta; en donde al menos un trozo de la parte anterior de quilla se extiende en una dirección generalmente medial-lateral en la parte de conexión de placa base; en donde al menos un trozo de la parte medial de quilla se extiende en una dirección generalmente anterior-posterior en la parte medial de placa base; y en donde al menos un trozo de la parte lateral de quilla se extiende en una dirección generalmente anterior-posterior en la parte lateral de placa base.
 - 15 un trozo de la parte anterior de quilla se extiende en una dirección generalmente medial-lateral en la parte de conexión de placa base; en donde al menos un trozo de la parte medial de quilla se extiende en una dirección generalmente anterior-posterior en la parte medial de placa base; y en donde al menos un trozo de la parte lateral de quilla se extiende en una dirección generalmente anterior-posterior en la parte lateral de placa base.
3. La prótesis tibial de la reivindicación 1 o 2, en donde la parte anterior de quilla se une a las partes medial y lateral de quilla en áreas de grosor aumentado y/o la parte anterior de quilla se une a las partes medial y lateral de quilla en áreas de anchura aumentada.
 - 20 La parte anterior de quilla se une a las partes medial y lateral de quilla en áreas de anchura aumentada.
4. La prótesis tibial de la reivindicación 2 o 3, en donde la parte de conexión de placa base aumenta en grosor en una dirección anterior a posterior.
5. La prótesis tibial de cualquier reivindicación anterior, en donde las partes medial y lateral de quilla disminuyen en altura conforme las partes medial y lateral de quilla se extienden en una dirección anterior a posterior.
 - 25 La parte anterior de quilla se extienden en una dirección anterior a posterior.
6. La prótesis tibial de cualquier reivindicación anterior, en donde la parte anterior de quilla incluye una cara anterior y una cara posterior, en donde la cara anterior se extiende en un ángulo de cara anterior inferior-posterior que se aleja de la superficie inferior; y en donde la cara posterior se extiende en un ángulo de cara posterior inferior-posterior que se aleja de la superficie inferior.
7. La prótesis tibial de cualquiera de las reivindicaciones 2 a 6, en donde la parte anterior de quilla se extiende cruzando la parte de conexión de placa base en una dirección de anterior-medial a posterior-lateral.
8. La prótesis tibial de cualquiera de las reivindicaciones 2 a 7, en donde la prótesis tibial define una hendidura central (13, 23, 43) que se extiende entre las partes medial y lateral de placa base posterior a la parte de conexión de placa base, en donde la hendidura central tiene una anchura y longitud suficientes para recibir una parte de una eminencia tibial que incluye un lugar de conexión de ligamento cruzado anterior y un lugar de conexión de ligamento cruzado posterior.
 - 30 La parte anterior de quilla se extiende cruzando la parte de conexión de placa base en una dirección de anterior-medial a posterior-lateral.
9. La prótesis tibial de cualquier reivindicación anterior, que comprende una superficie de articulación tibial para articulación con una superficie de articulación condilar femoral,
 - 40 en donde la superficie de articulación tibial define un labio mesial (118, 128) que se extiende en una dirección anterior a posterior a lo largo de un borde mesial de la superficie de articulación;
 - en donde el labio mesial se eleva una altura respecto a una parte central correspondiente de la superficie de articulación; y
 - en donde la altura con la que se eleva el labio mesial respecto a la parte central correspondiente disminuye en una dirección anterior a posterior.
10. La prótesis tibial de la reivindicación 9, en donde la superficie de articulación tibial es una superficie de articulación tibial medial y en donde al menos una parte de la superficie de articulación tibial medial es cóncava en un plano sagital.
11. La prótesis tibial de la reivindicación 10, en donde una parte anterior-mesial de la superficie de articulación tibial medial se curva para conformarse al menos parcialmente a la superficie articular condilar femoral.
12. La prótesis tibial de la reivindicación 11, en donde una parte posterior-exterior de la superficie de articulación tibial medial es sustancialmente plana y no se conforma sustancialmente a la superficie articular condilar femoral.

13. La prótesis tibial de la reivindicación 9, en donde la superficie de articulación tibial es una superficie de articulación tibial lateral; y en donde la superficie de articulación tibial lateral es convexa en un plano sagital.
14. La prótesis tibial de la reivindicación 13, en donde una parte anterior-mesial de la superficie de articulación tibial lateral se curva para conformarse al menos parcialmente a la superficie articular condilar femoral.
- 5 15. La prótesis tibial de la reivindicación 14, en donde una parte posterior-exterior de la superficie de articulación tibial lateral es sustancialmente plana y no se conforma sustancialmente a la superficie articular condilar femoral.
16. La prótesis tibial de cualquiera de las reivindicaciones 9 a 15, en donde la prótesis tibial es un inserto tibial; y en donde el inserto tibial comprende además una superficie inferior que incluye al menos un miembro de trabado (112) para asegurarse a una placa base tibial (10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80).
- 10 17. La prótesis tibial de la reivindicación 1, en donde el ángulo α entre la superficie interior (14c", 16c", 24c", 84c") de la parte anterior de quilla (14c, 16c, 24c, 84c) está entre aproximadamente 65 y aproximadamente 75 grados con respecto a la superficie inferior.



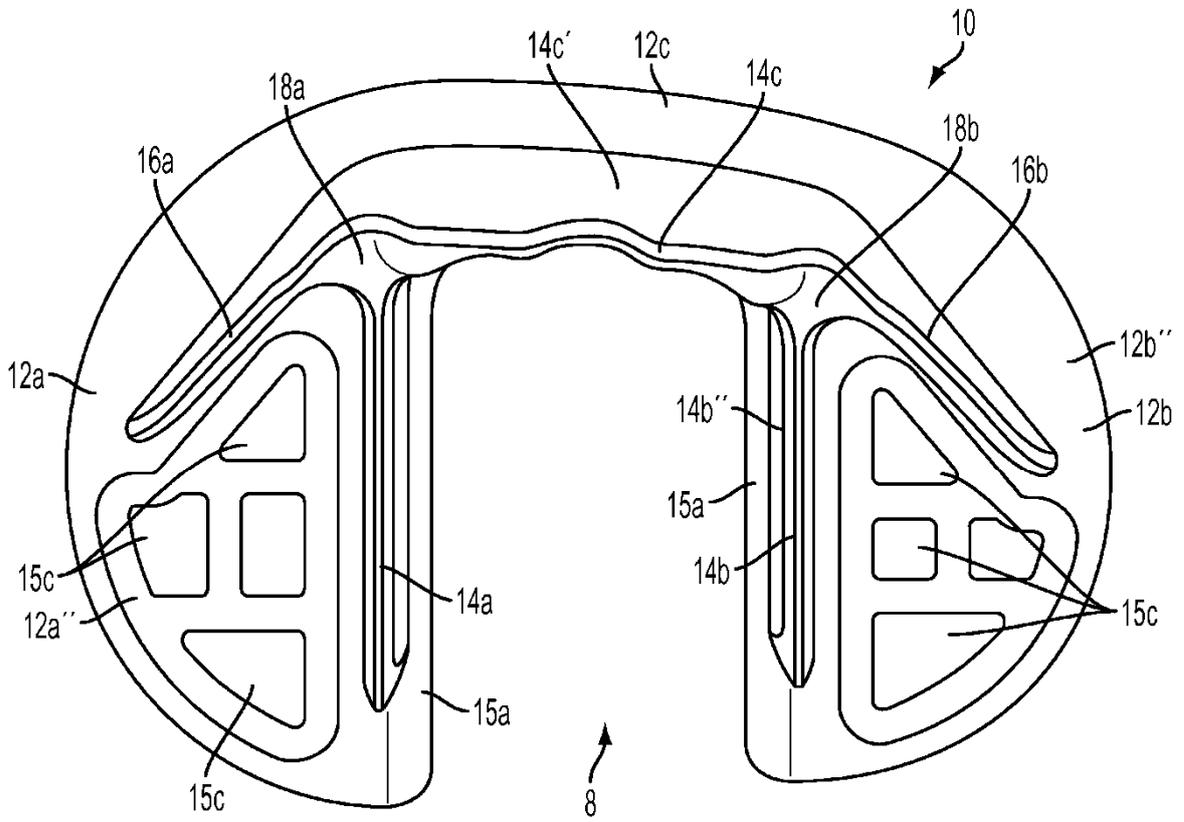


FIG. 3

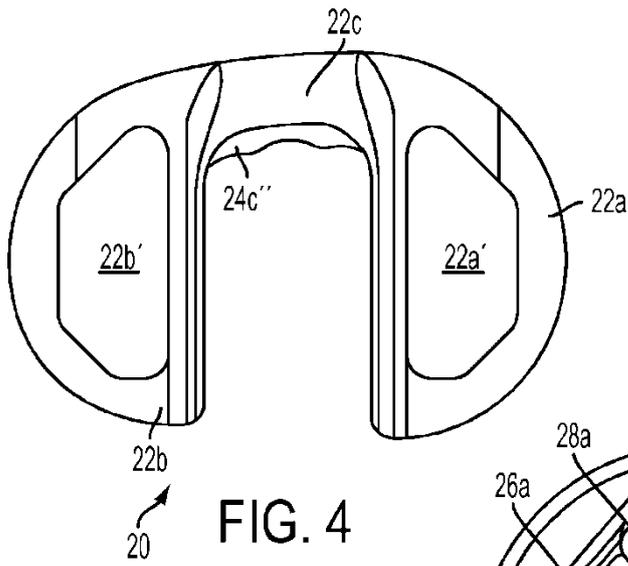


FIG. 4

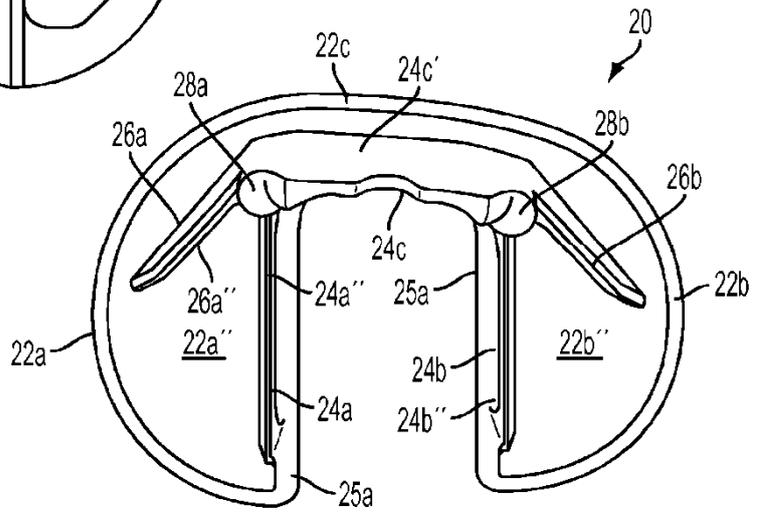


FIG. 5

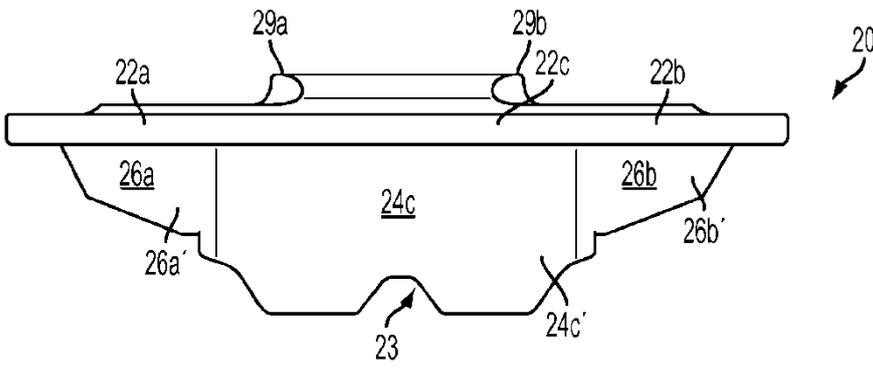


FIG. 6

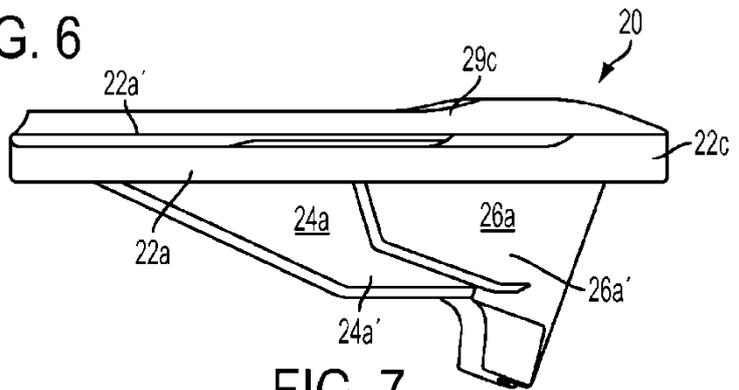


FIG. 7

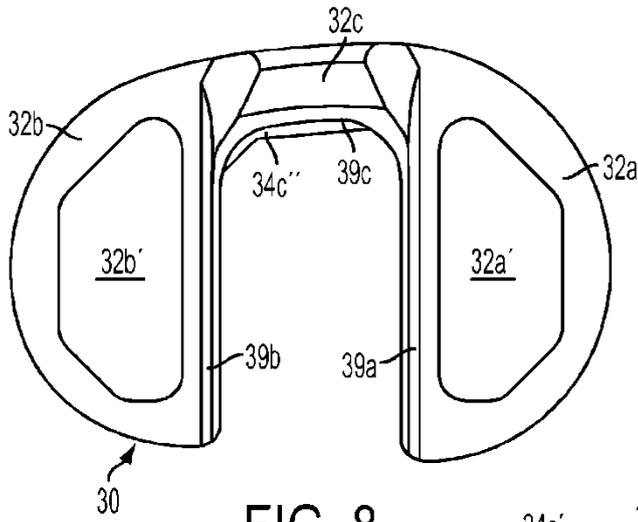


FIG. 8

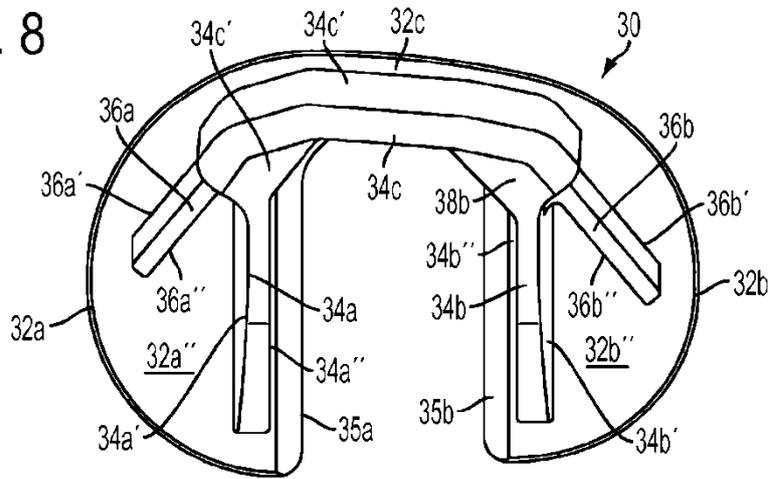


FIG. 9

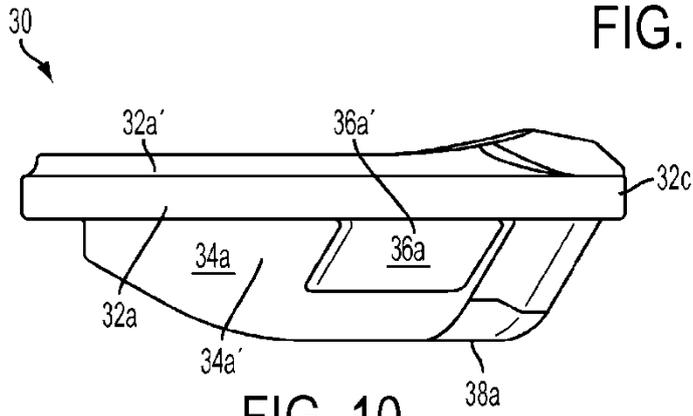


FIG. 10

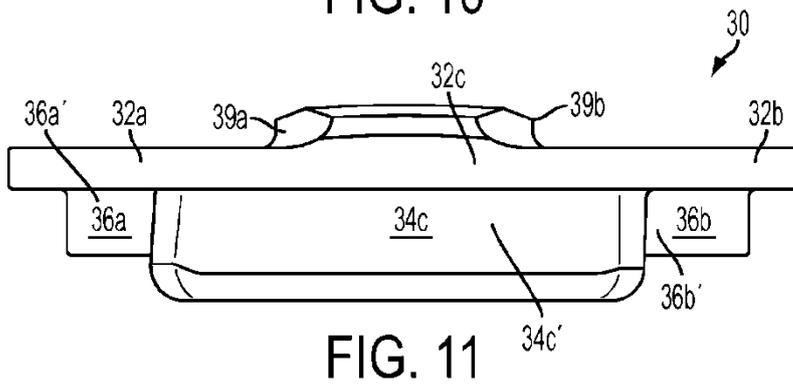


FIG. 11

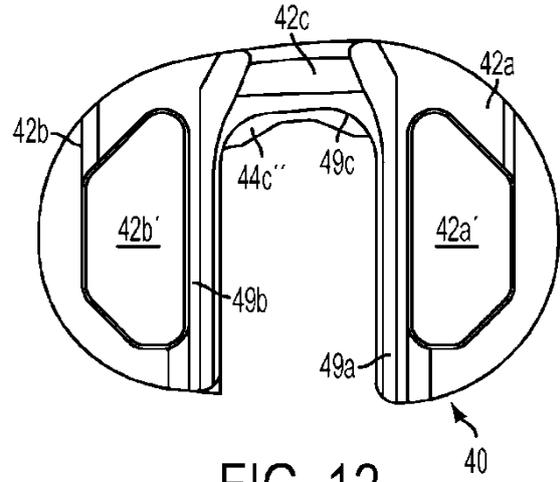


FIG. 12

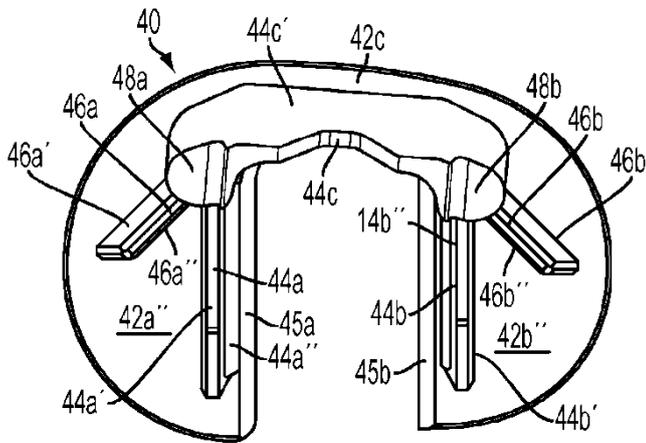


FIG. 13

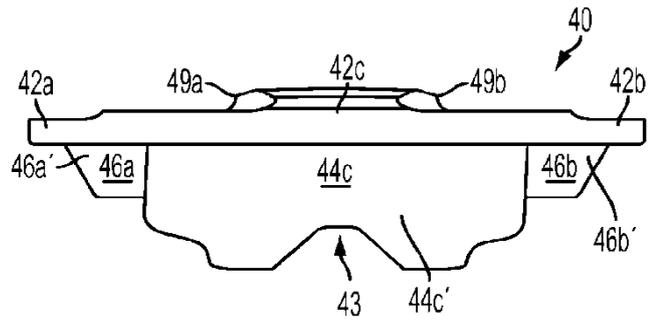


FIG. 14

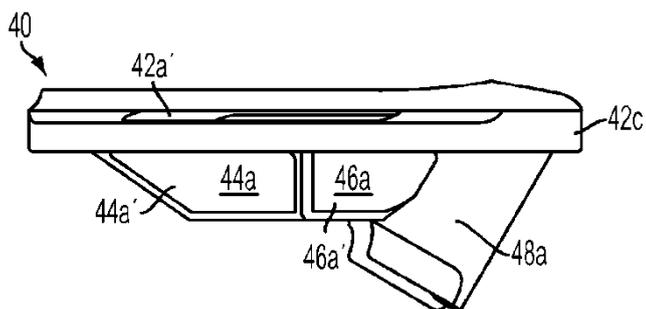


FIG. 15

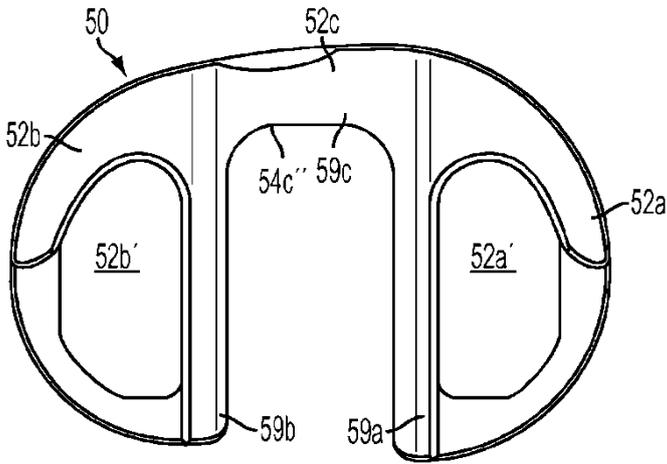


FIG. 16

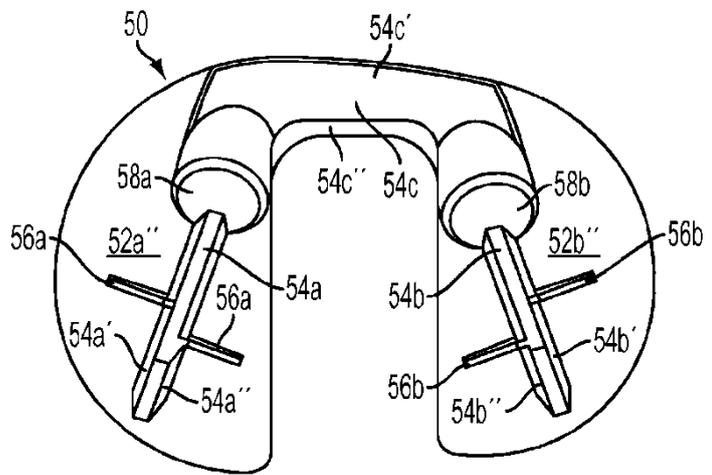


FIG. 17

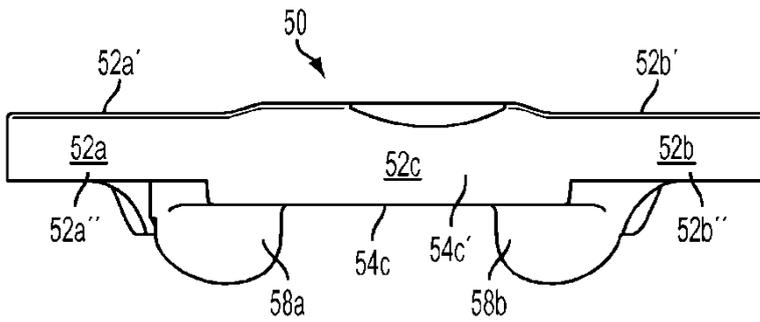


FIG. 18

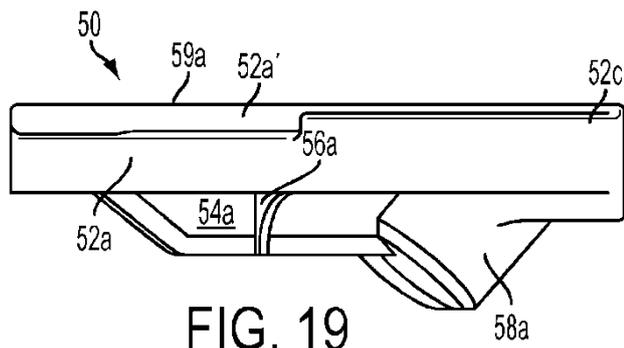


FIG. 19

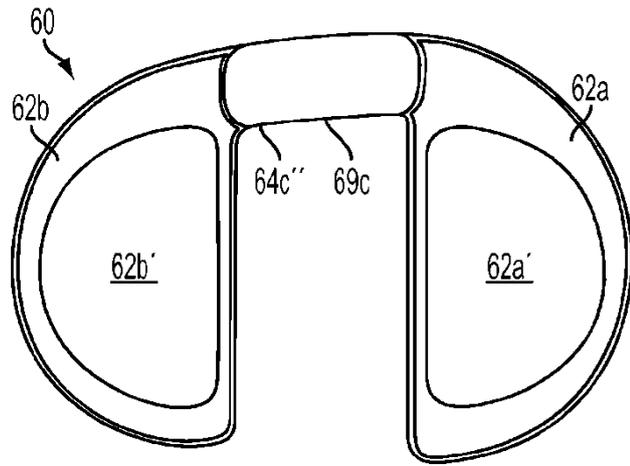


FIG. 20

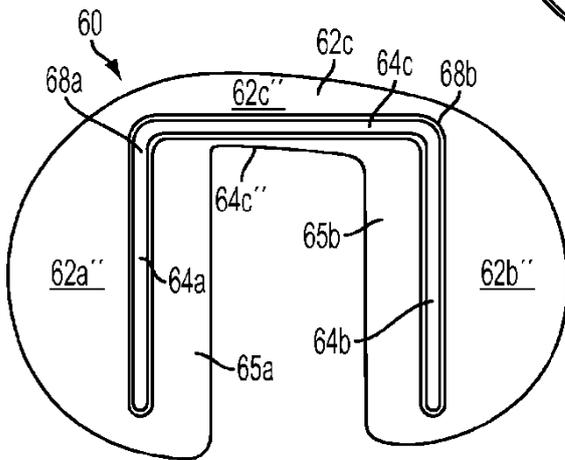


FIG. 21

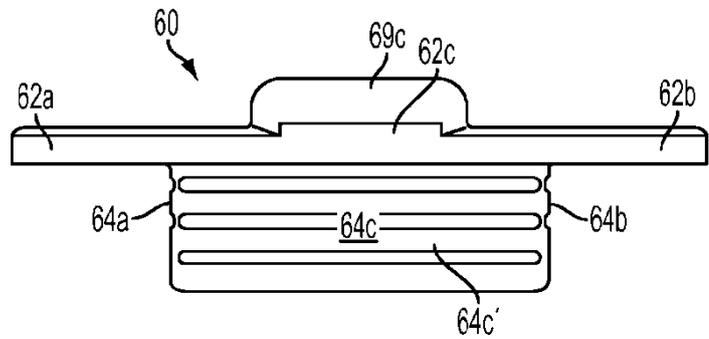


FIG. 22

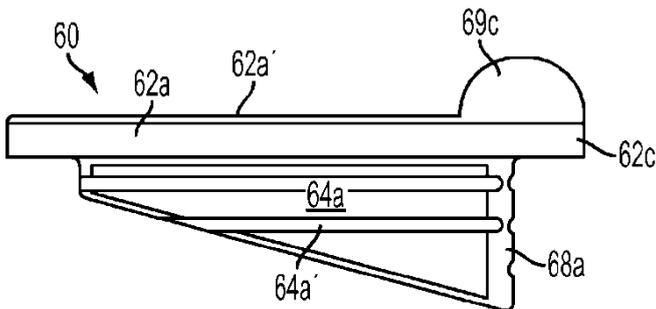


FIG. 23

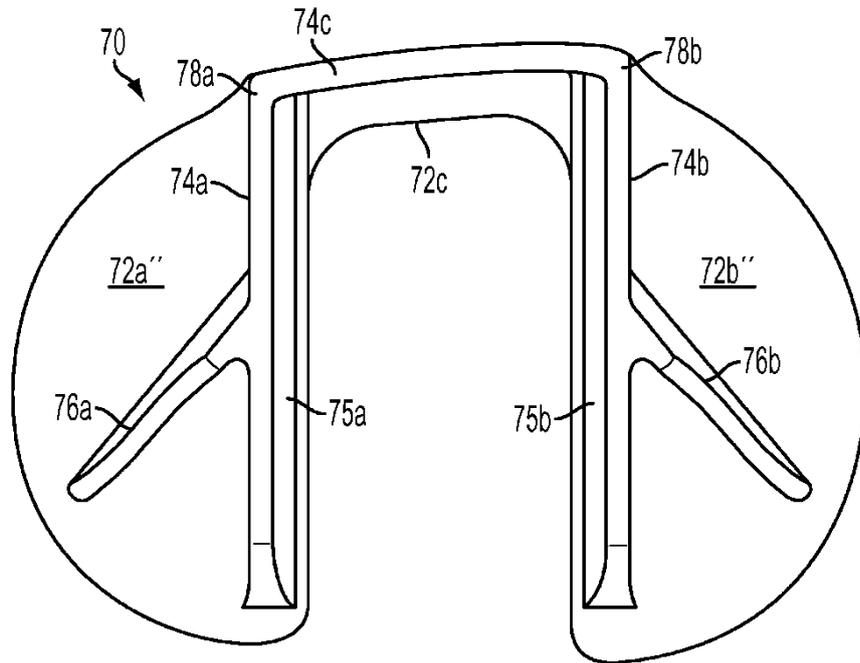


FIG. 24

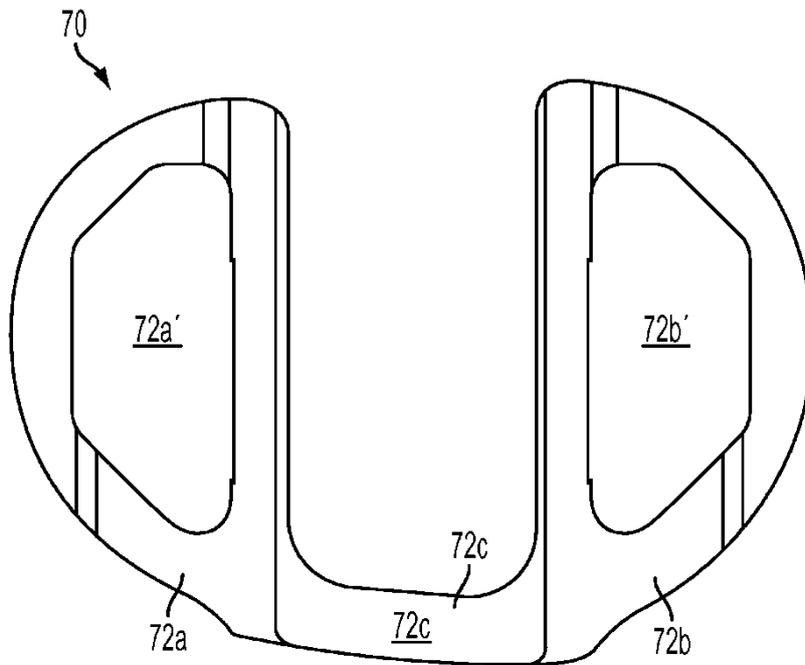


FIG. 25

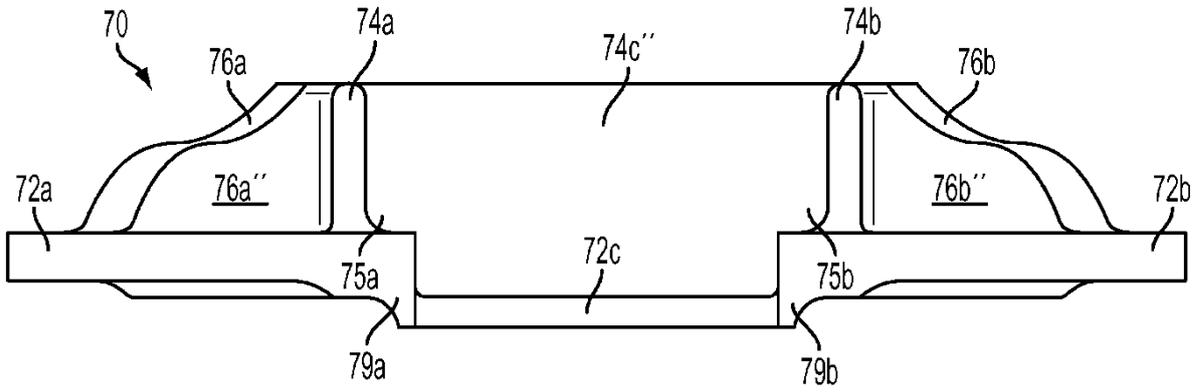


FIG. 26

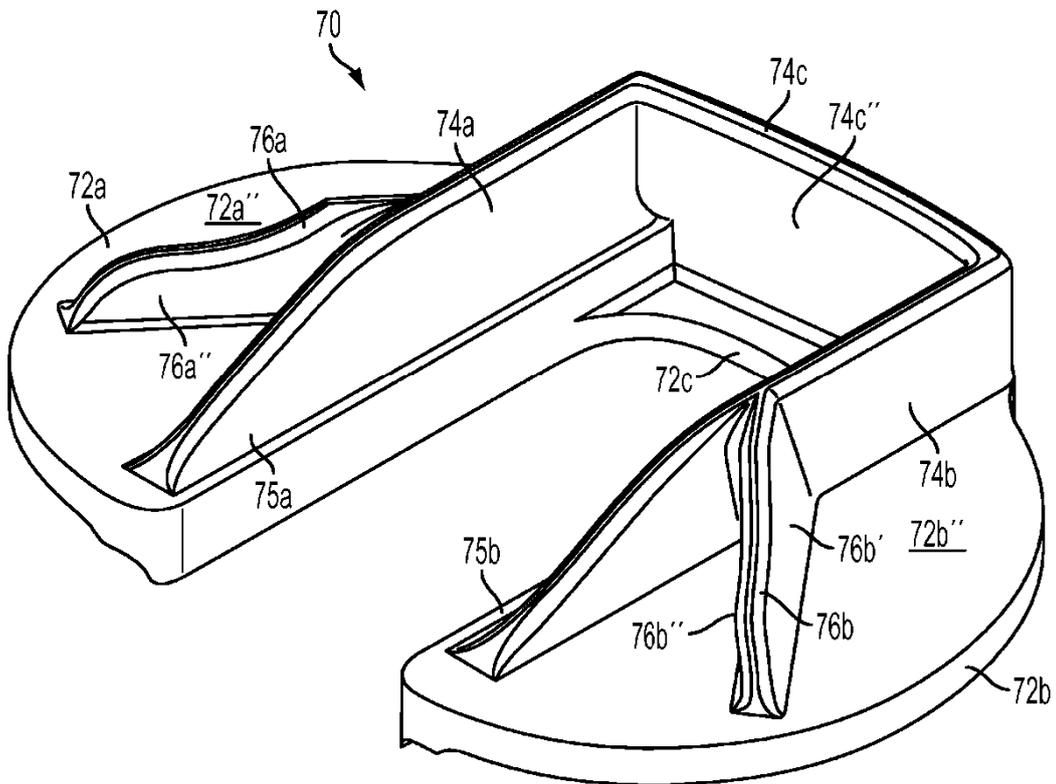


FIG. 27

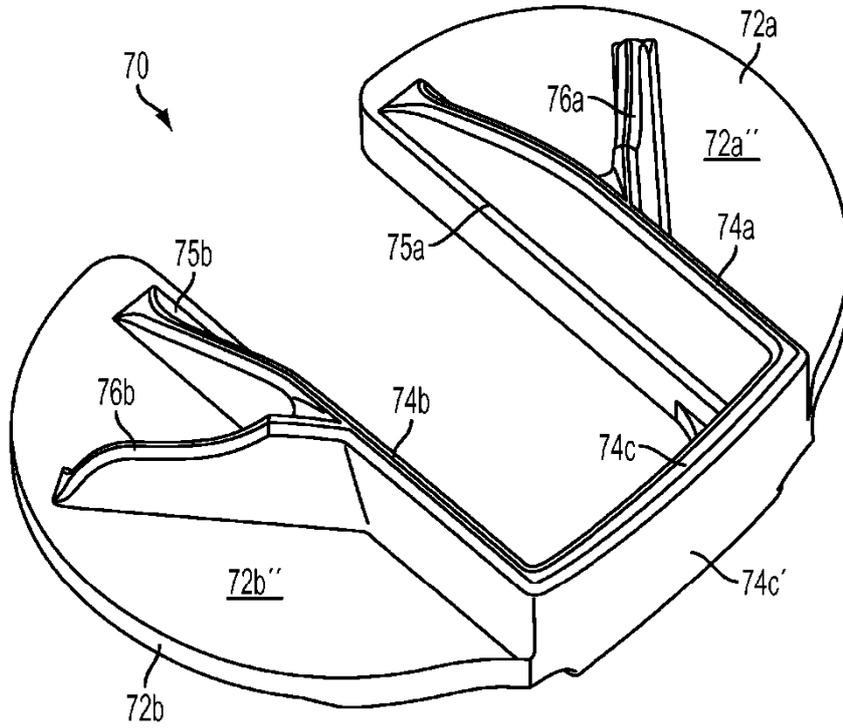


FIG. 28

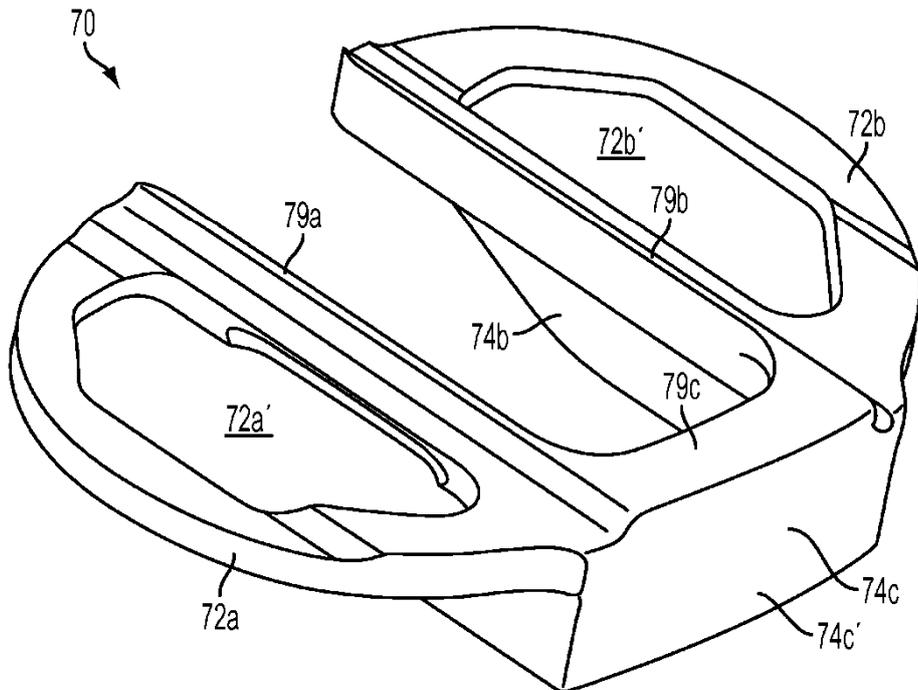


FIG. 29

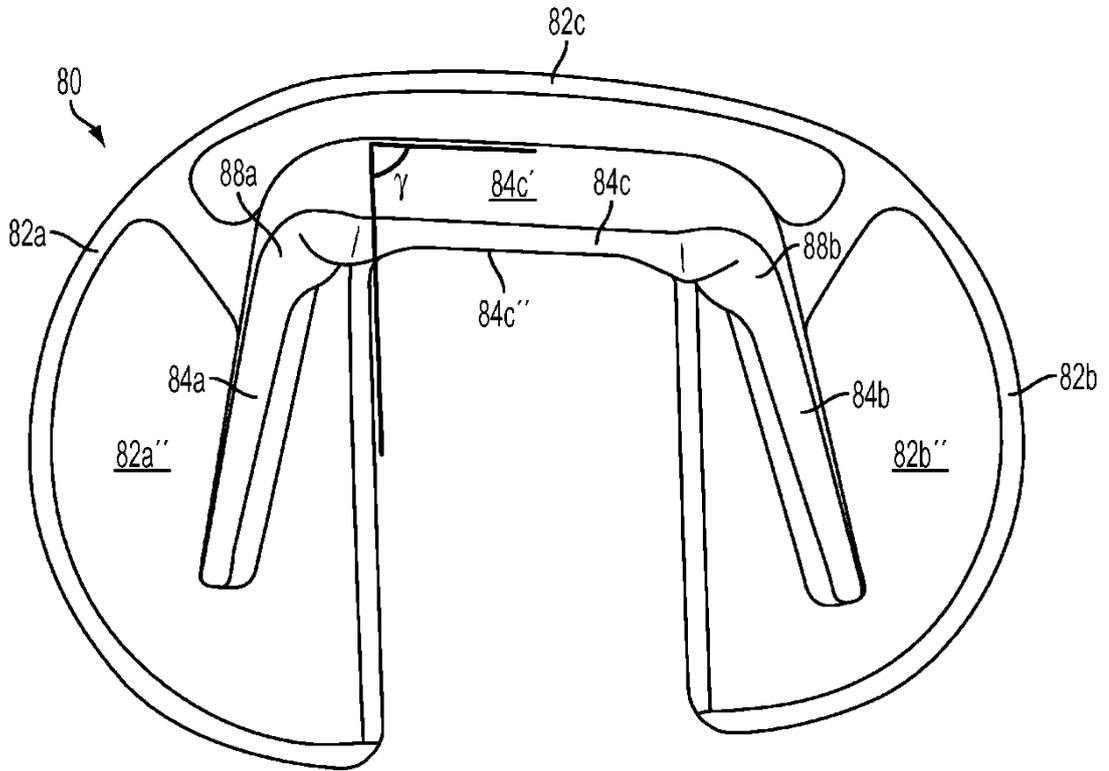


FIG. 30

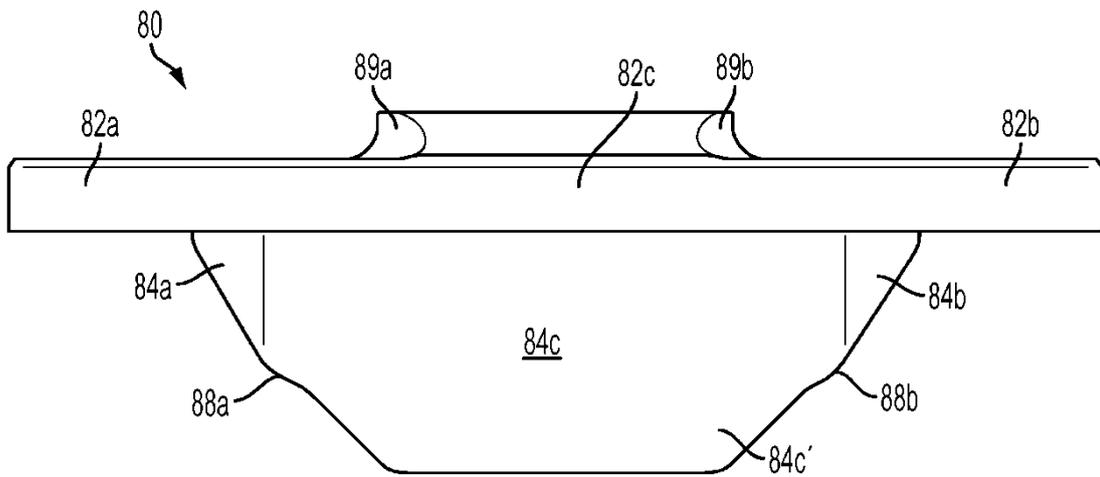


FIG. 31

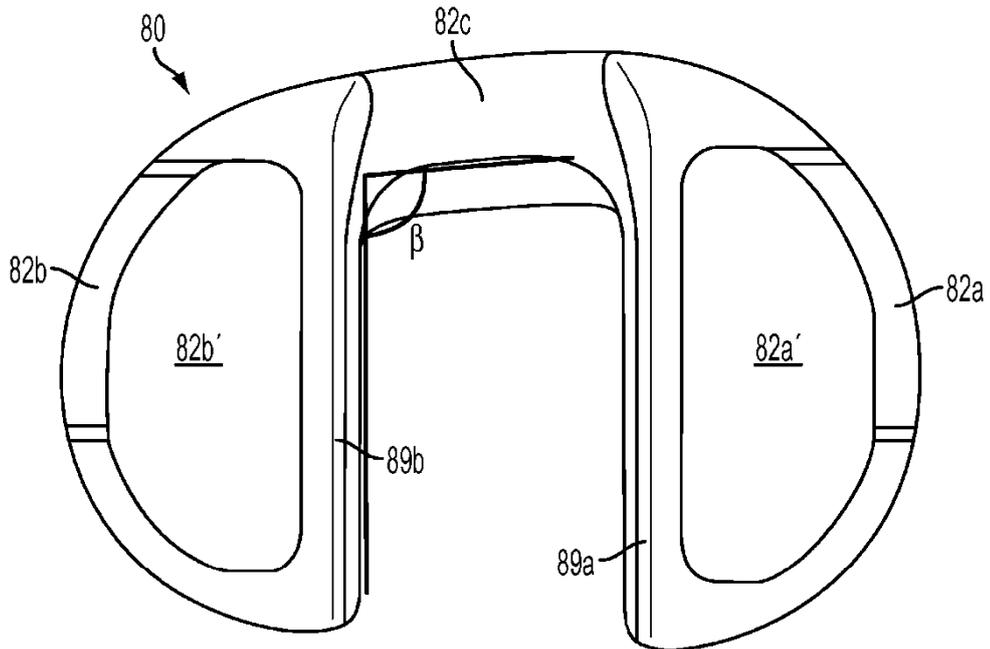


FIG. 32

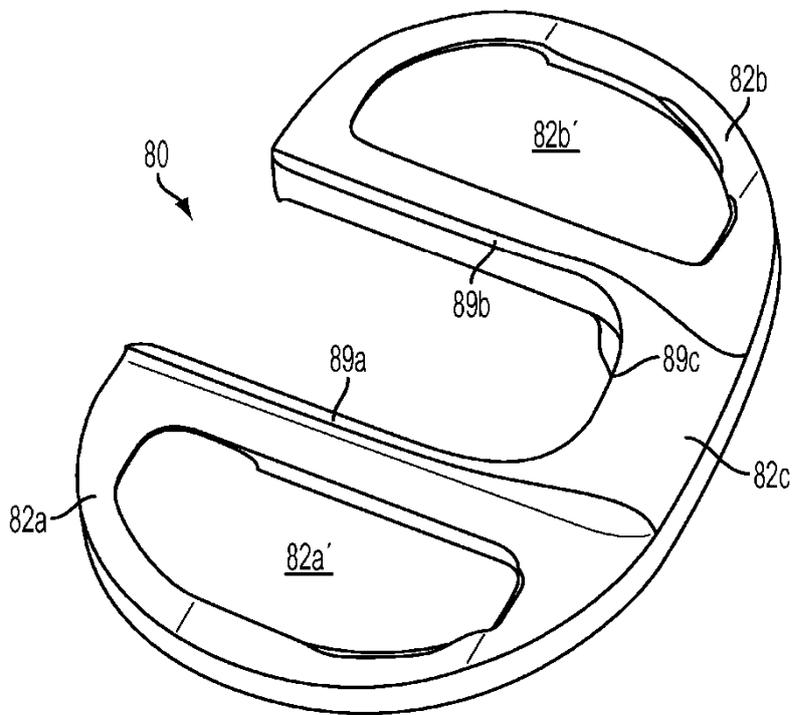


FIG. 33

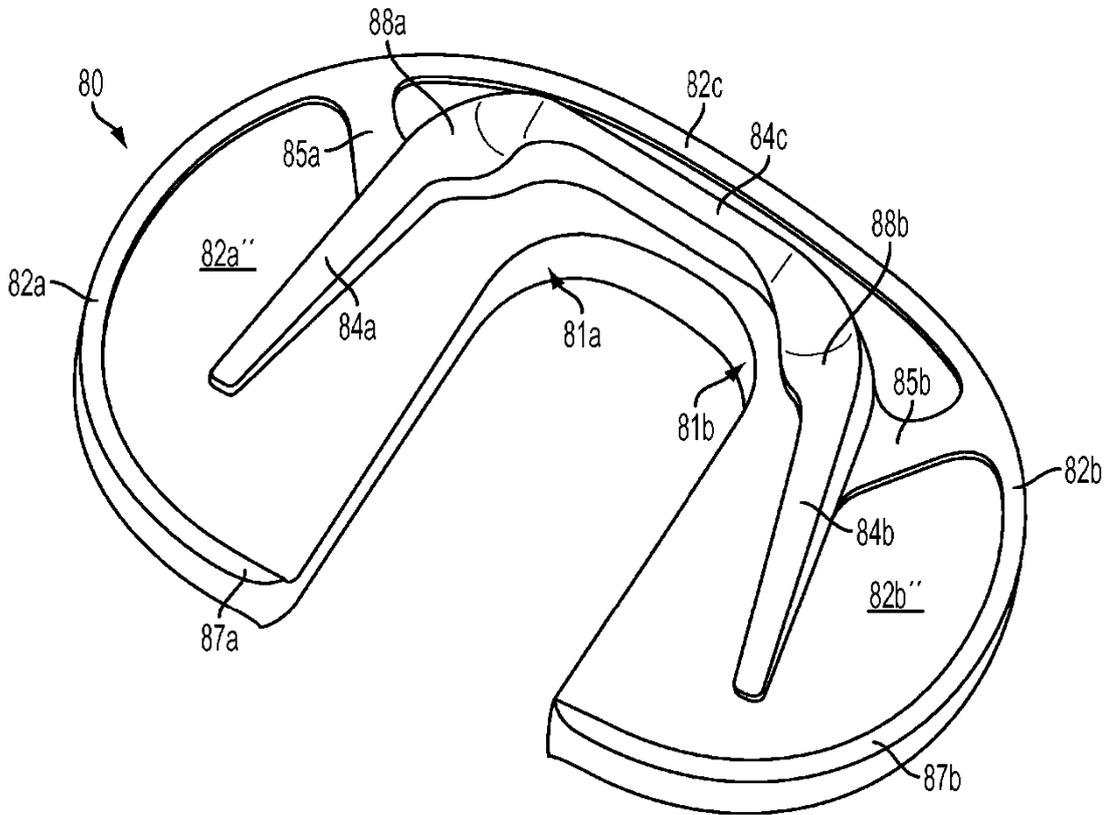


FIG. 34

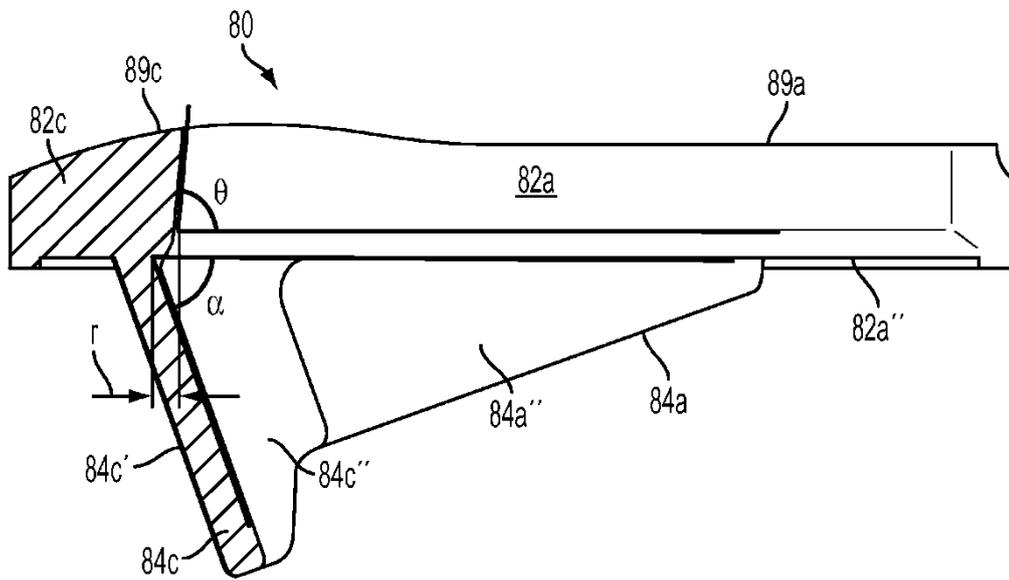


FIG. 35

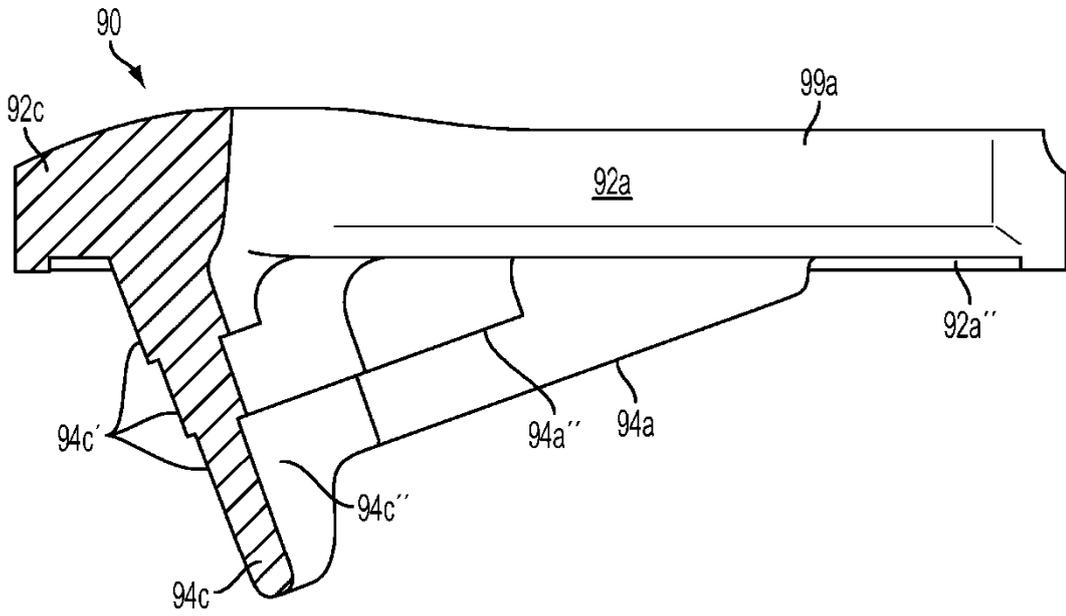


FIG. 36

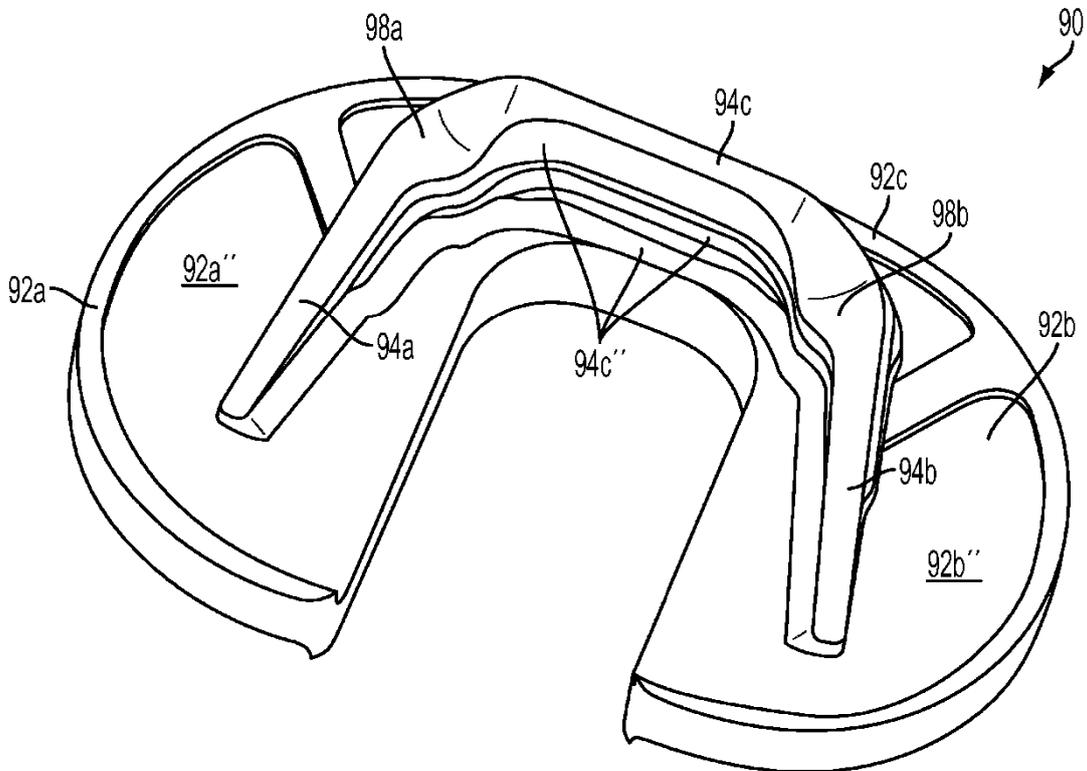


FIG. 37

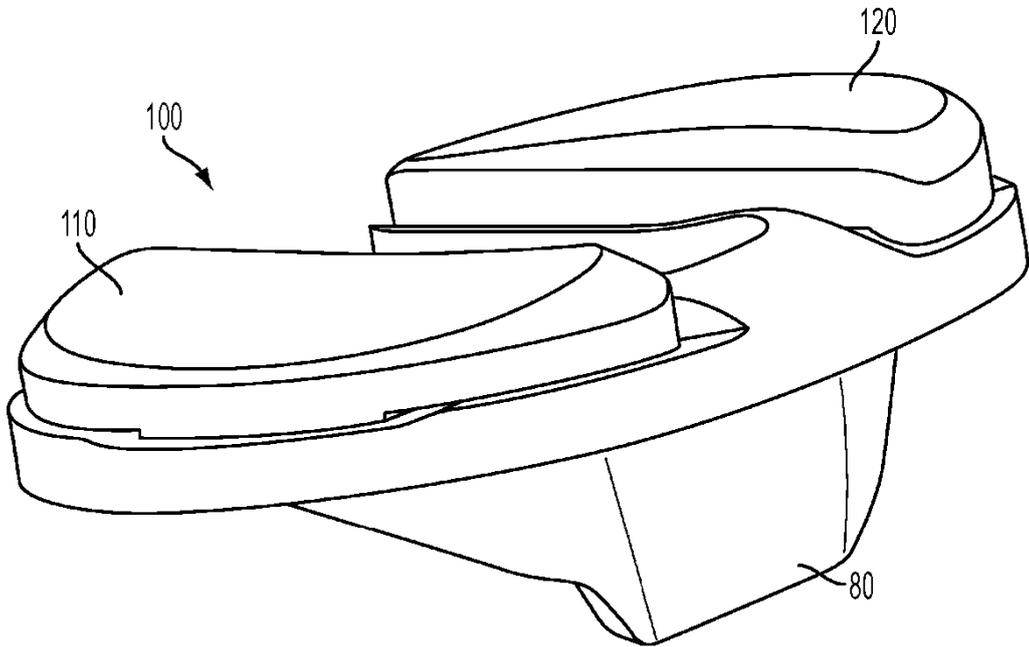


FIG. 38

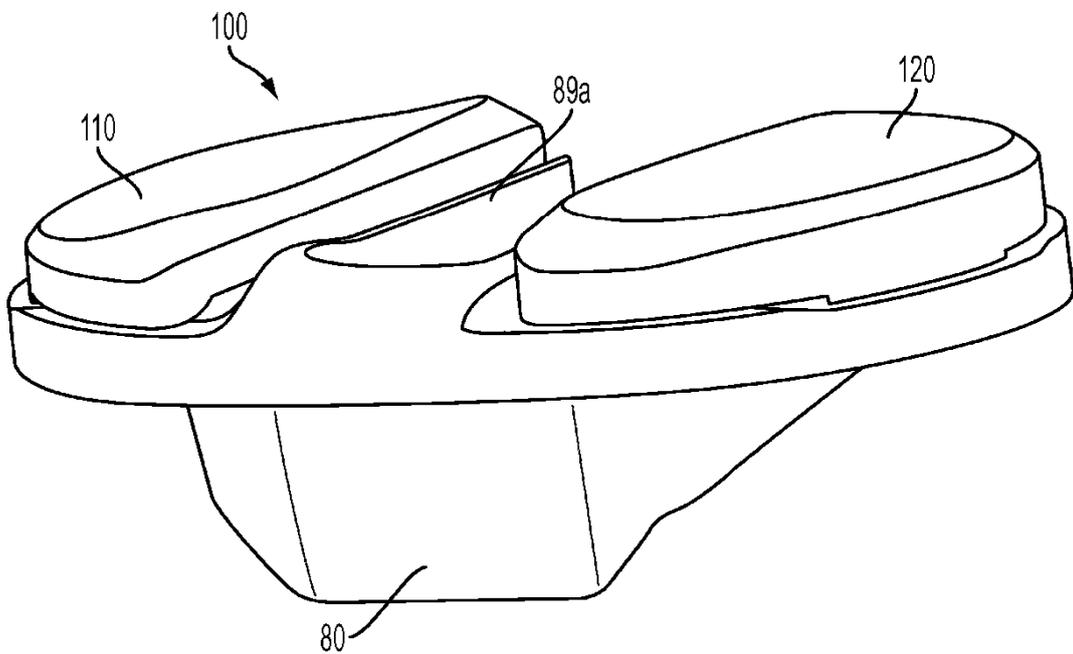


FIG. 39

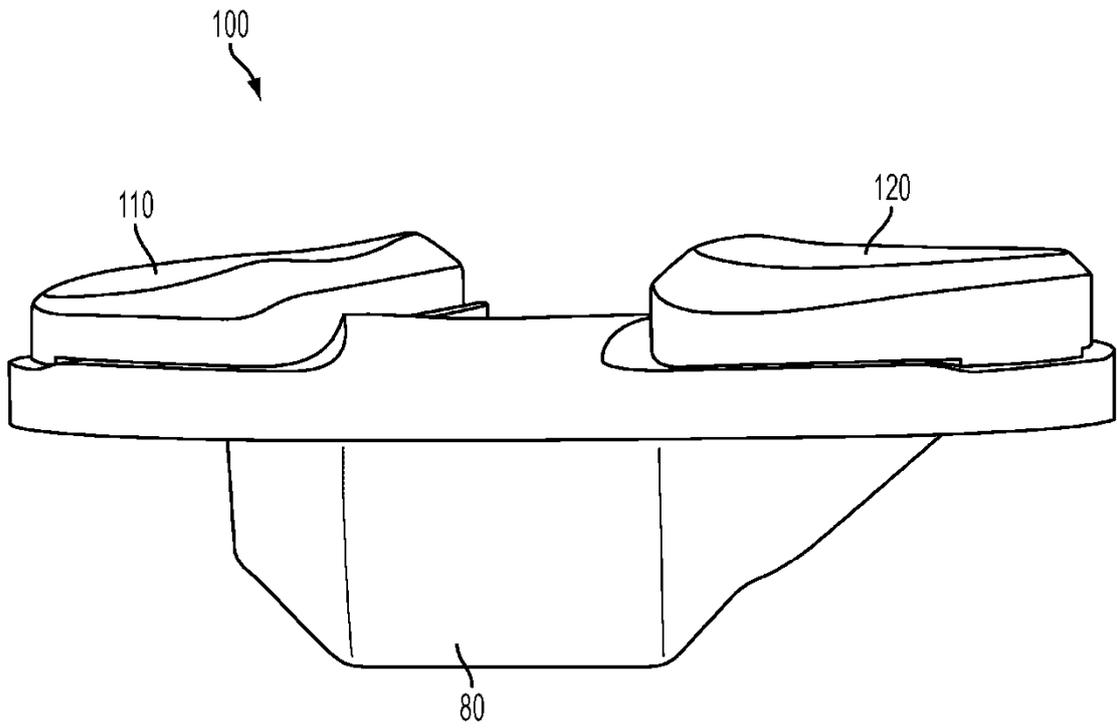


FIG. 40

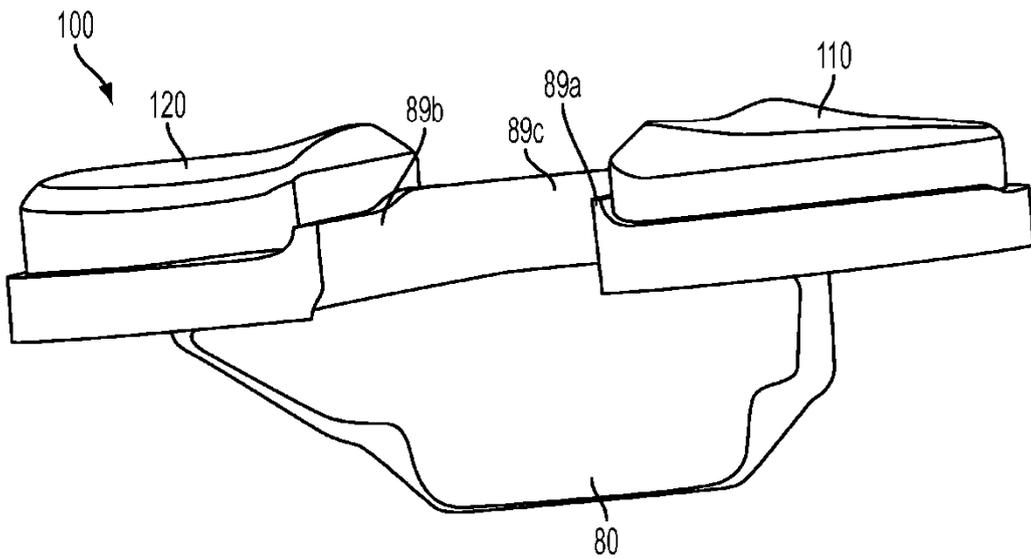


FIG. 41

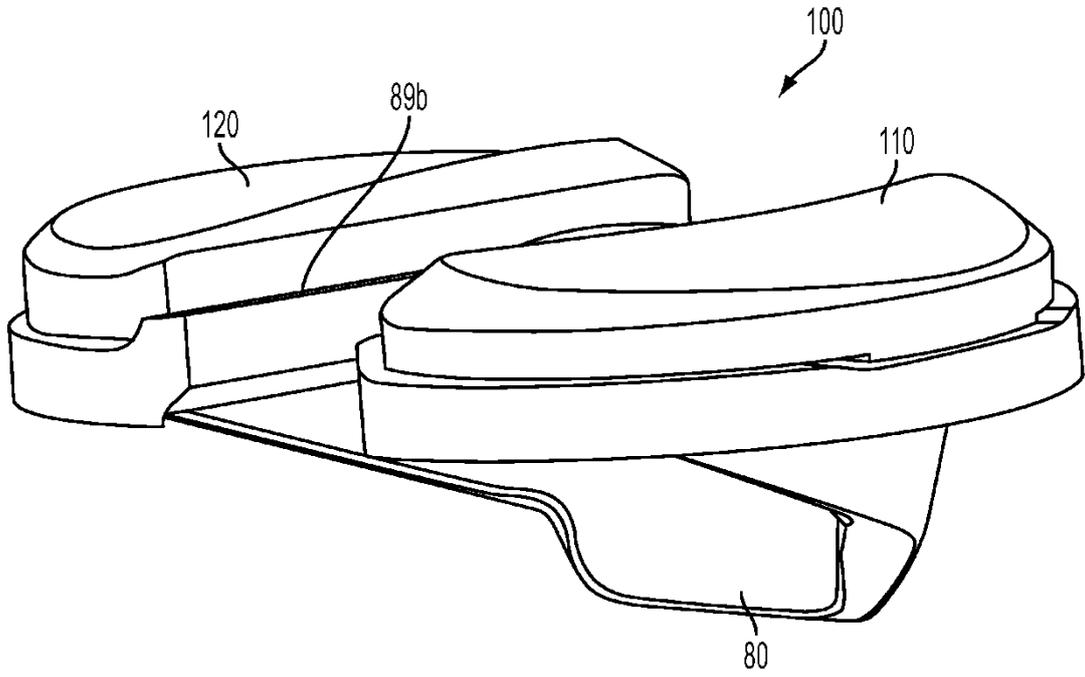


FIG.42

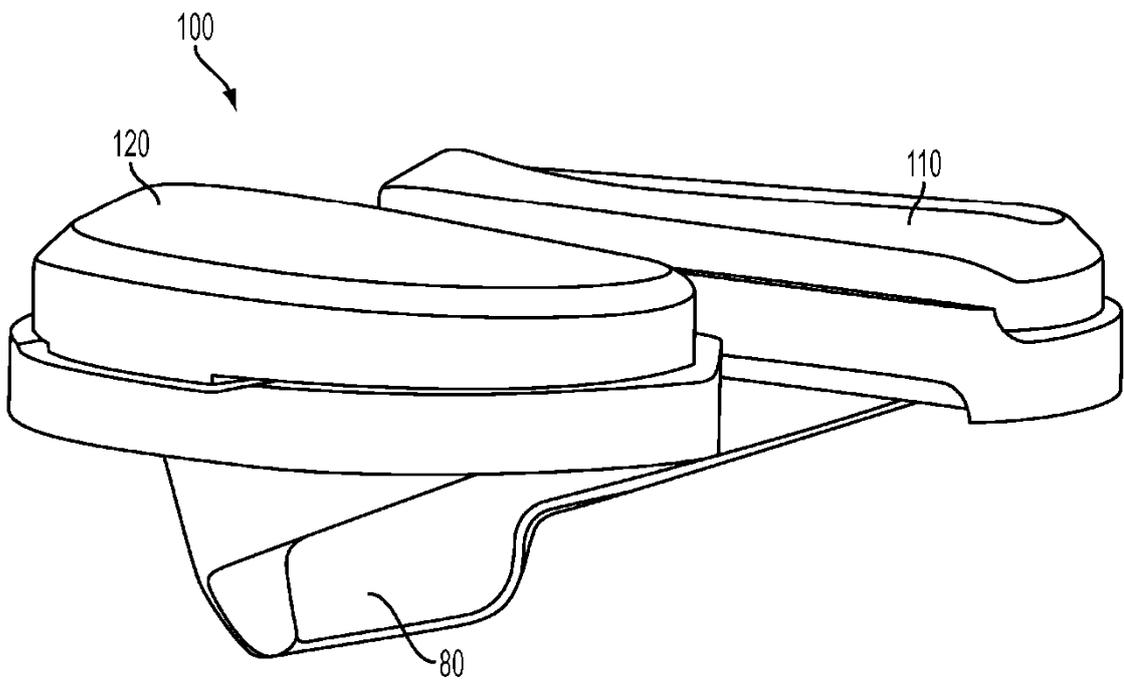


FIG.43

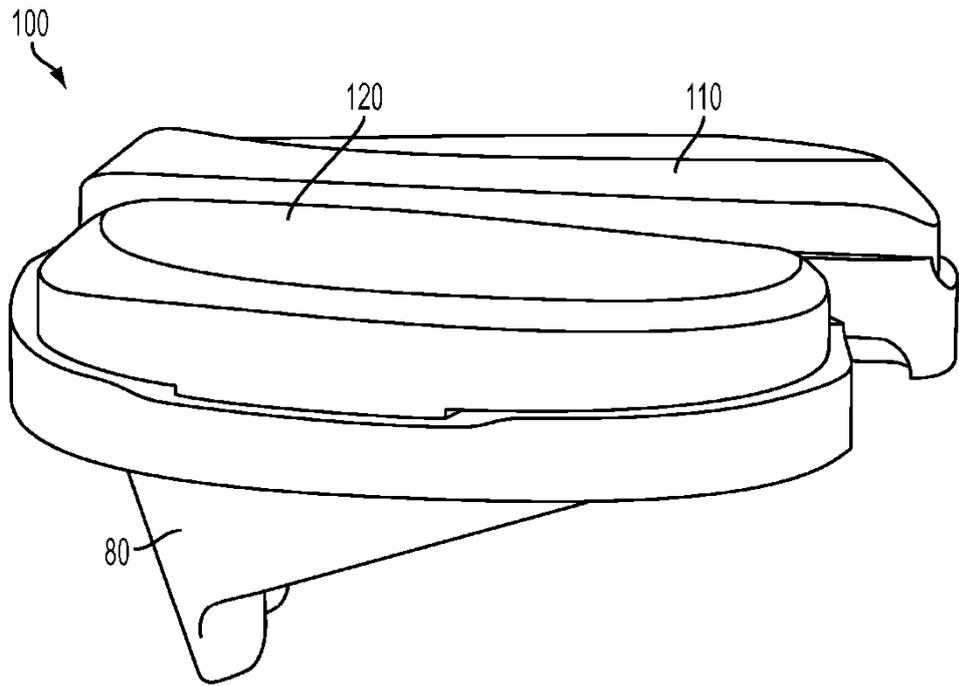


FIG. 44

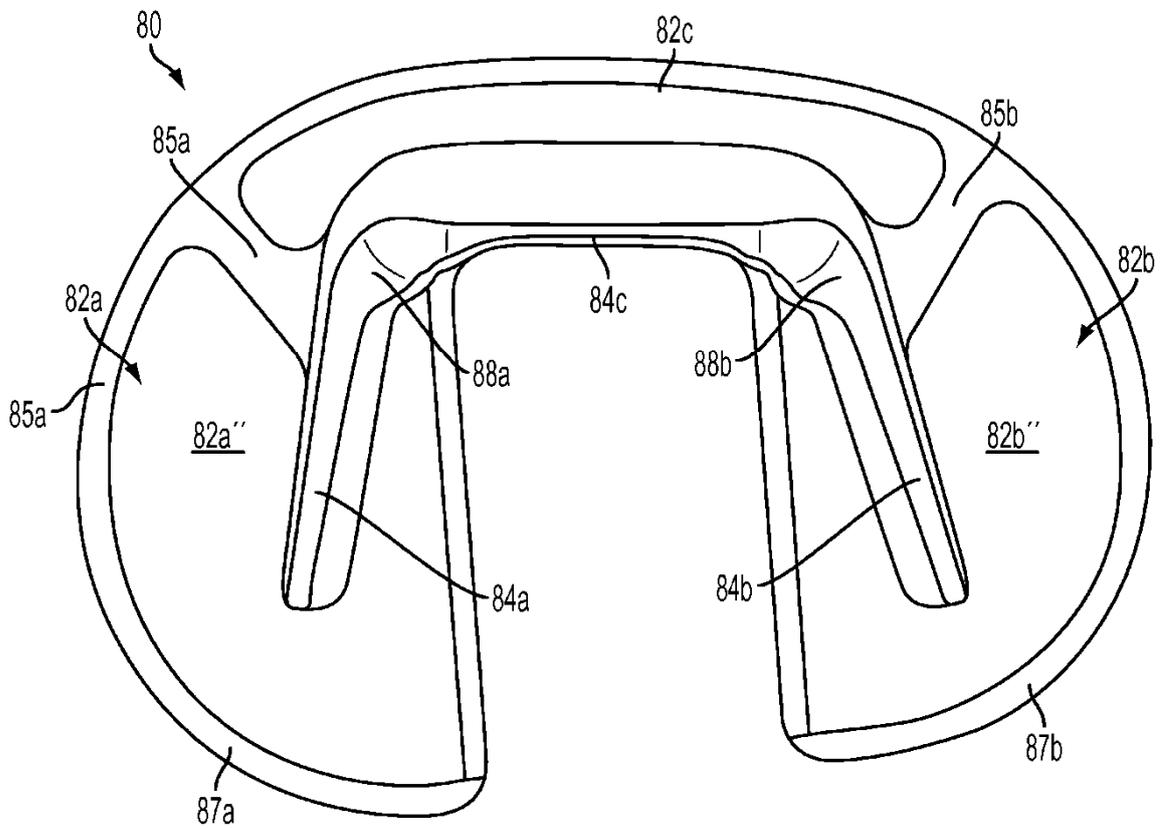


FIG. 45

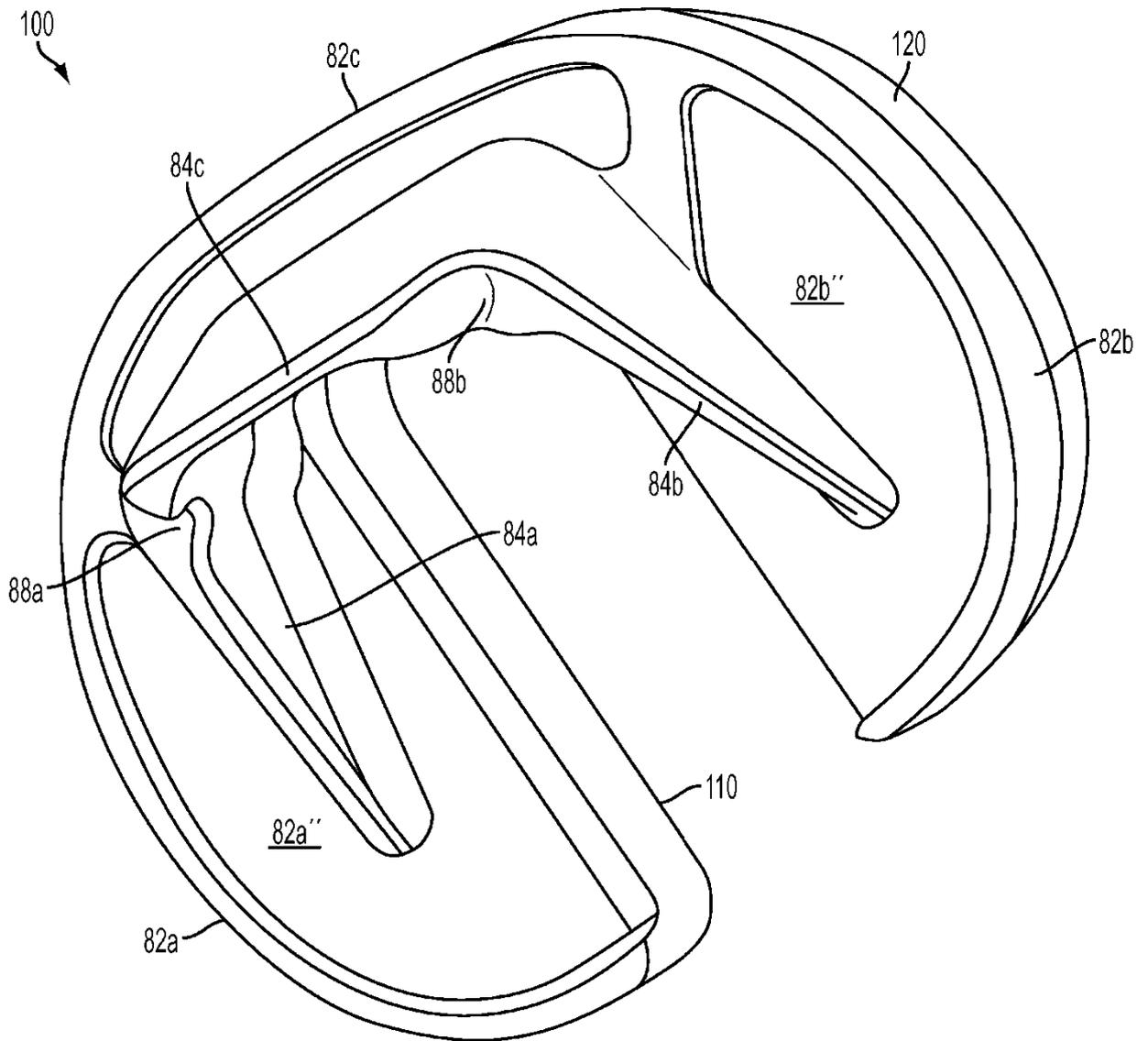


FIG. 46

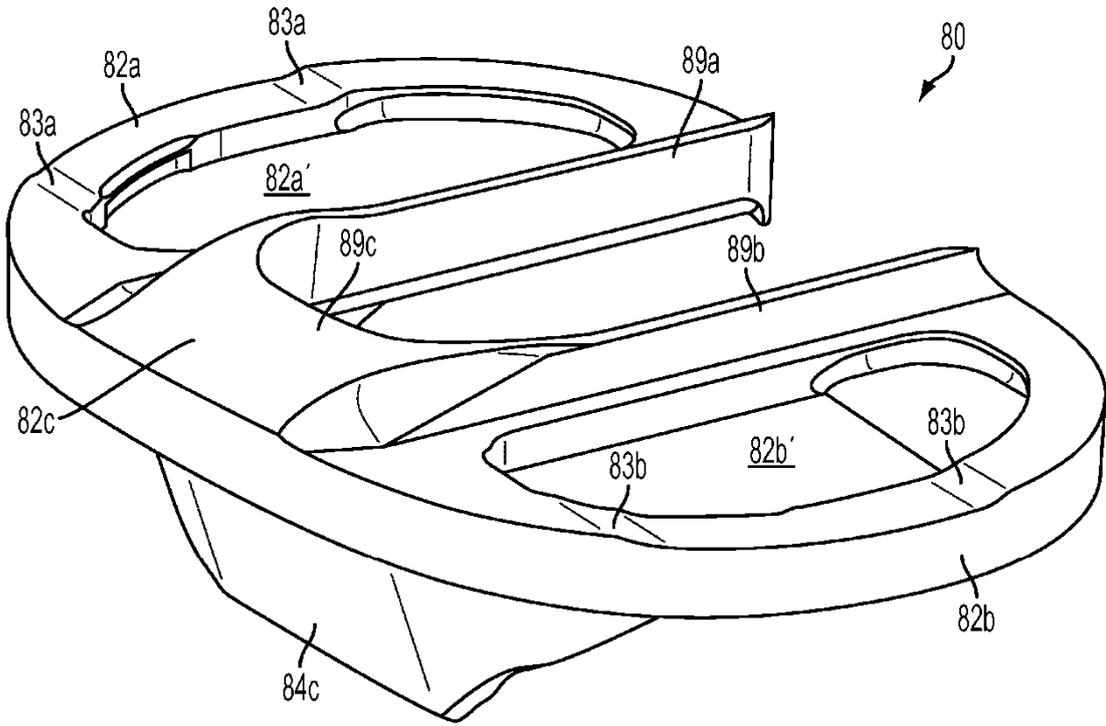


FIG. 47

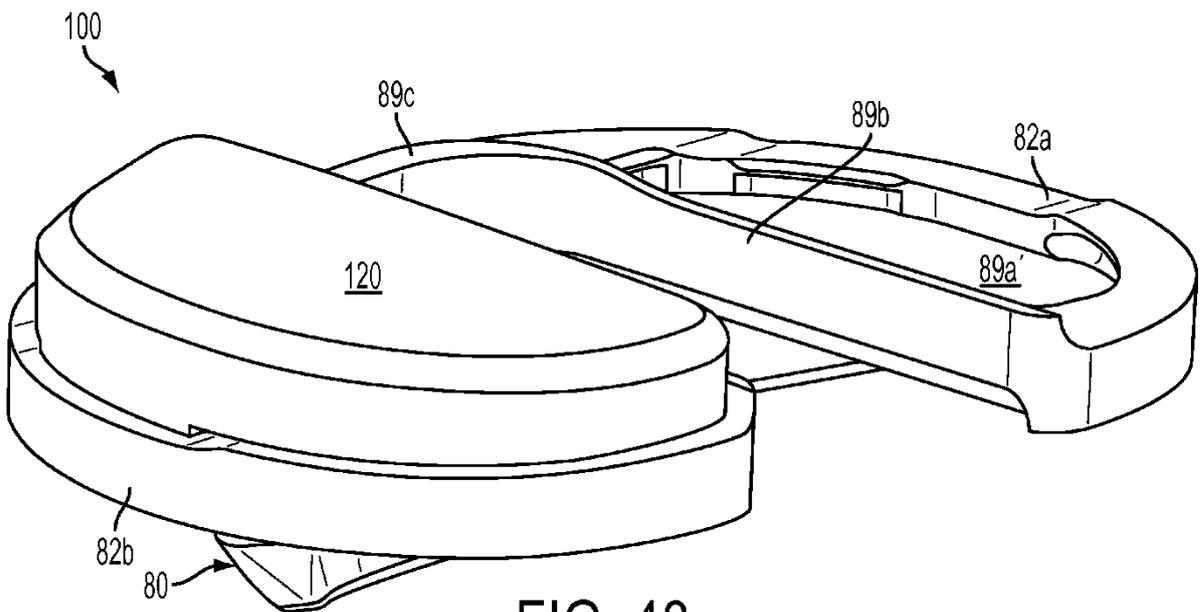


FIG. 48

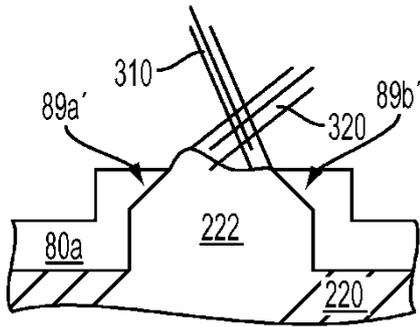


FIG. 49

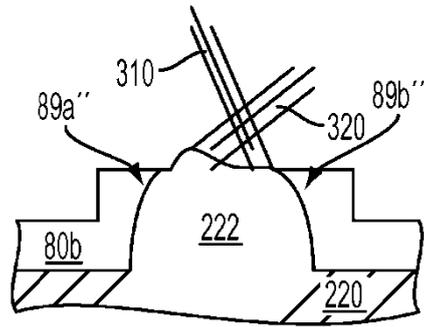


FIG. 50

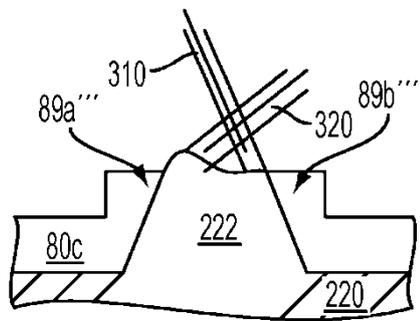


FIG. 51

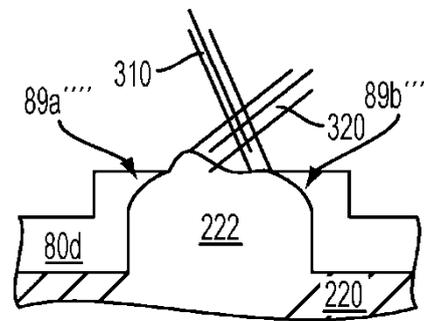


FIG. 52

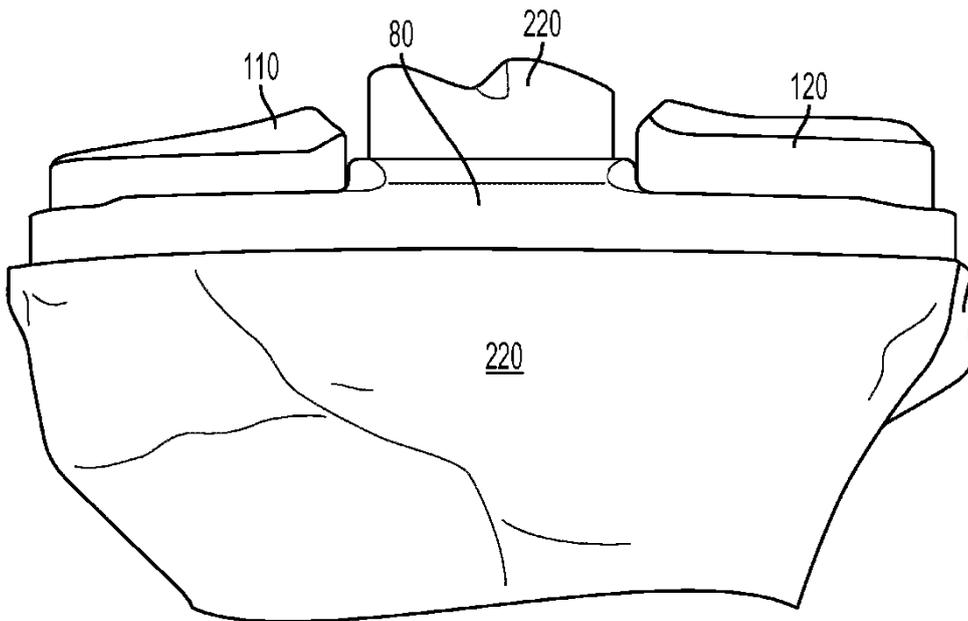


FIG. 53

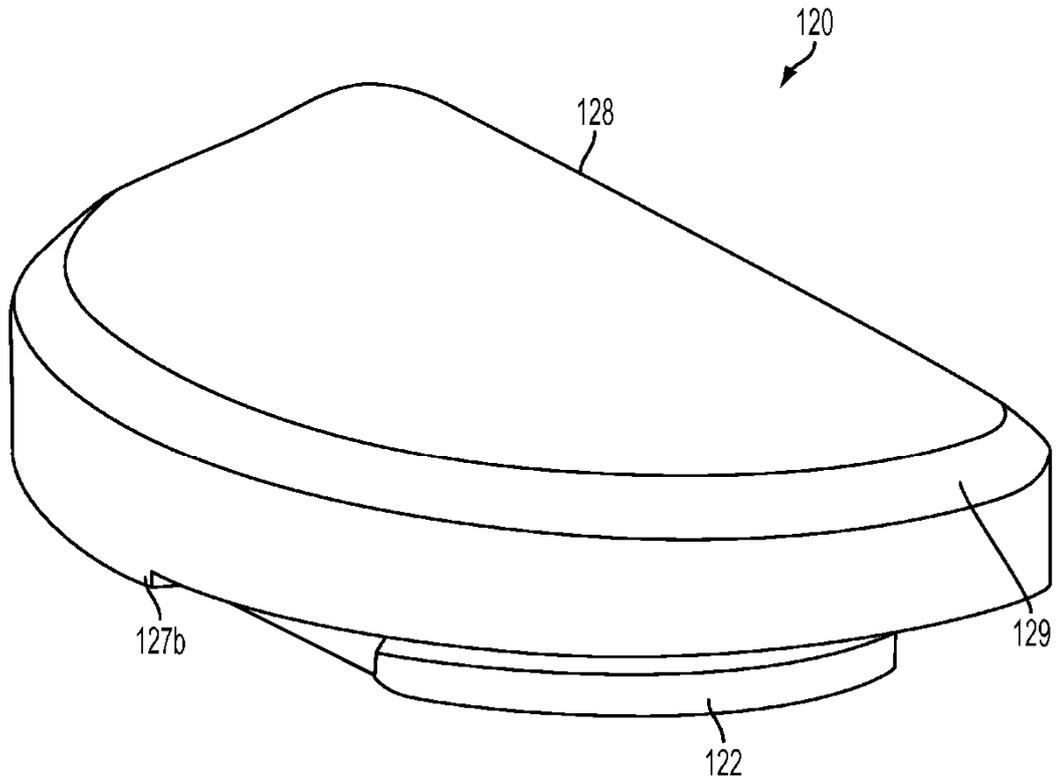


FIG. 54

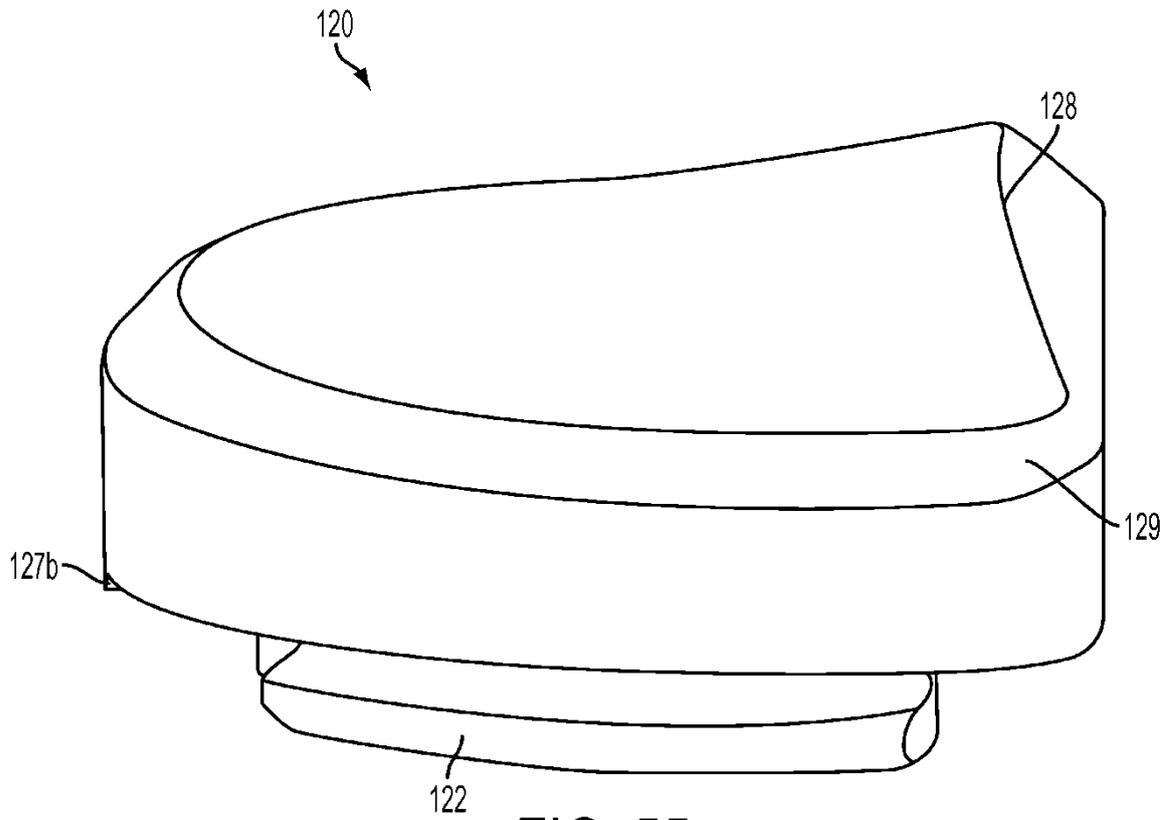


FIG. 55

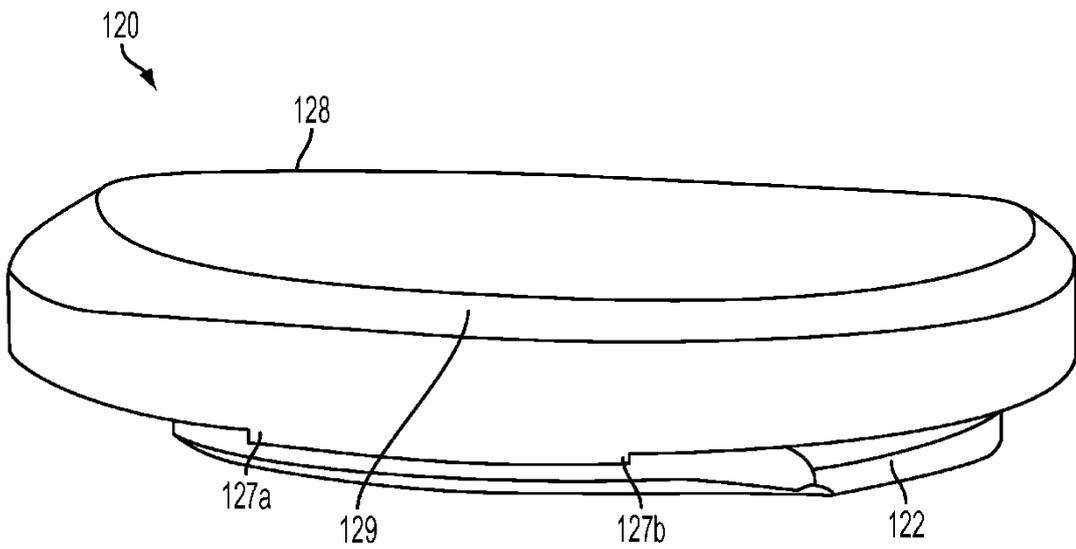


FIG. 56

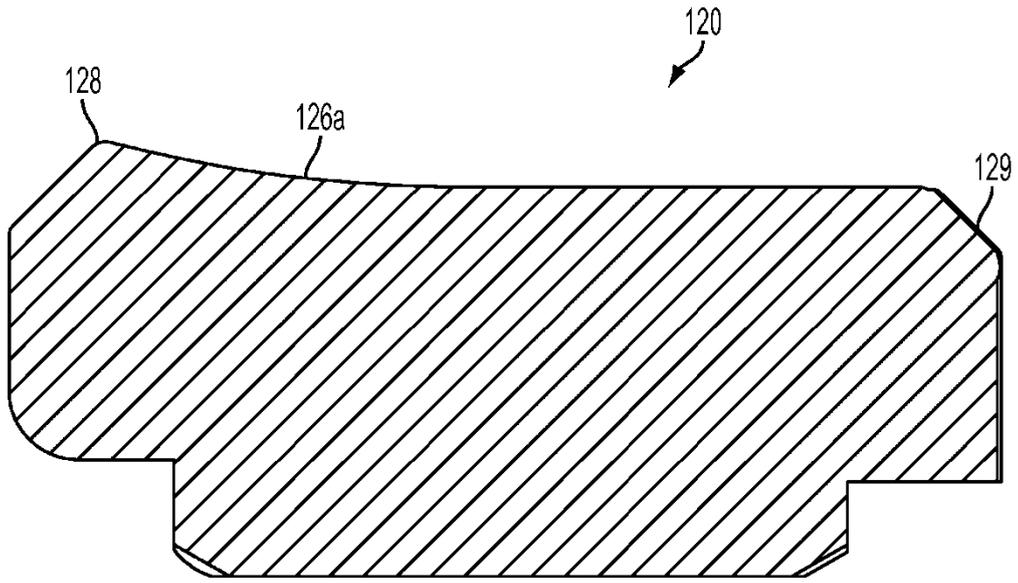


FIG. 57

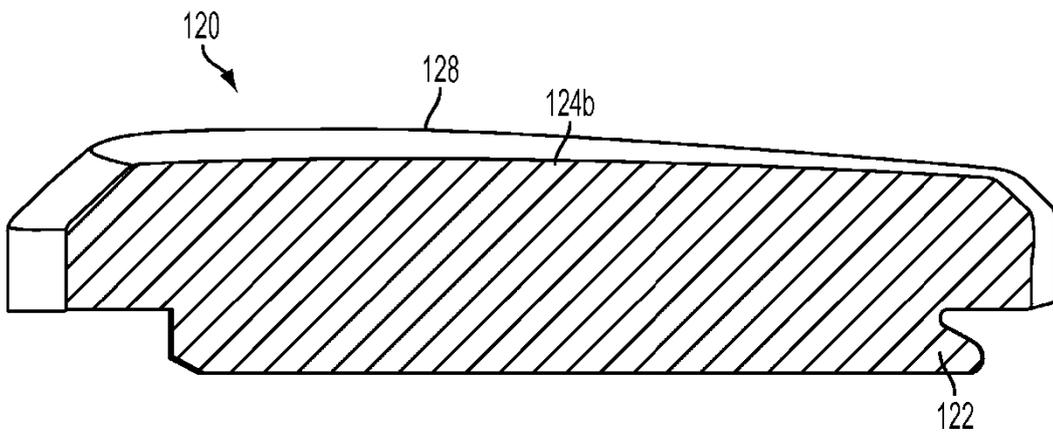


FIG. 58

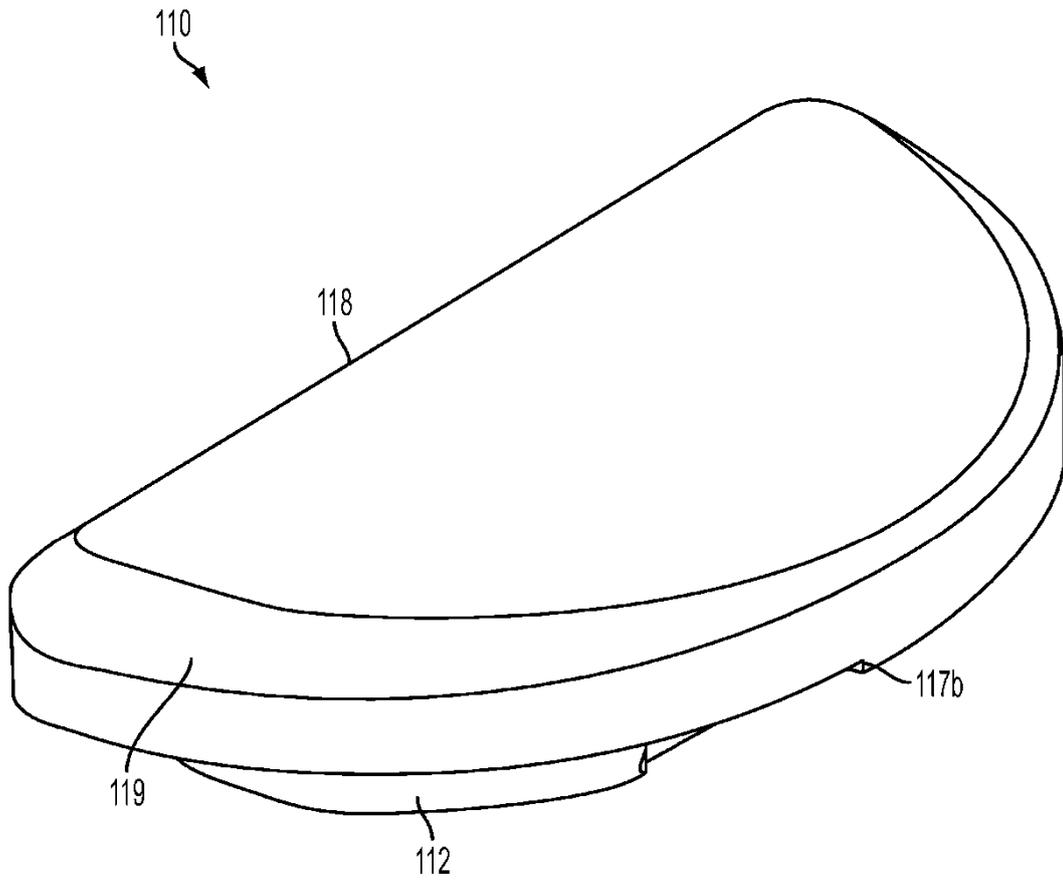


FIG. 59

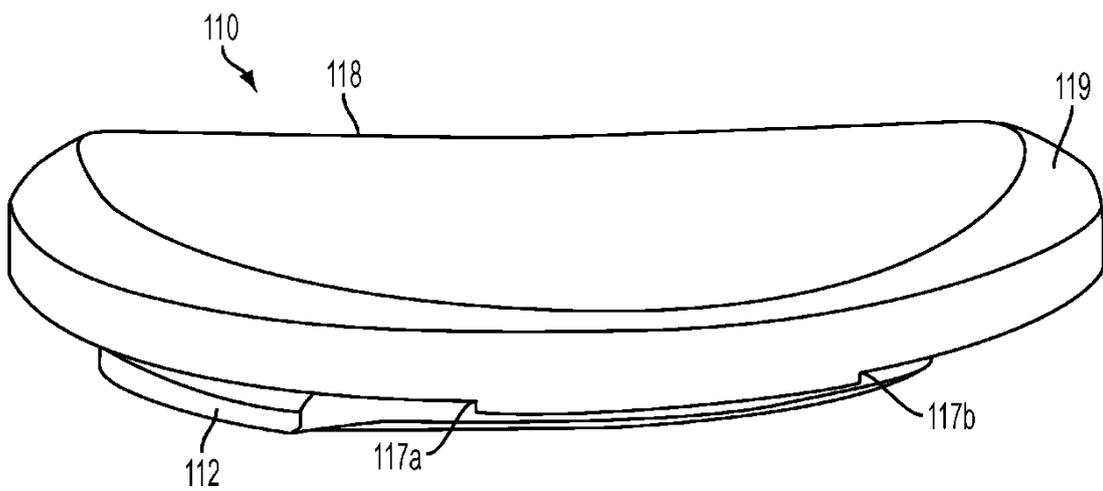


FIG. 60

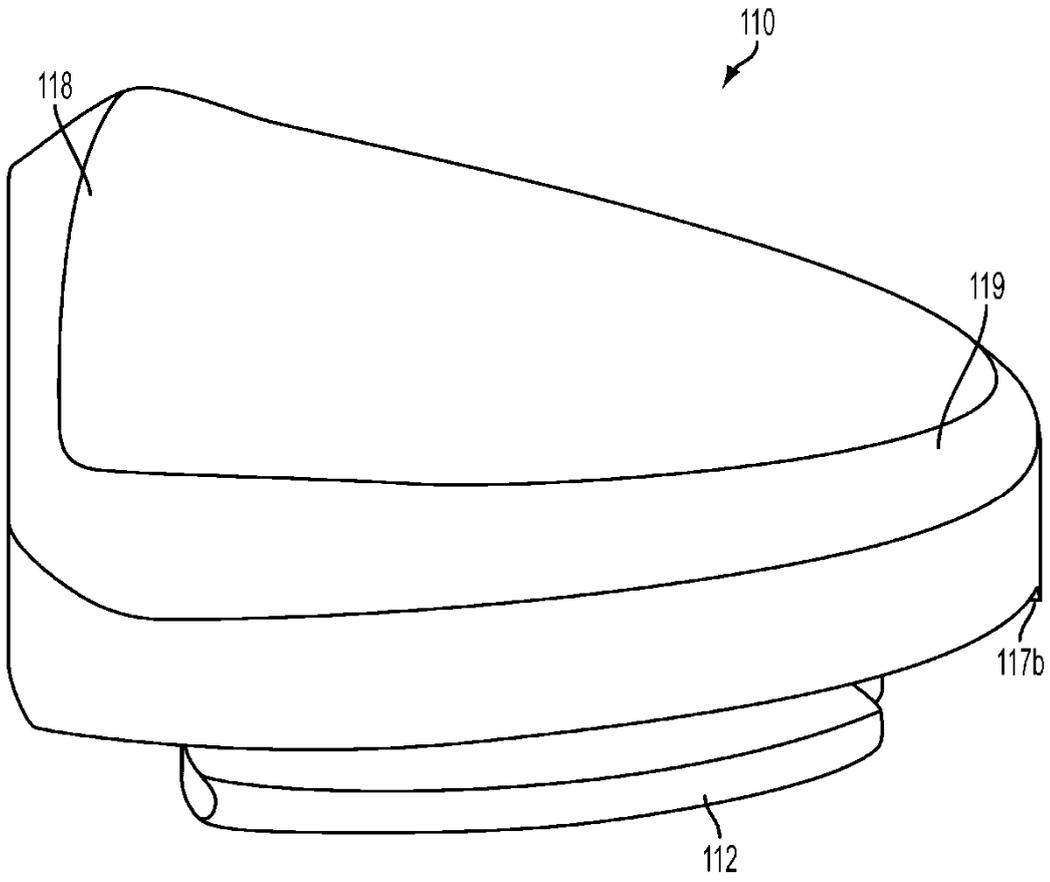


FIG. 61

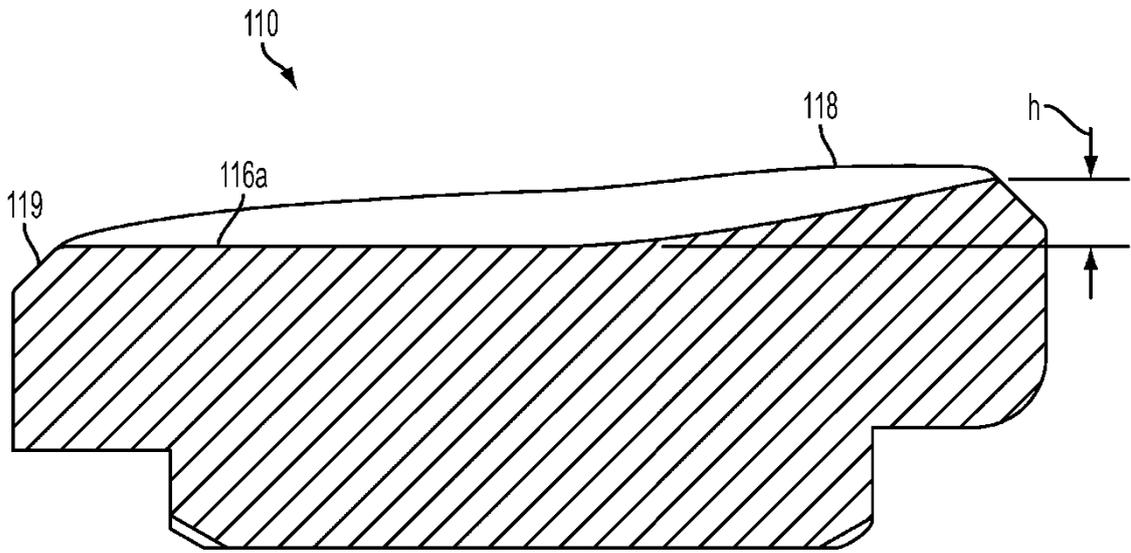


FIG. 62

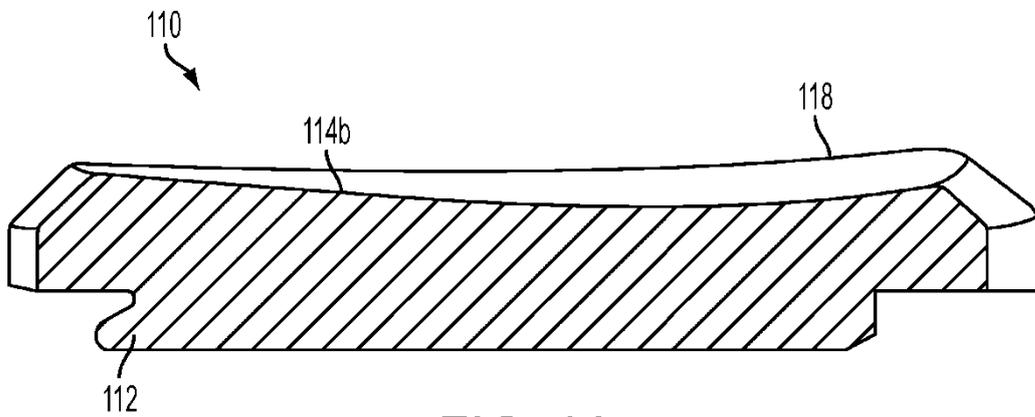


FIG. 63

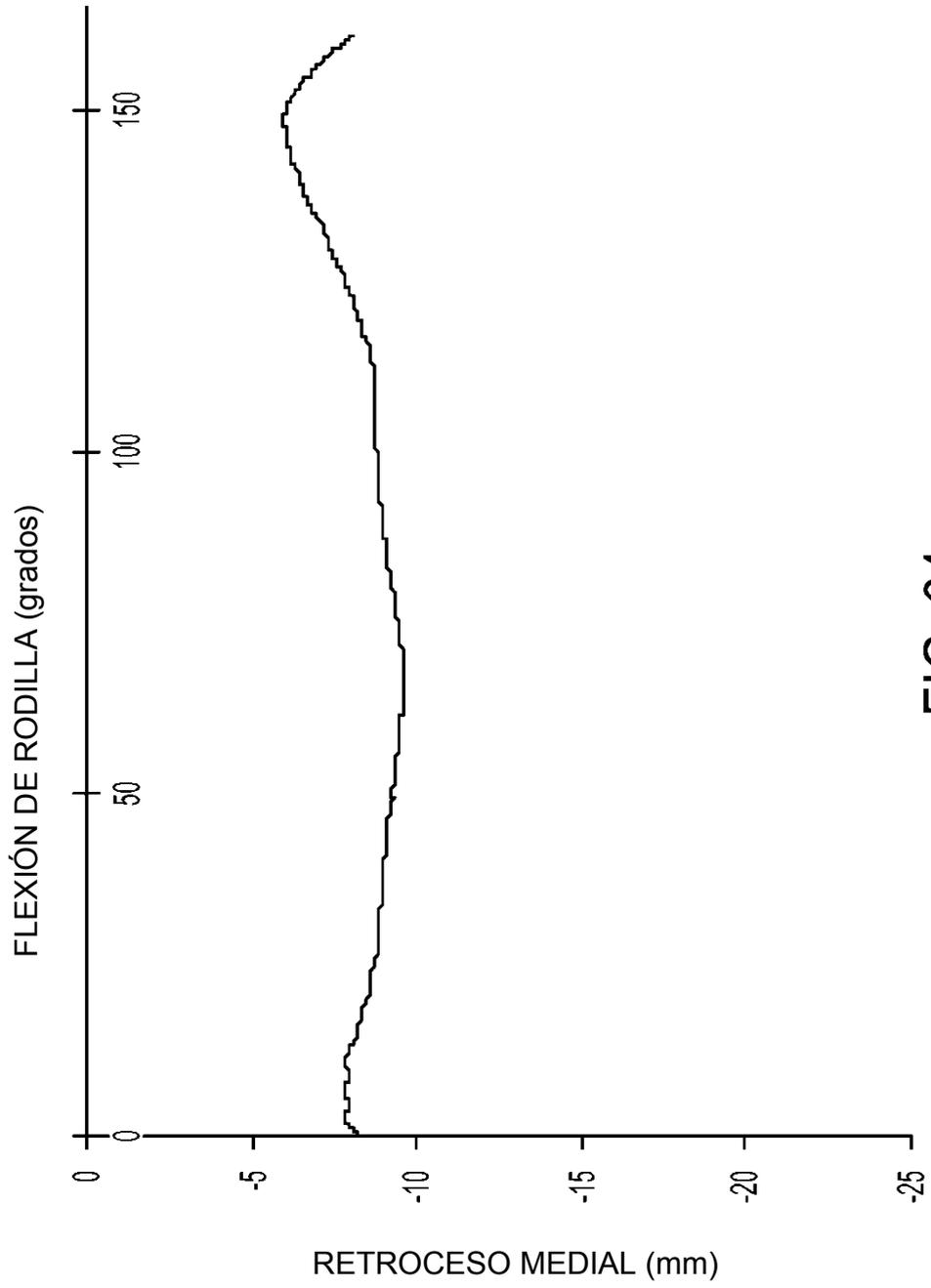


FIG. 64

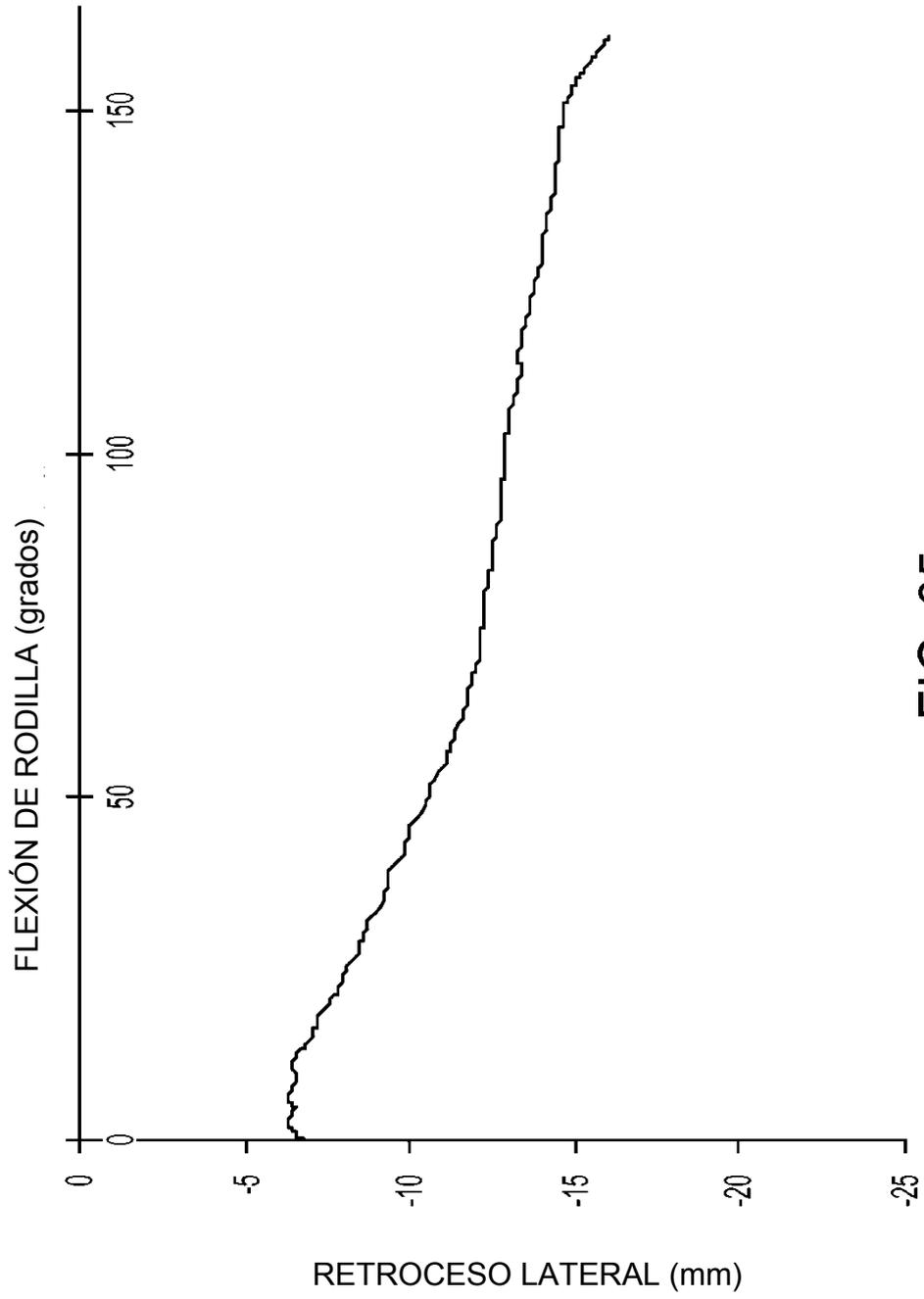


FIG. 65

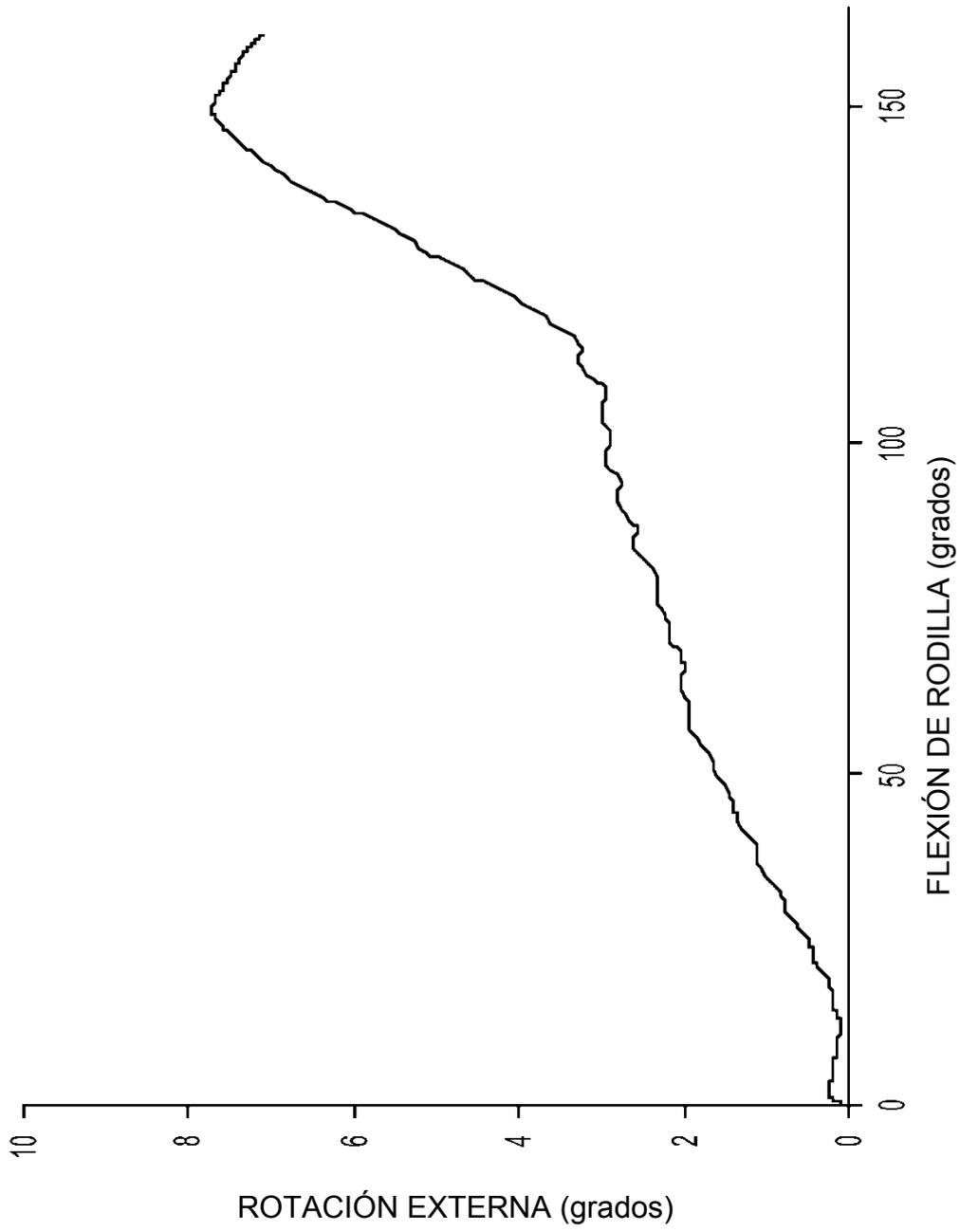


FIG. 66

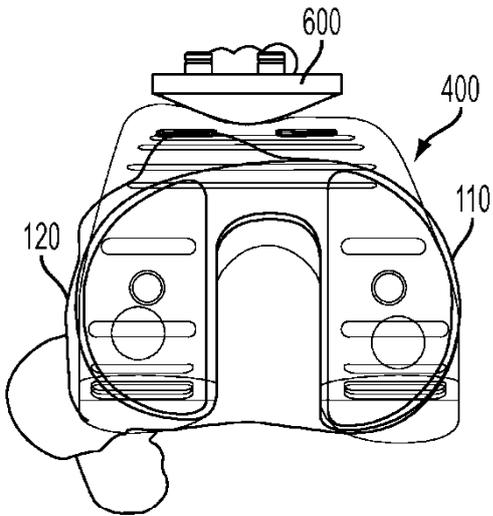


FIG. 67A

0 GRADOS

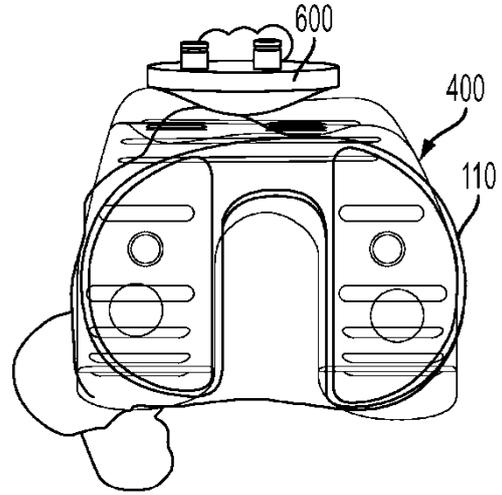


FIG. 67B

10 GRADOS

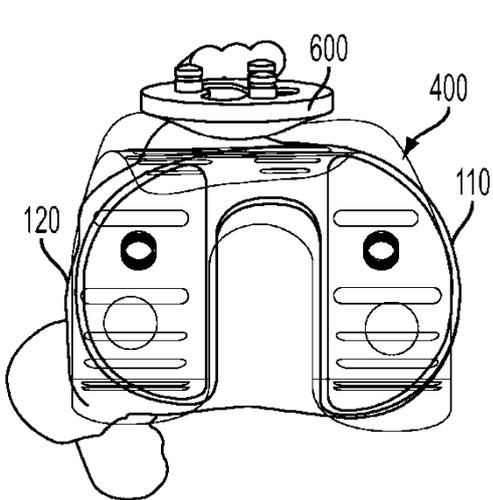


FIG. 67C

20 GRADOS

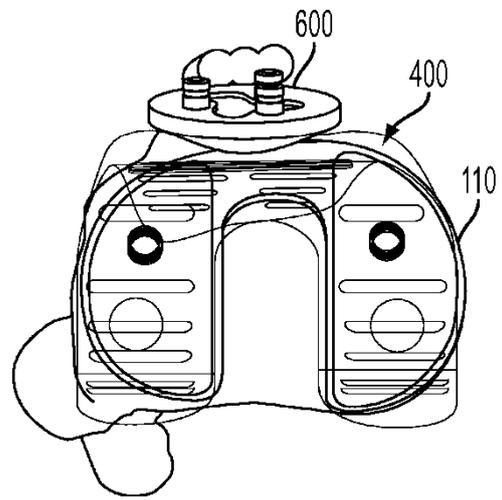


FIG. 67D

30 GRADOS

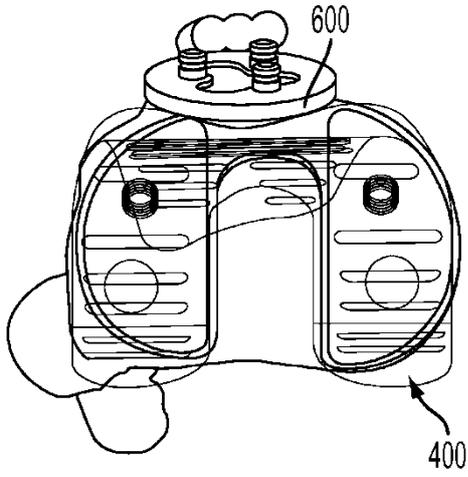


FIG. 67E

40 GRADOS

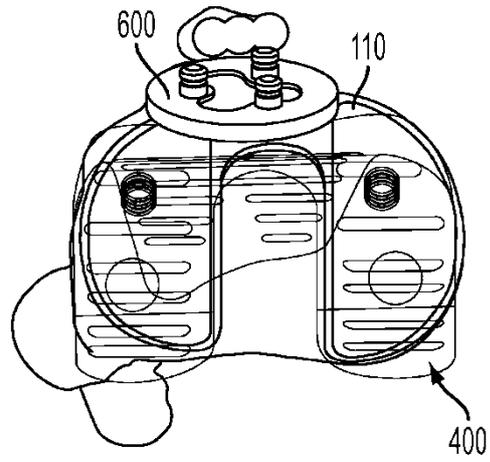


FIG. 67F

50 GRADOS

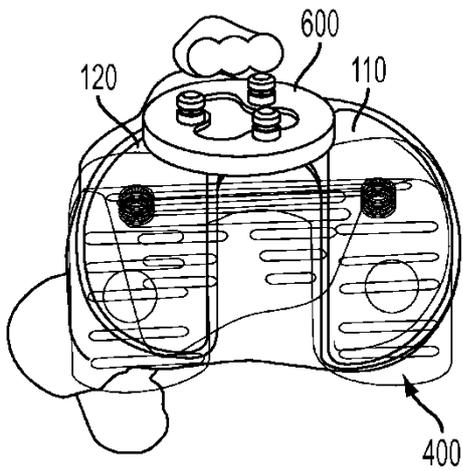


FIG. 67G

60 GRADOS

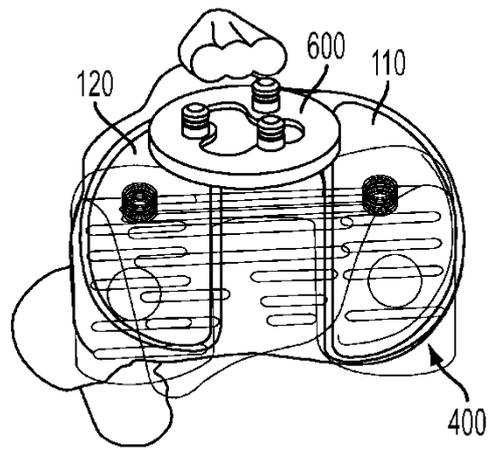
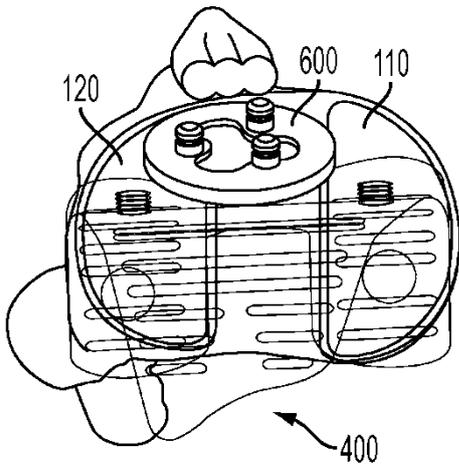


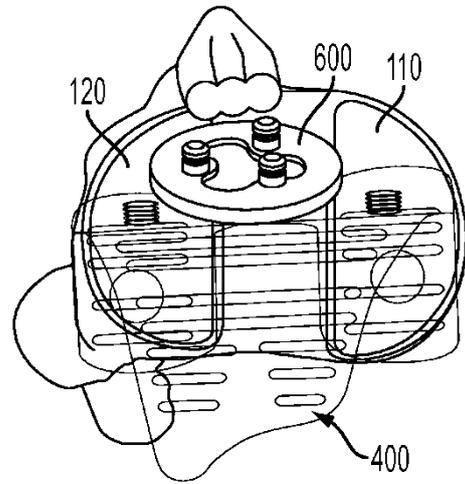
FIG. 67H

70 GRADOS



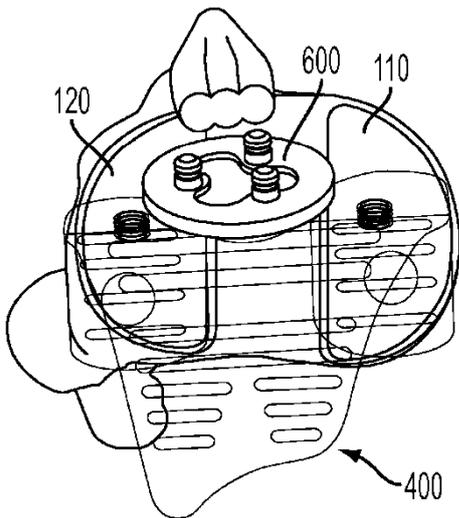
80 GRADOS

FIG. 67I



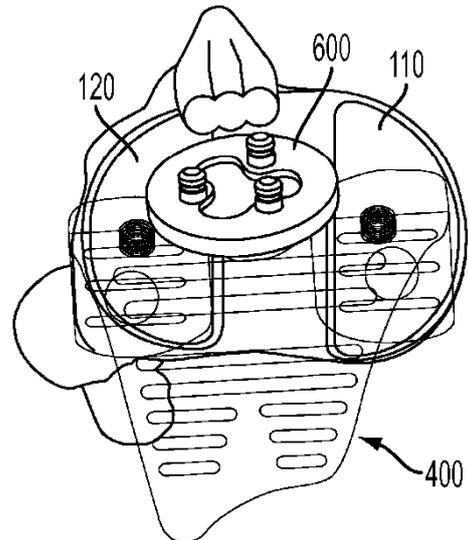
90 GRADOS

FIG. 67J



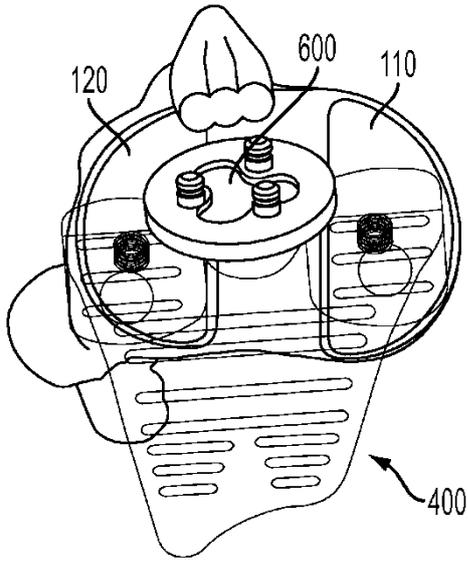
100 GRADOS

FIG. 67K



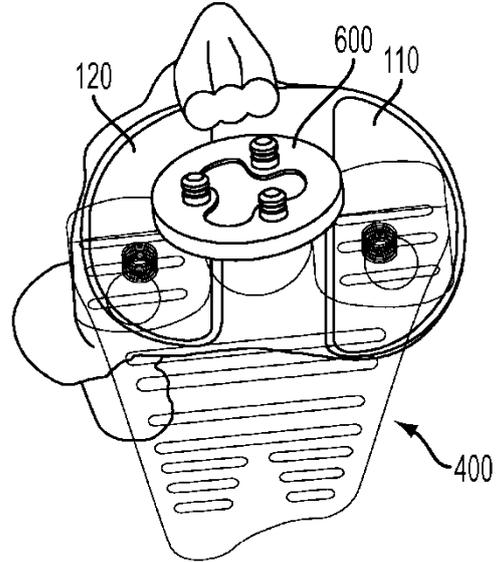
110 GRADOS

FIG. 67L



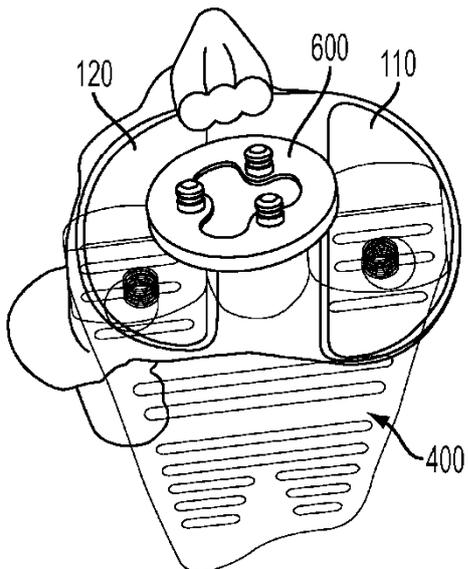
120 GRADOS

FIG. 67M



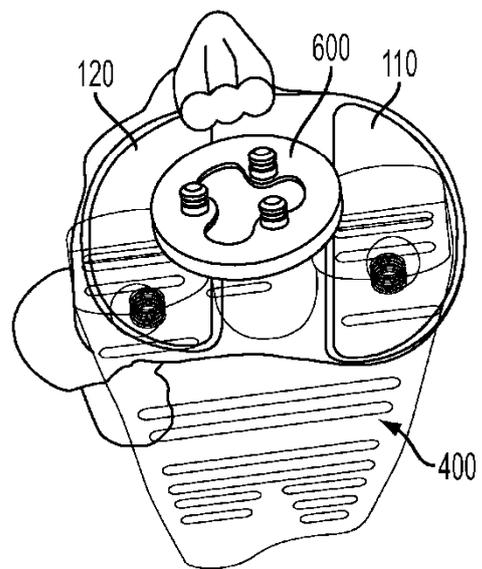
130 GRADOS

FIG. 67N



140 GRADOS

FIG. 67O



150 GRADOS

FIG. 67P

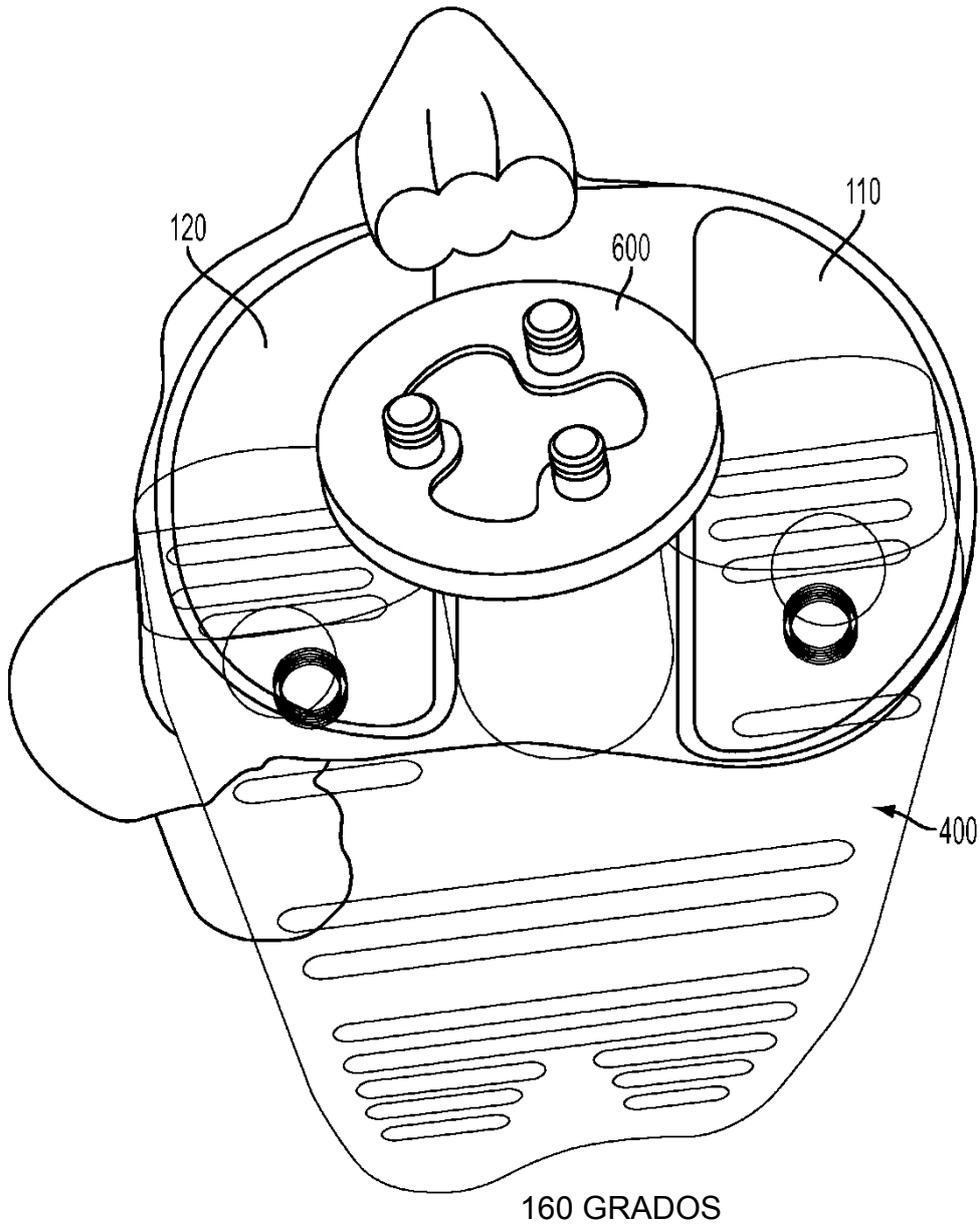


FIG. 67Q

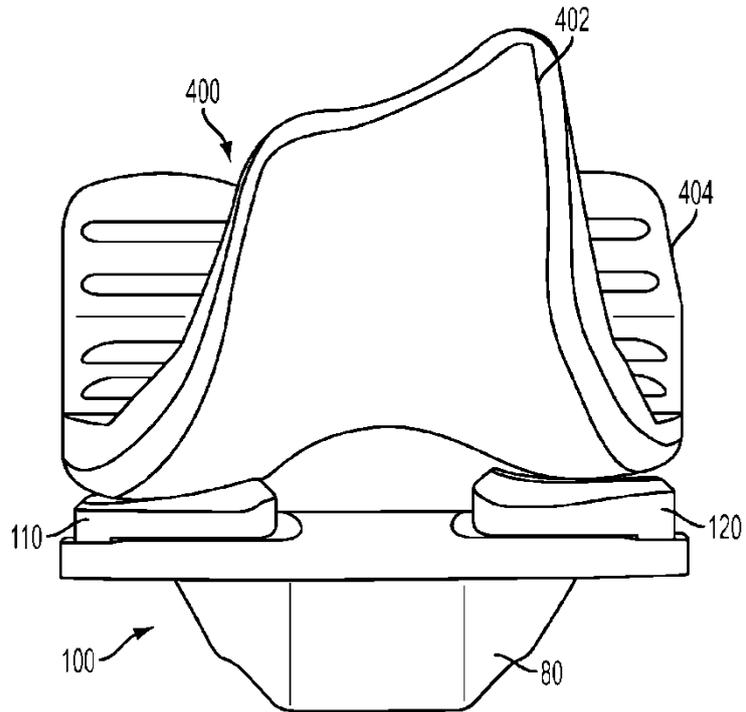


FIG. 68

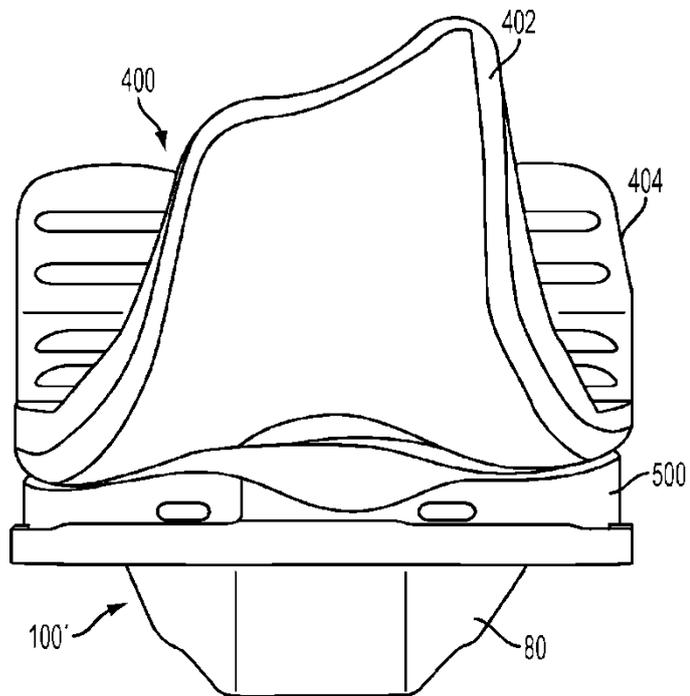


FIG. 69

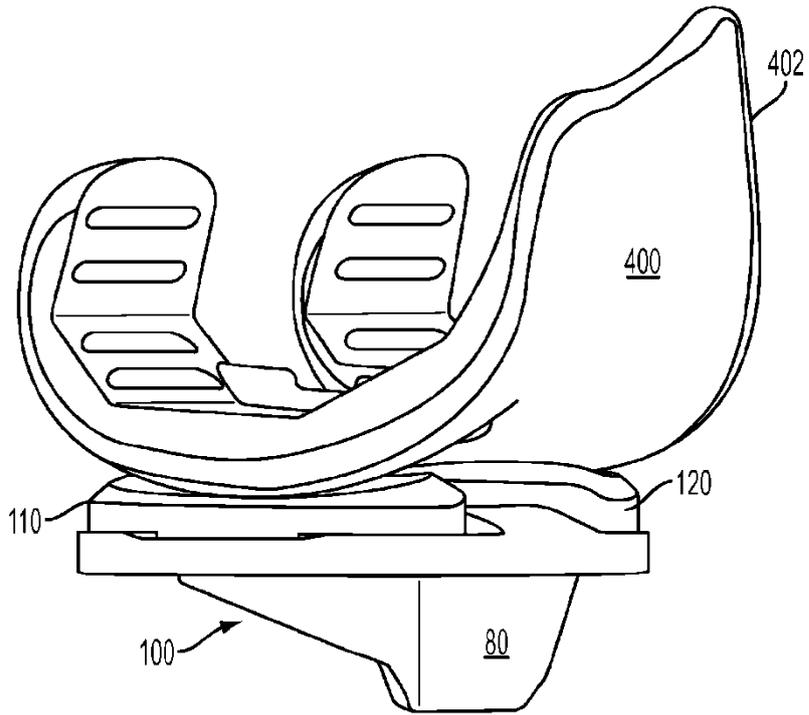


FIG. 70

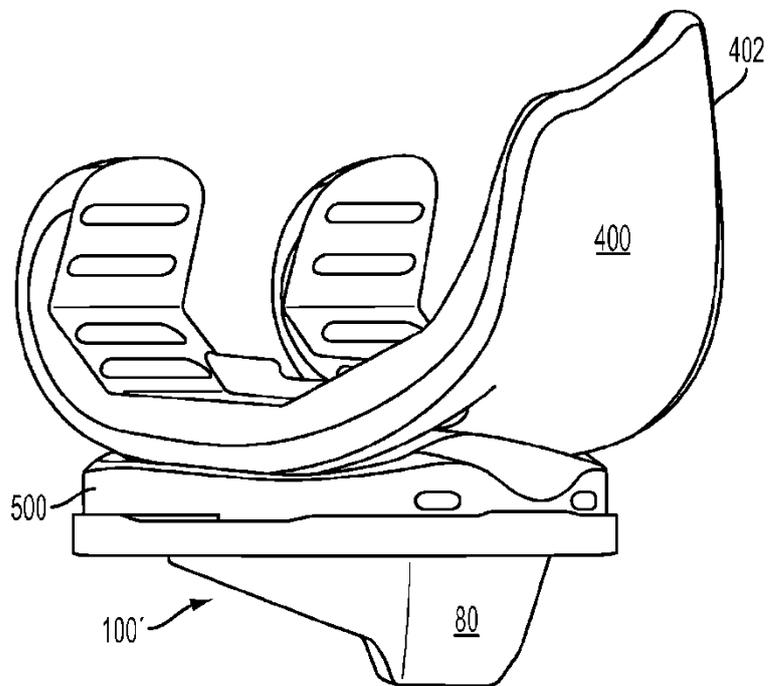


FIG. 71

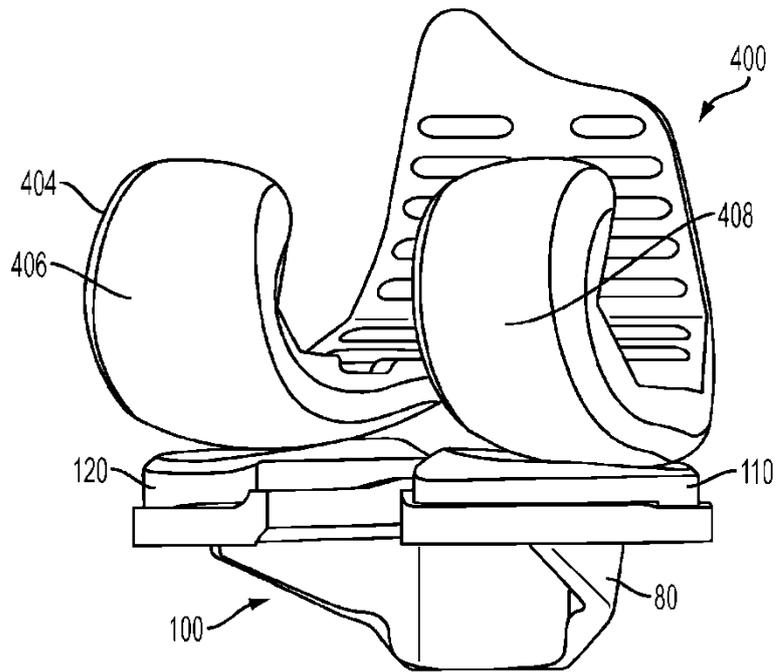


FIG. 72

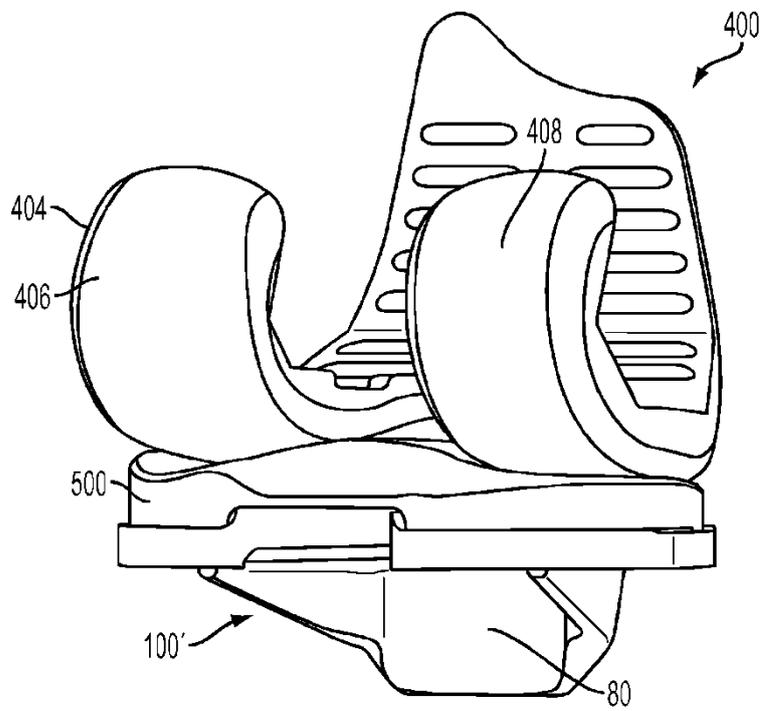


FIG. 73

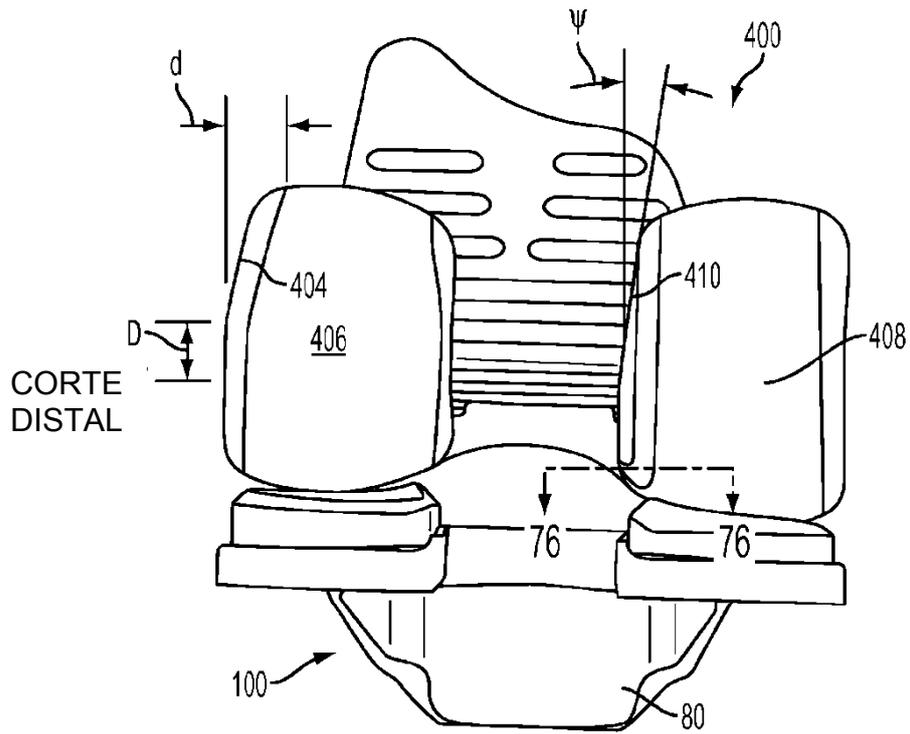


FIG. 74

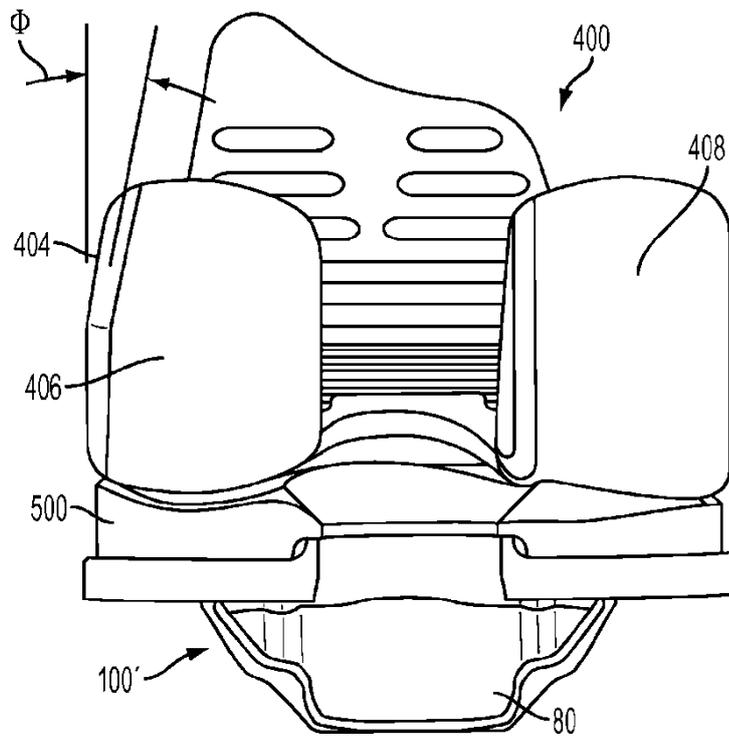


FIG. 75

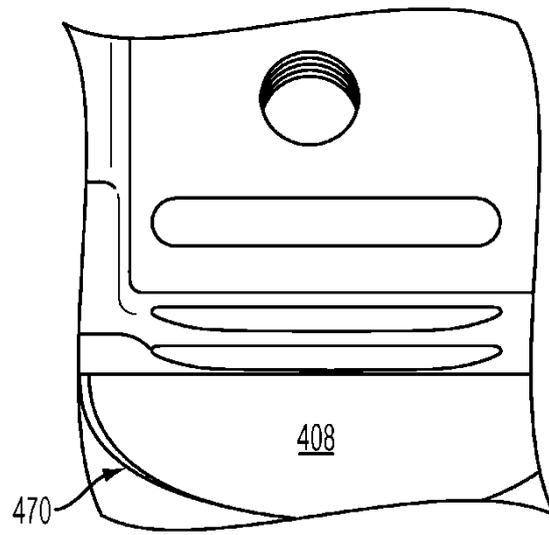


FIG. 76

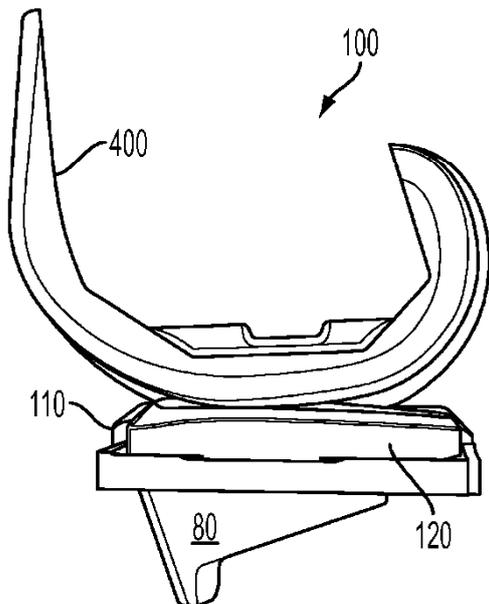


FIG. 77

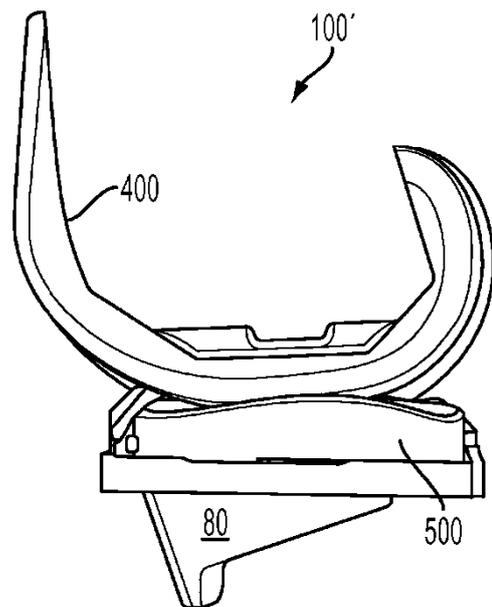


FIG. 78

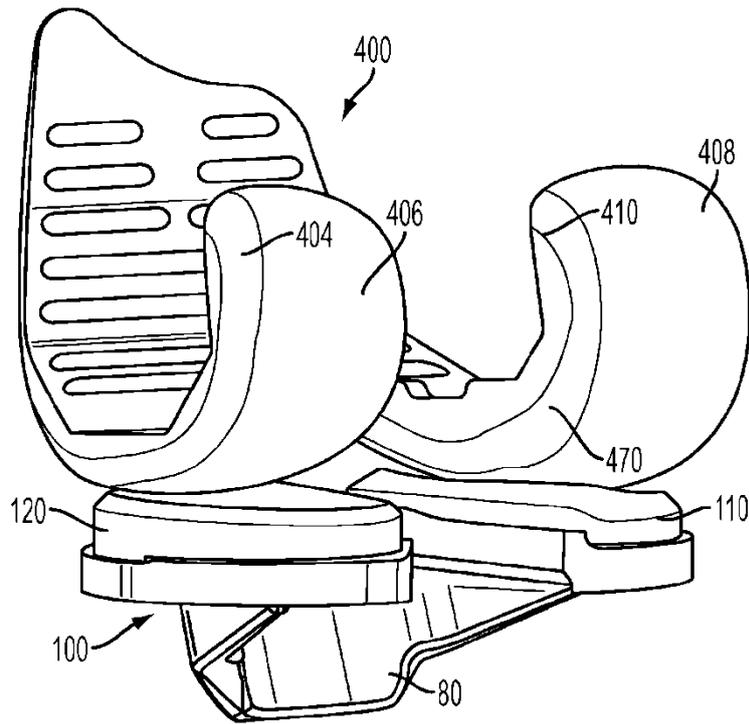


FIG. 79

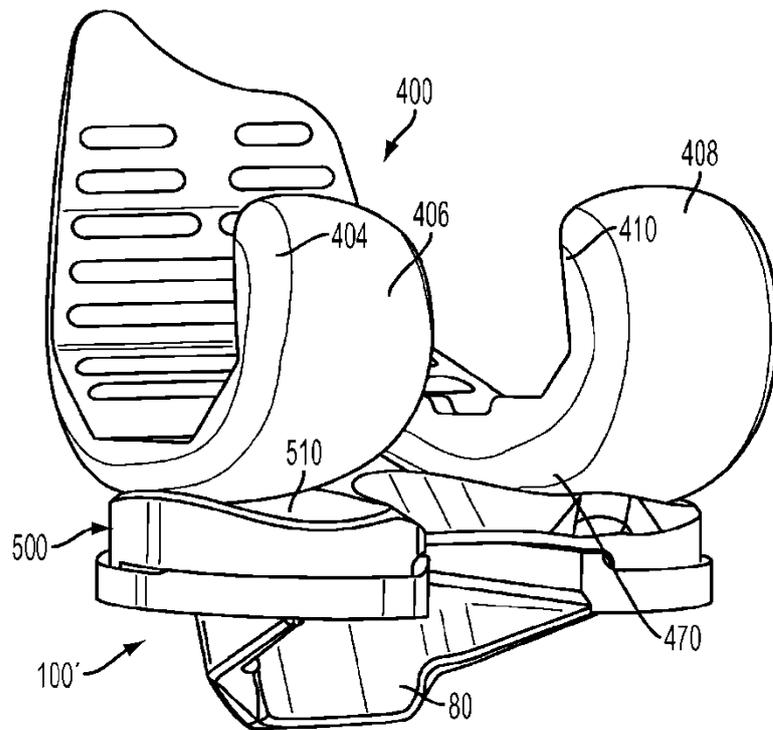


FIG. 80

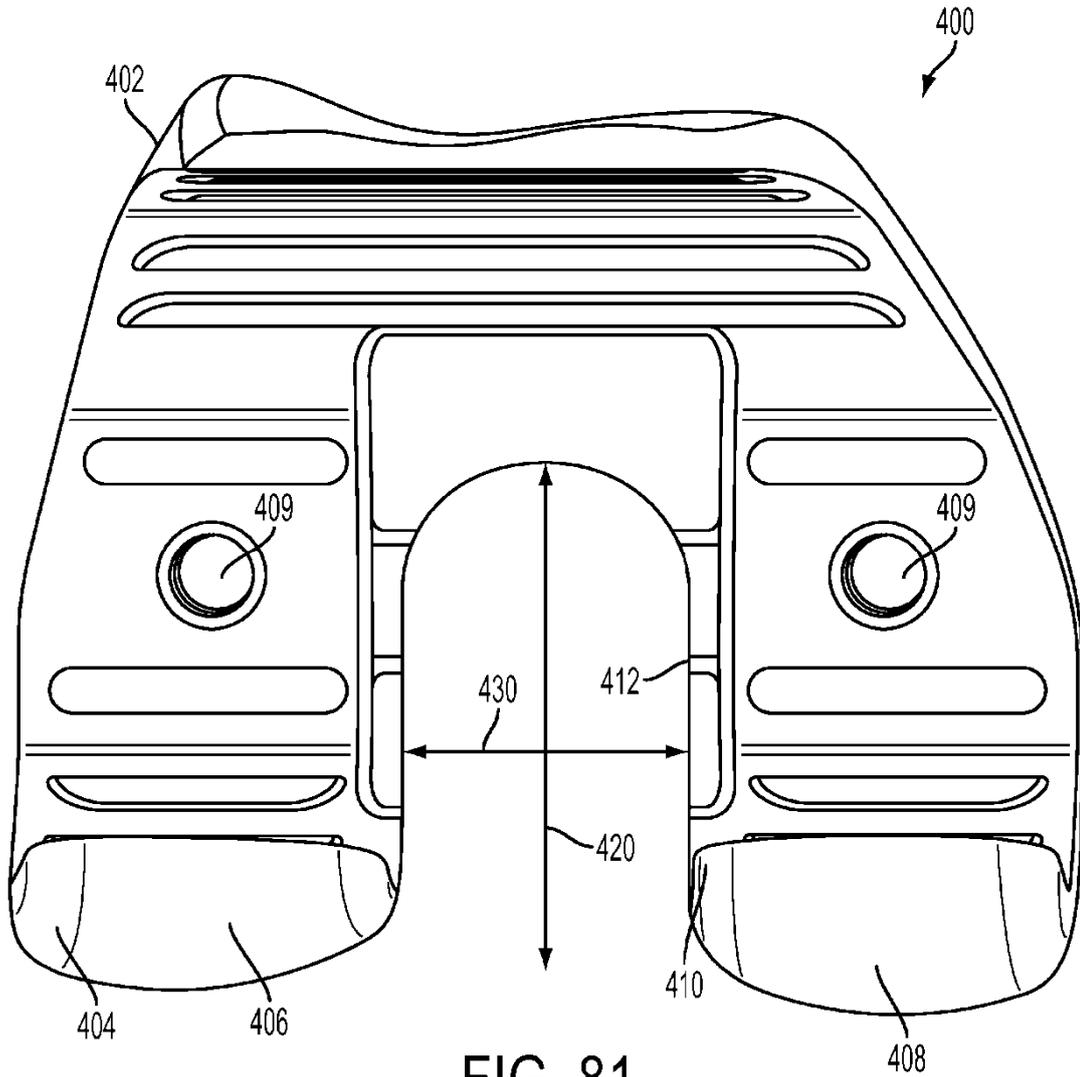
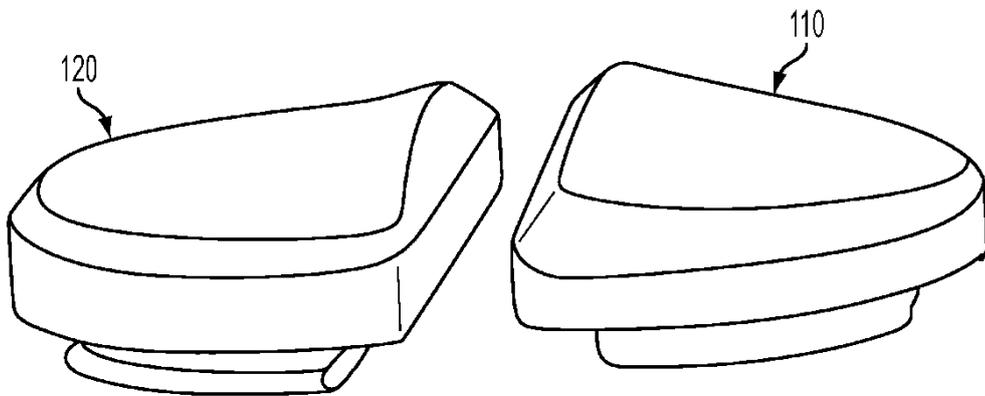
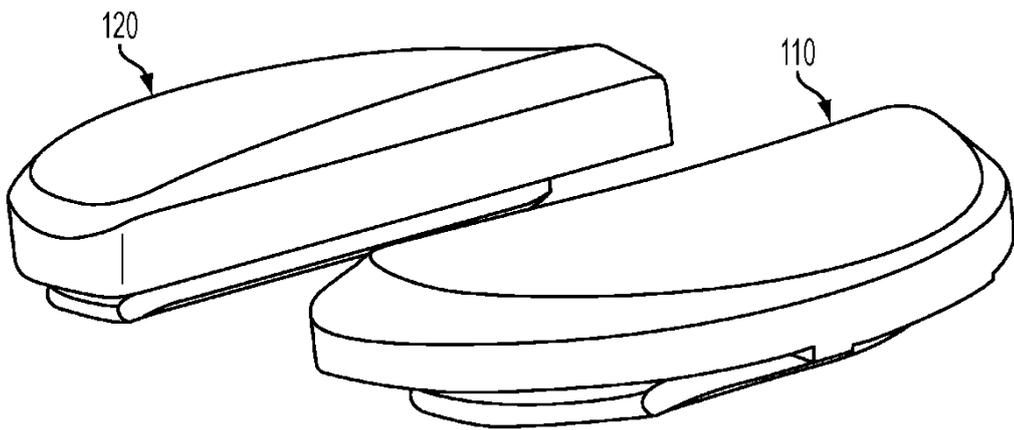
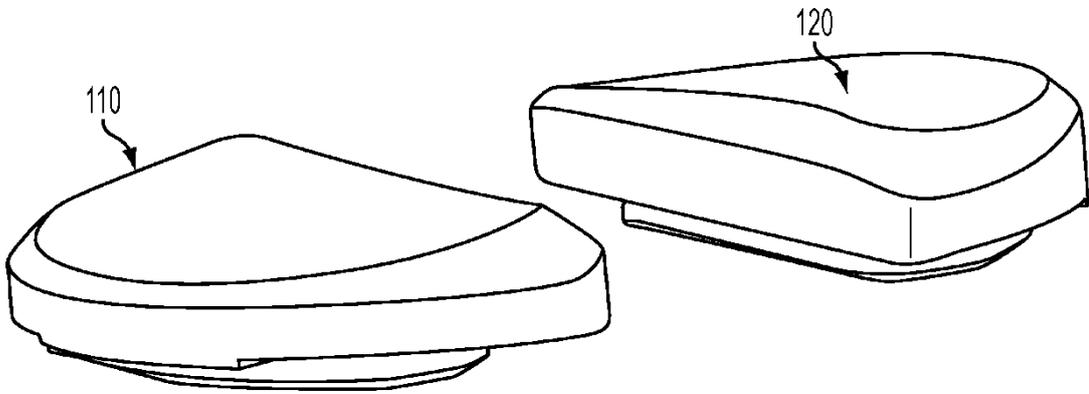


FIG. 81



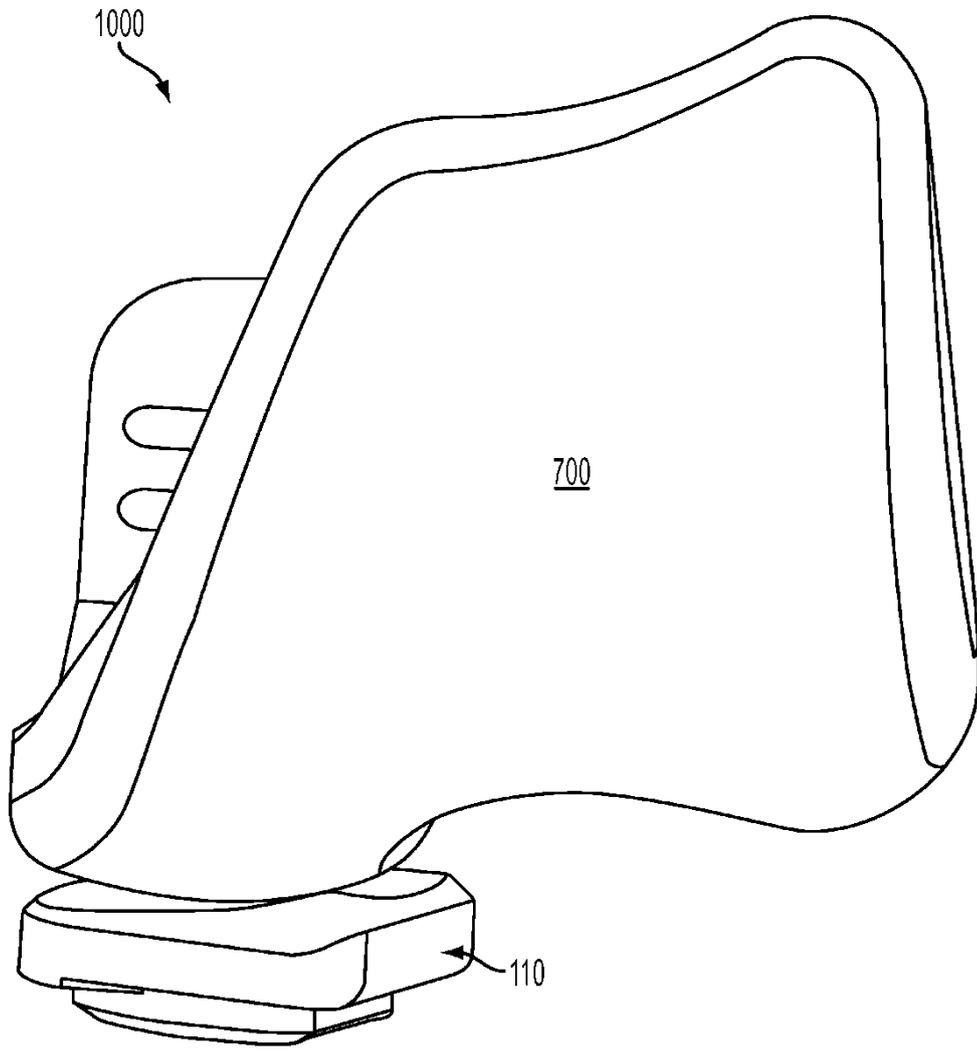


FIG. 85

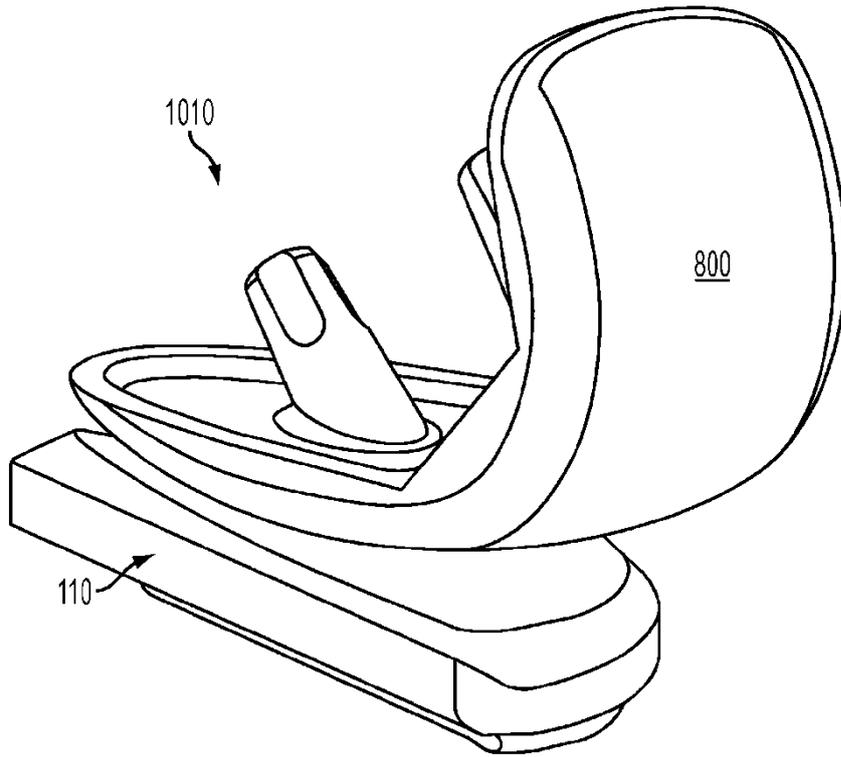


FIG. 86

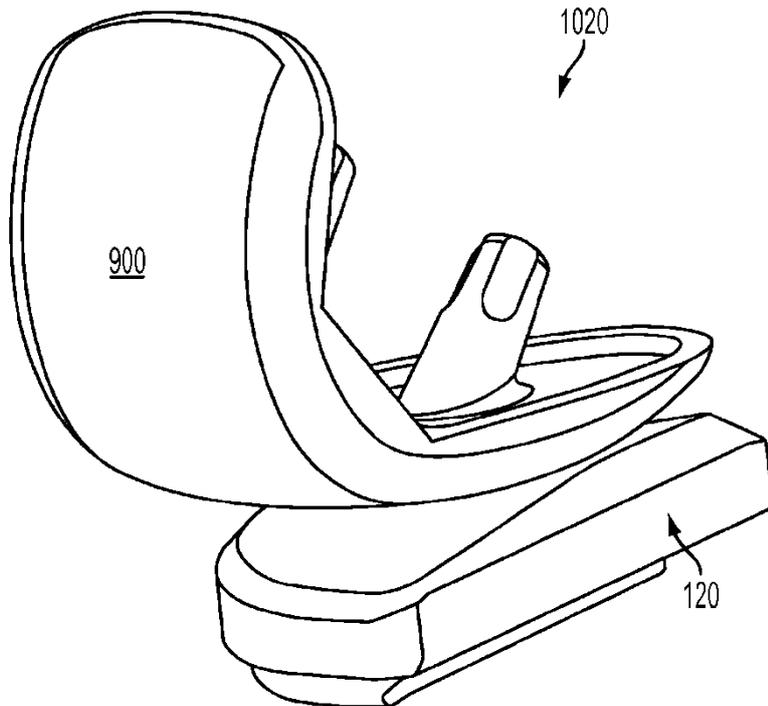


FIG. 87

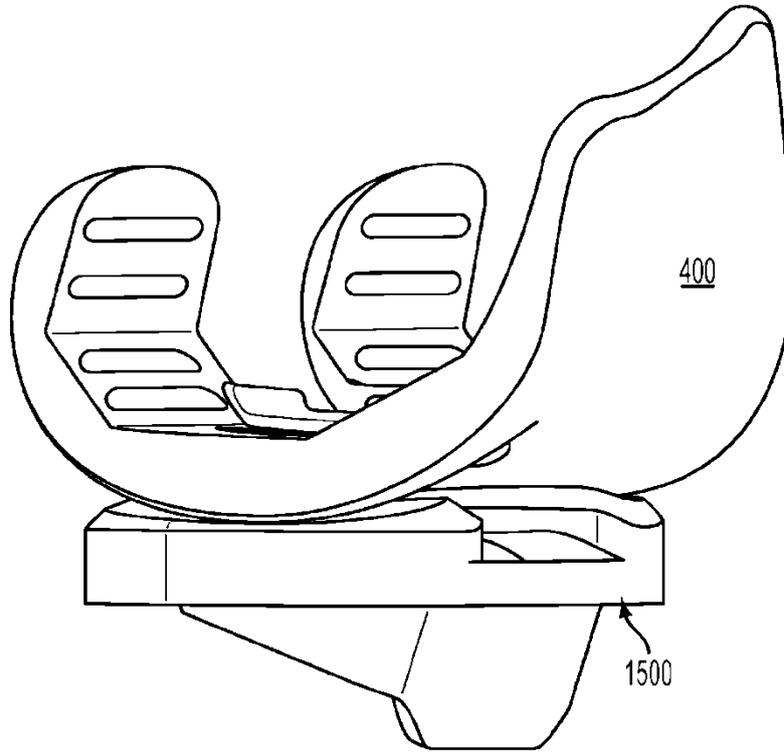


FIG. 88

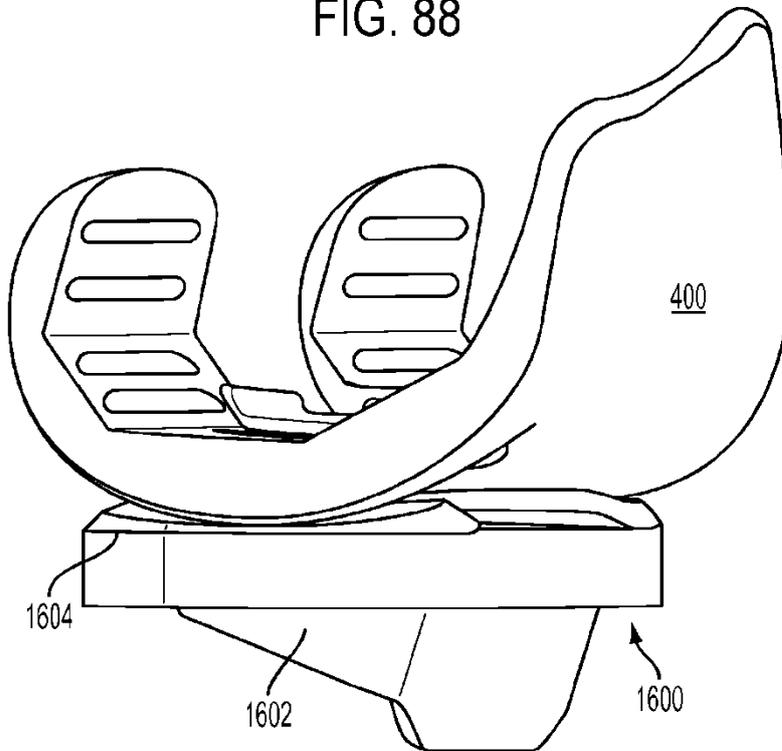


FIG. 89

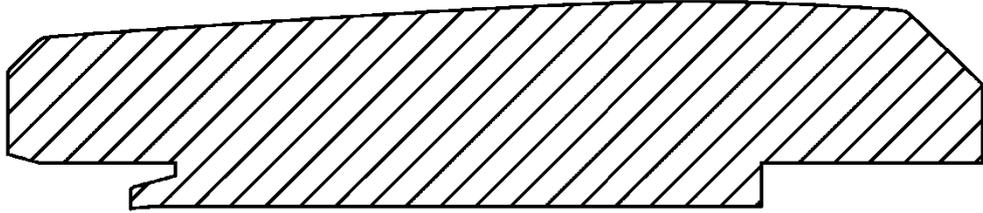


FIG. 90a

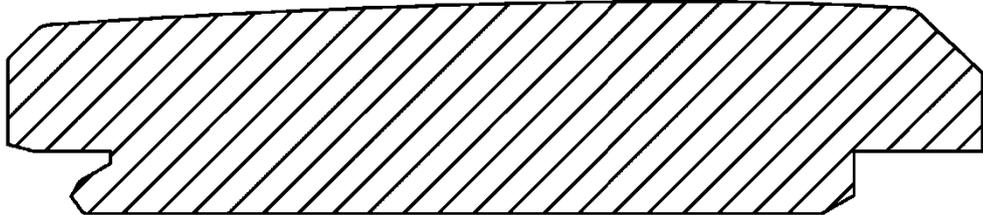


FIG. 90b

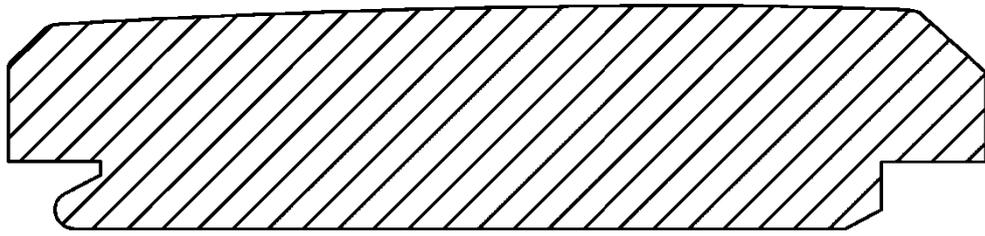


FIG. 90c

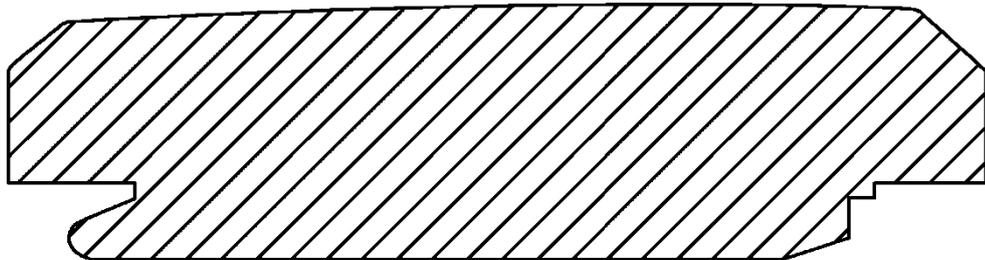


FIG. 90d

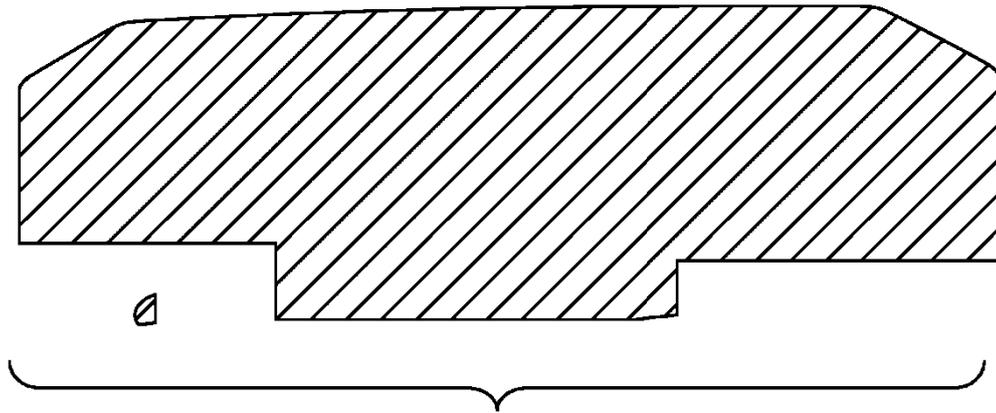


FIG. 90e

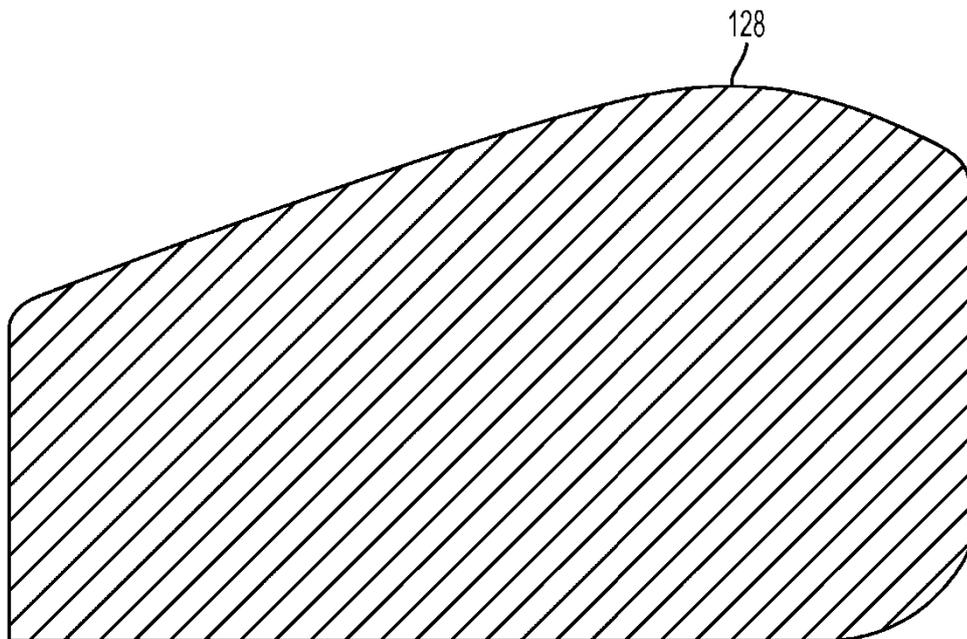


FIG. 91a

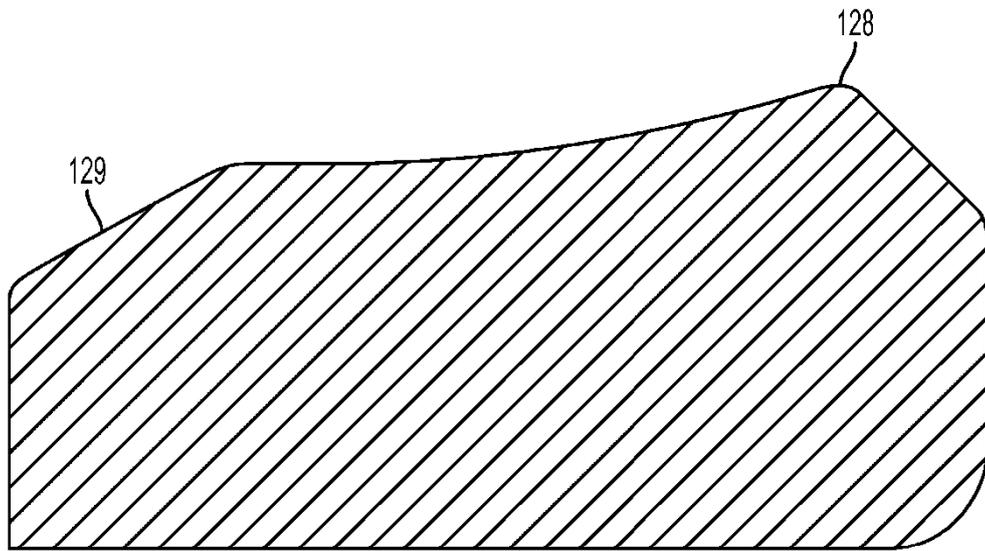


FIG. 91b

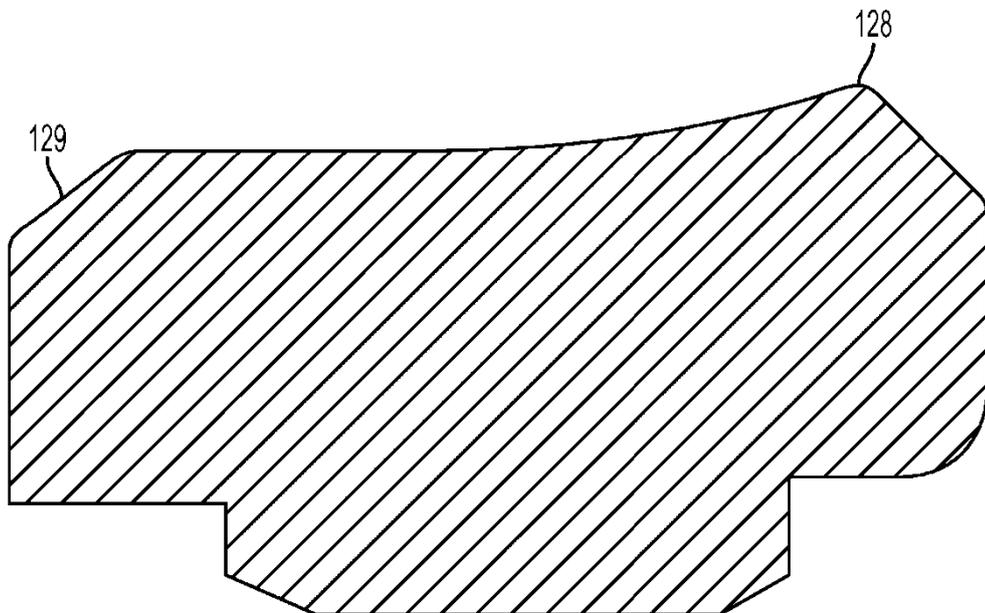


FIG. 91c

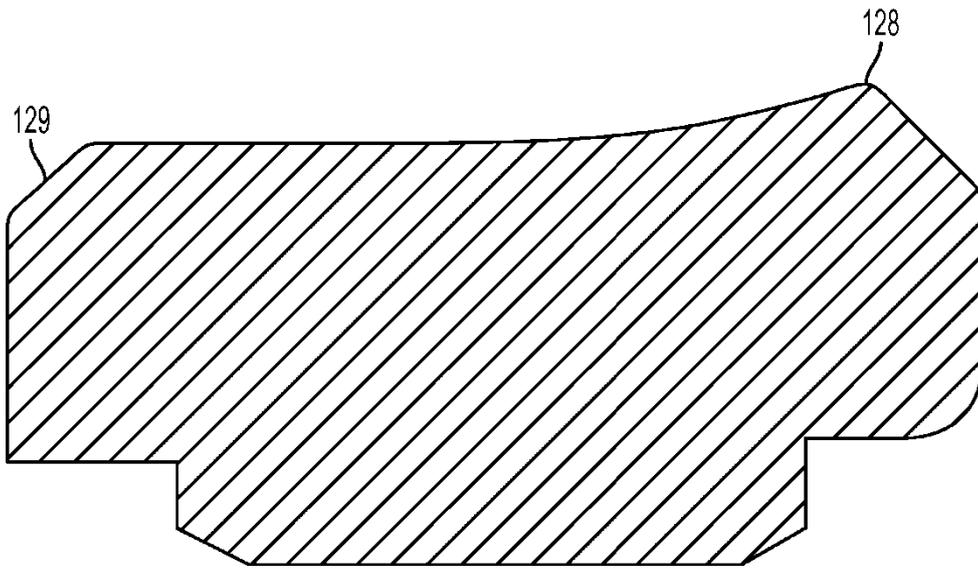


FIG. 91d

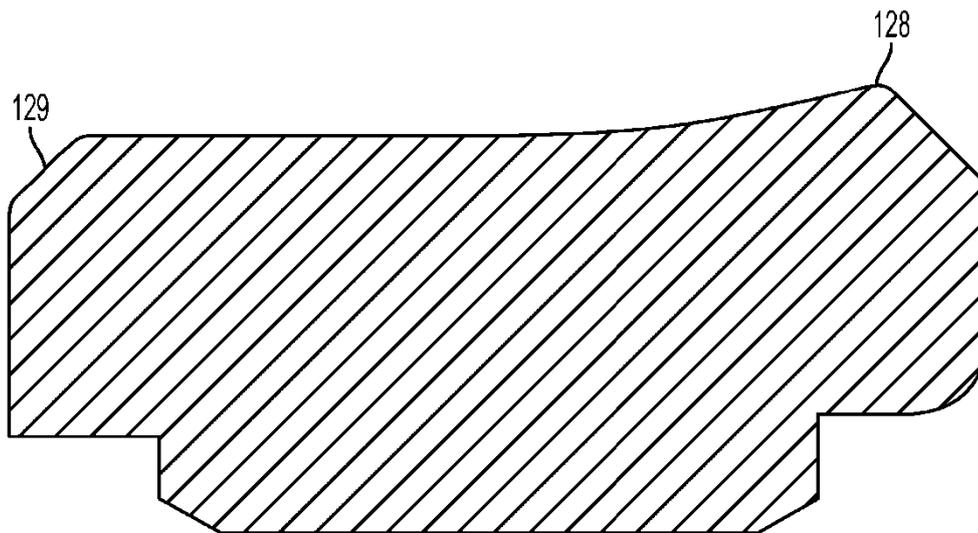


FIG. 91e

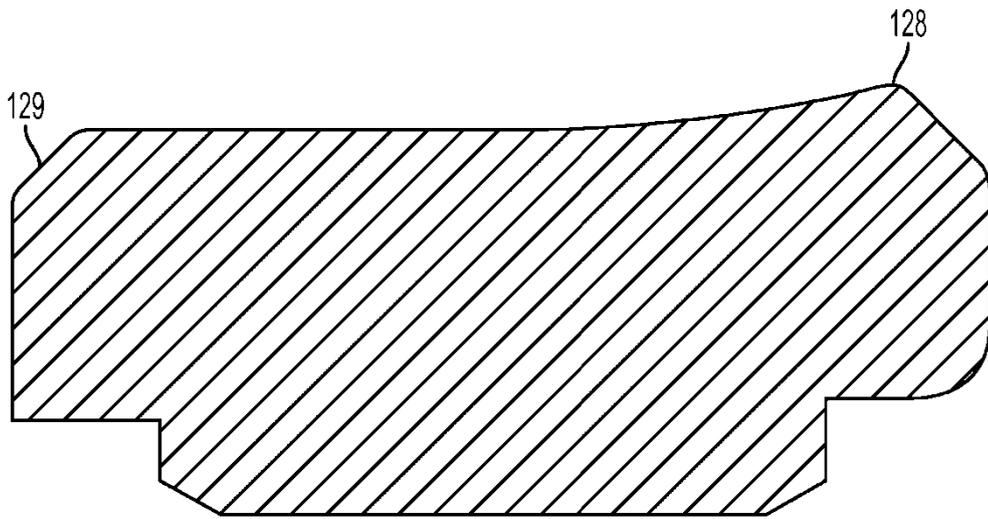


FIG. 91f

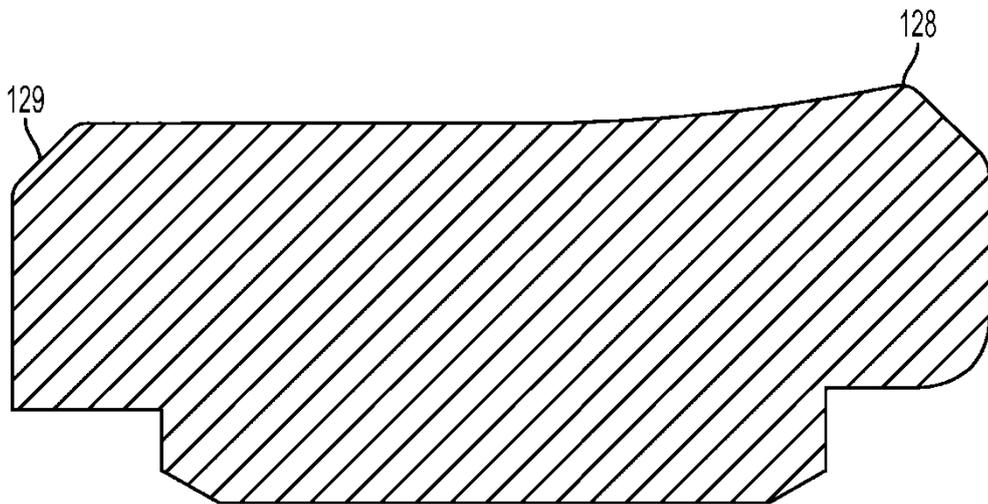


FIG. 91g

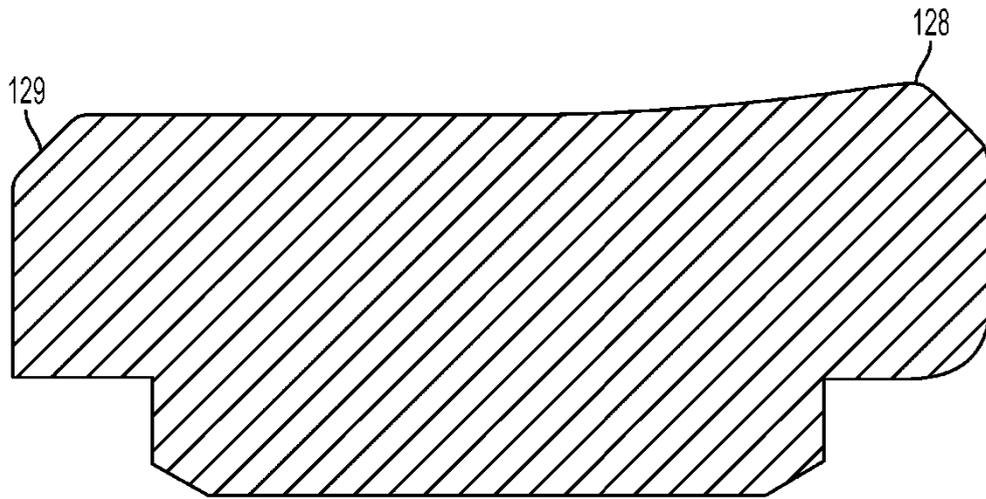


FIG. 91h

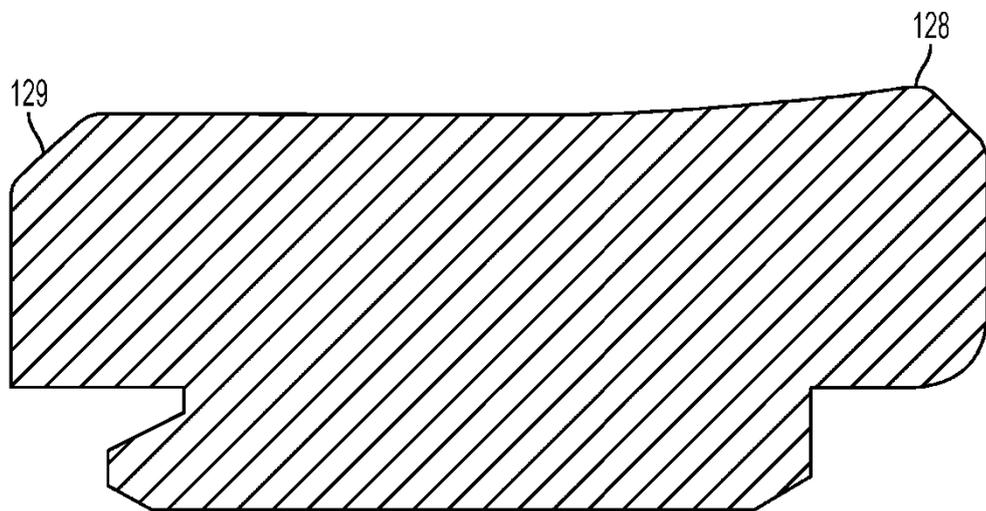


FIG. 91i

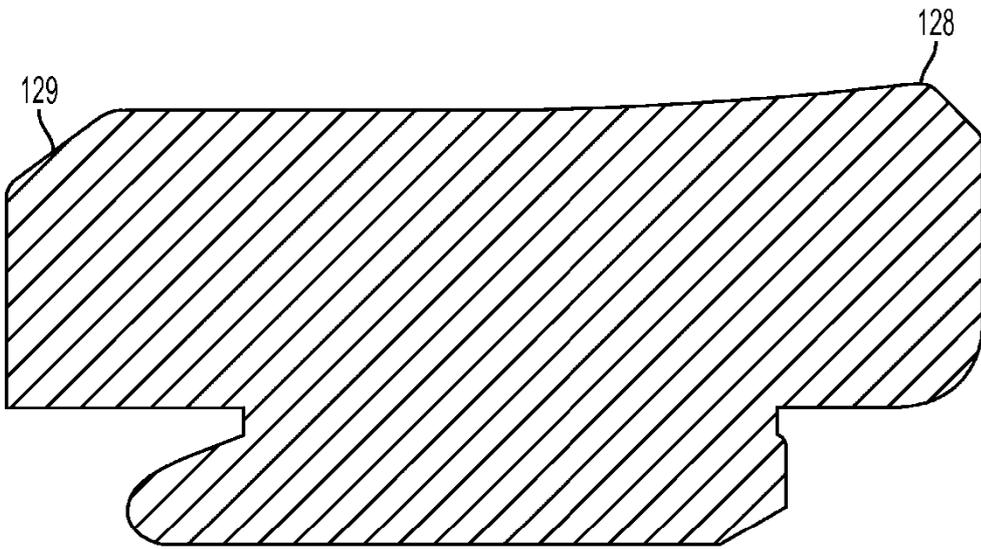


FIG. 91j

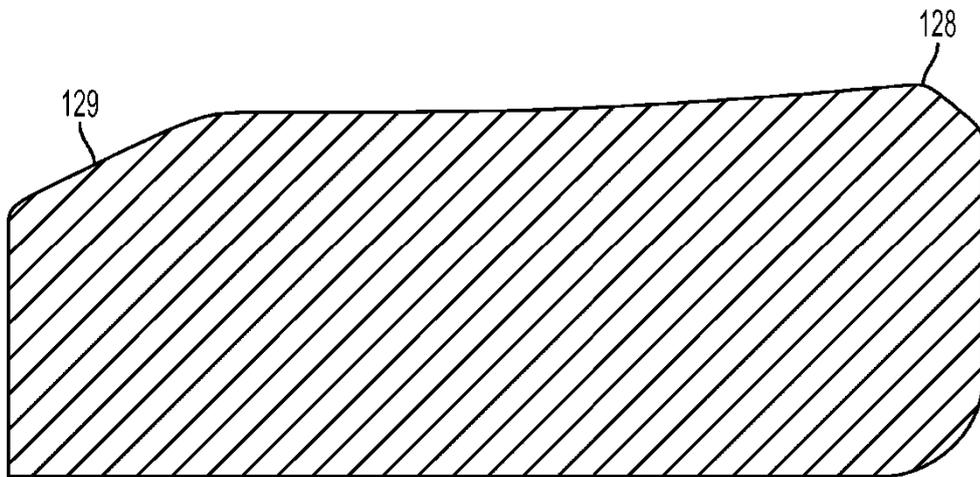


FIG. 91k

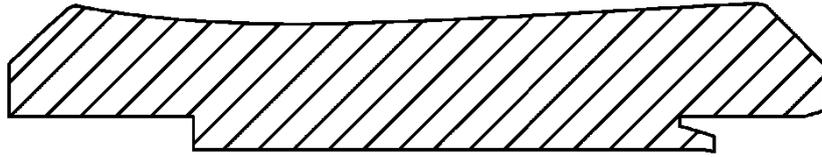


FIG. 92a

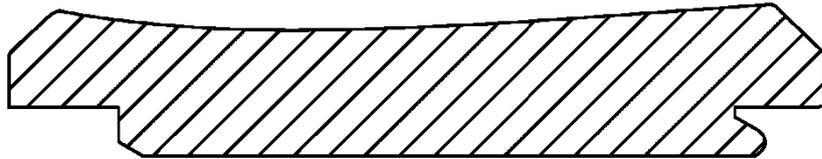


FIG. 92b

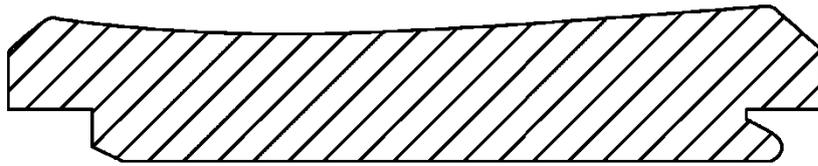


FIG. 92c

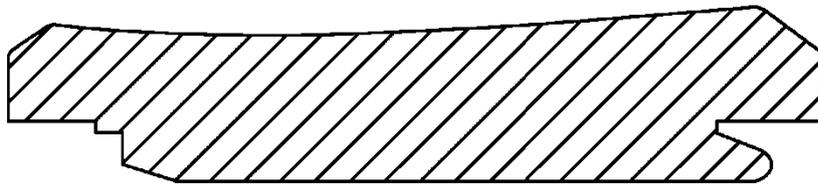


FIG. 92d

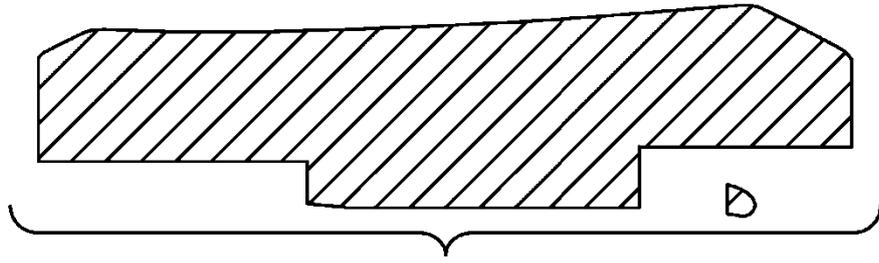


FIG. 92e

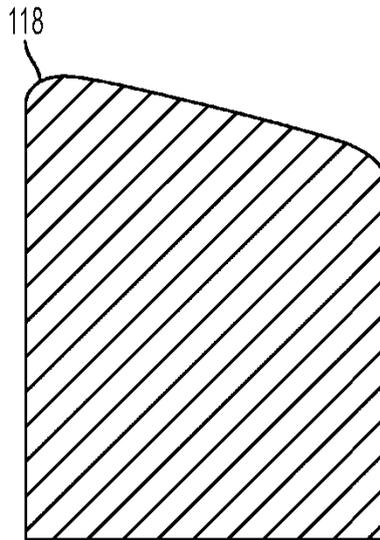


FIG. 93a

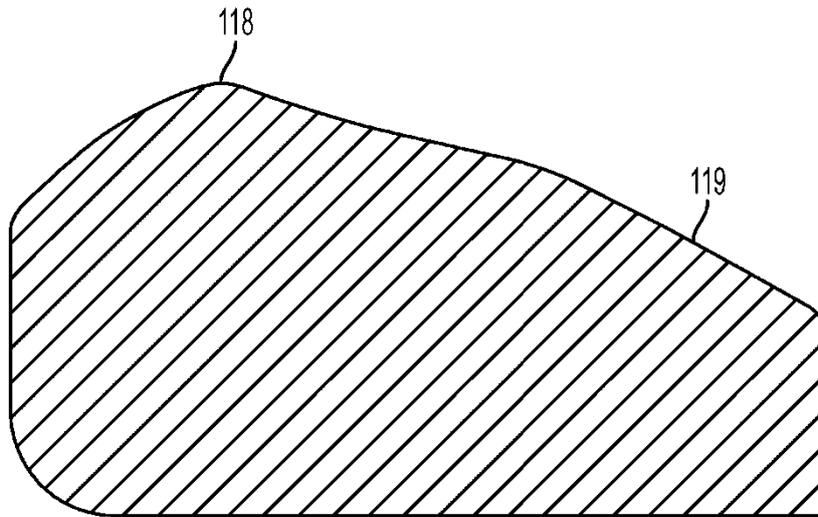


FIG. 93b

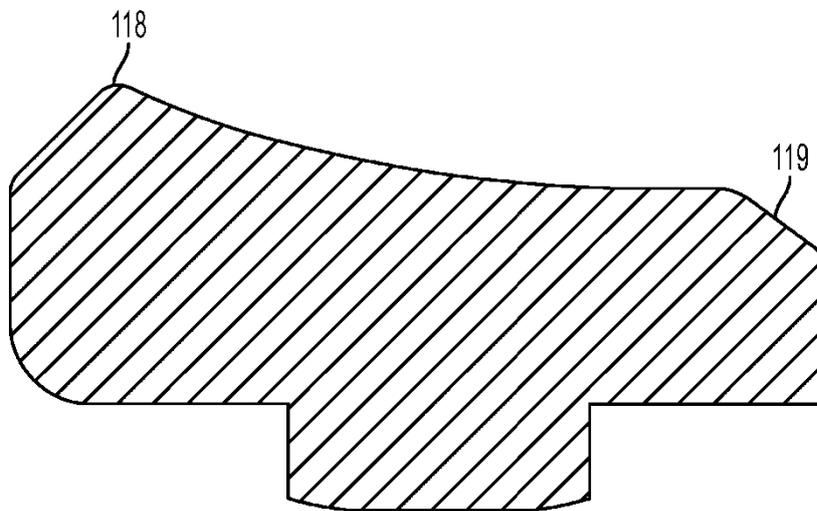


FIG. 93c

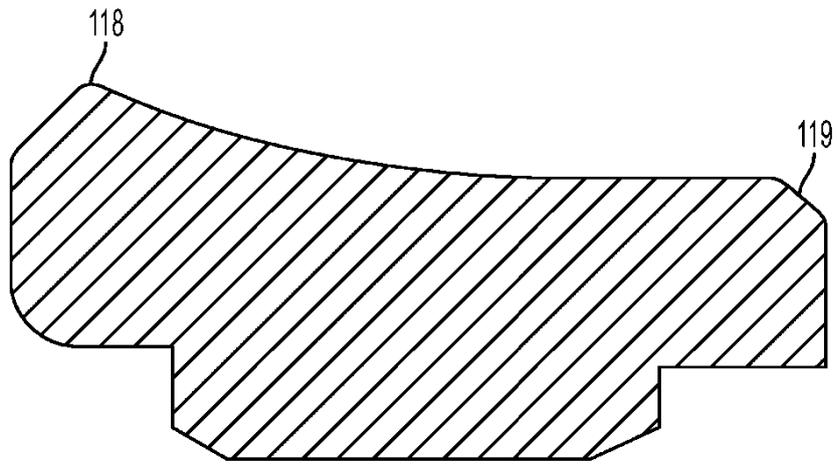


FIG. 93d

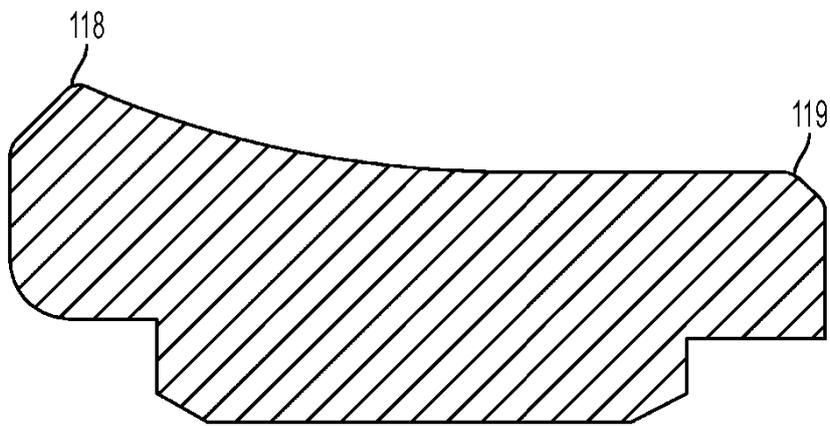


FIG. 93e

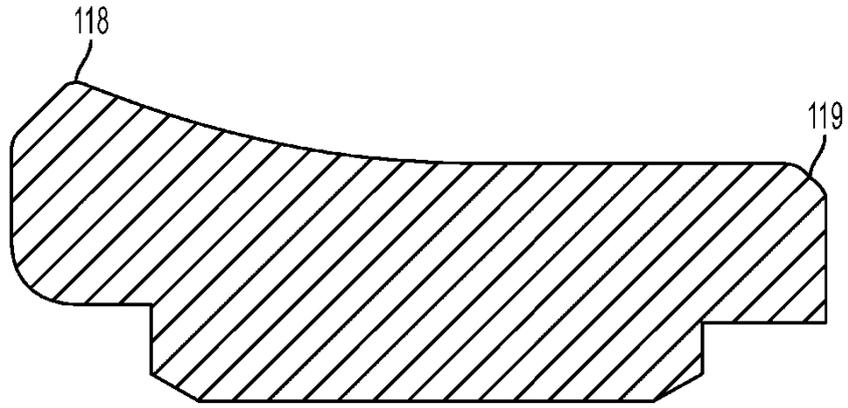


FIG. 93f

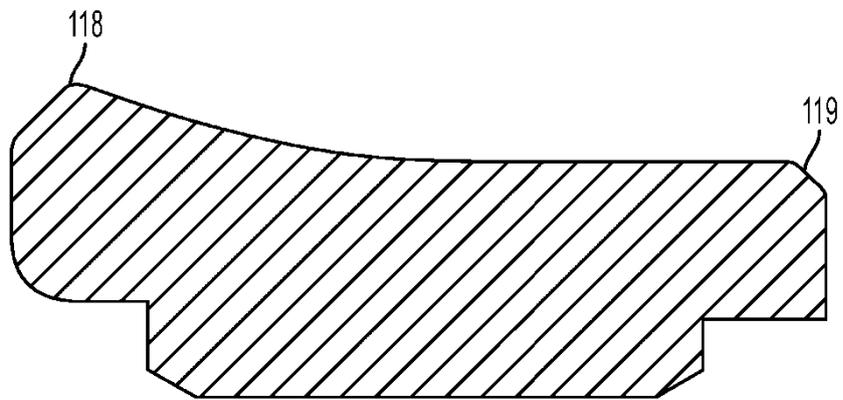


FIG. 93g

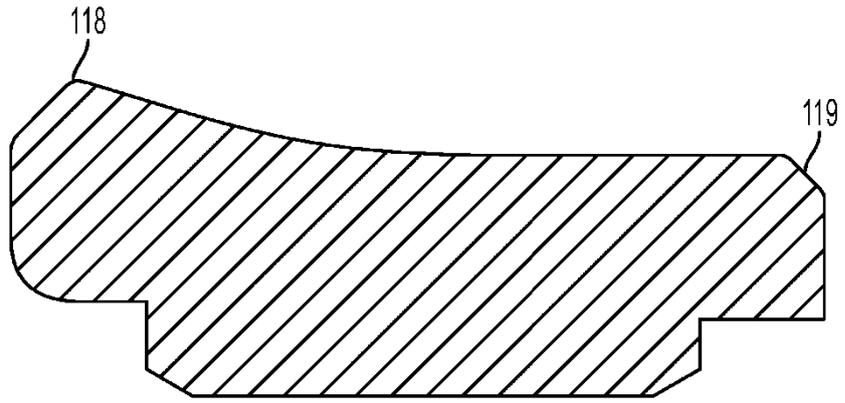


FIG. 93h

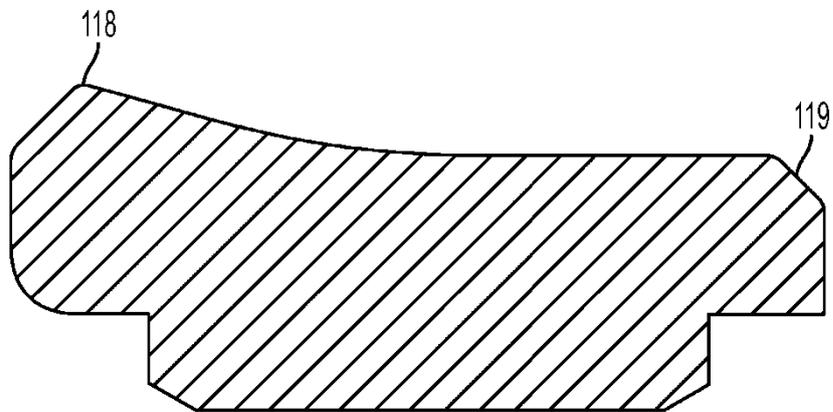


FIG. 93i

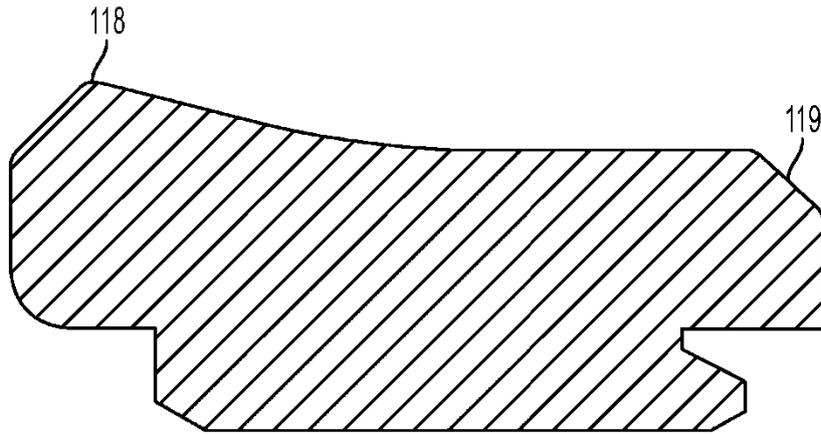


FIG. 93j

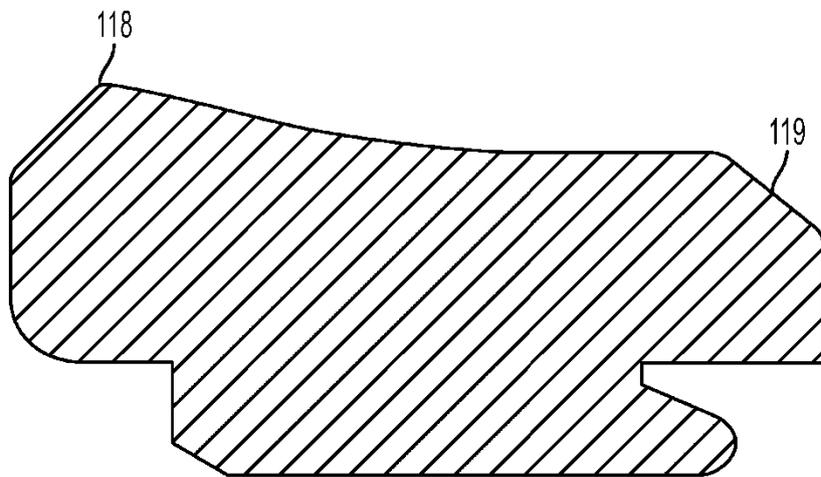


FIG. 93k

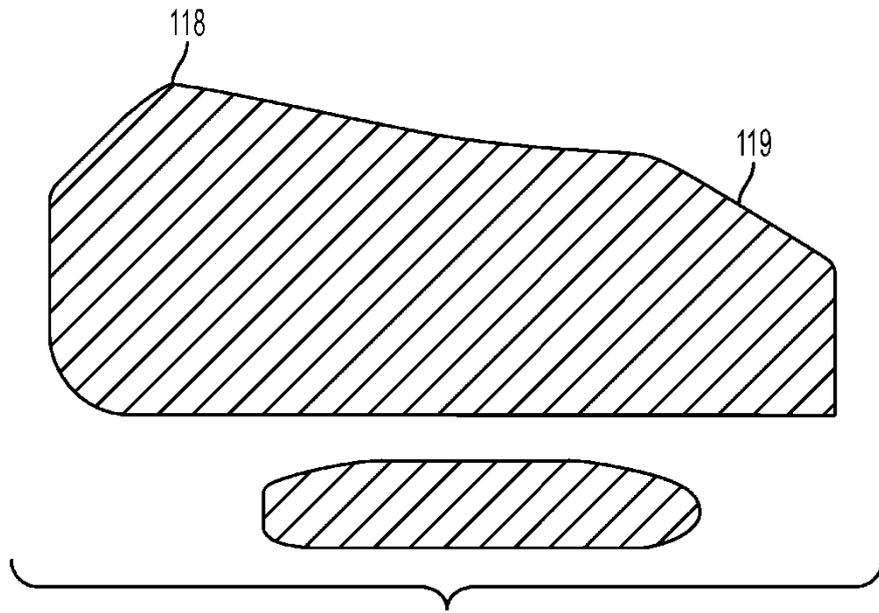


FIG. 93l

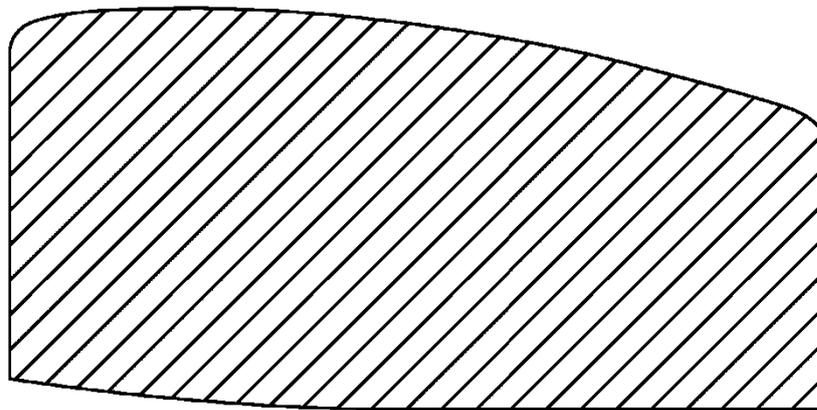


FIG. 93m

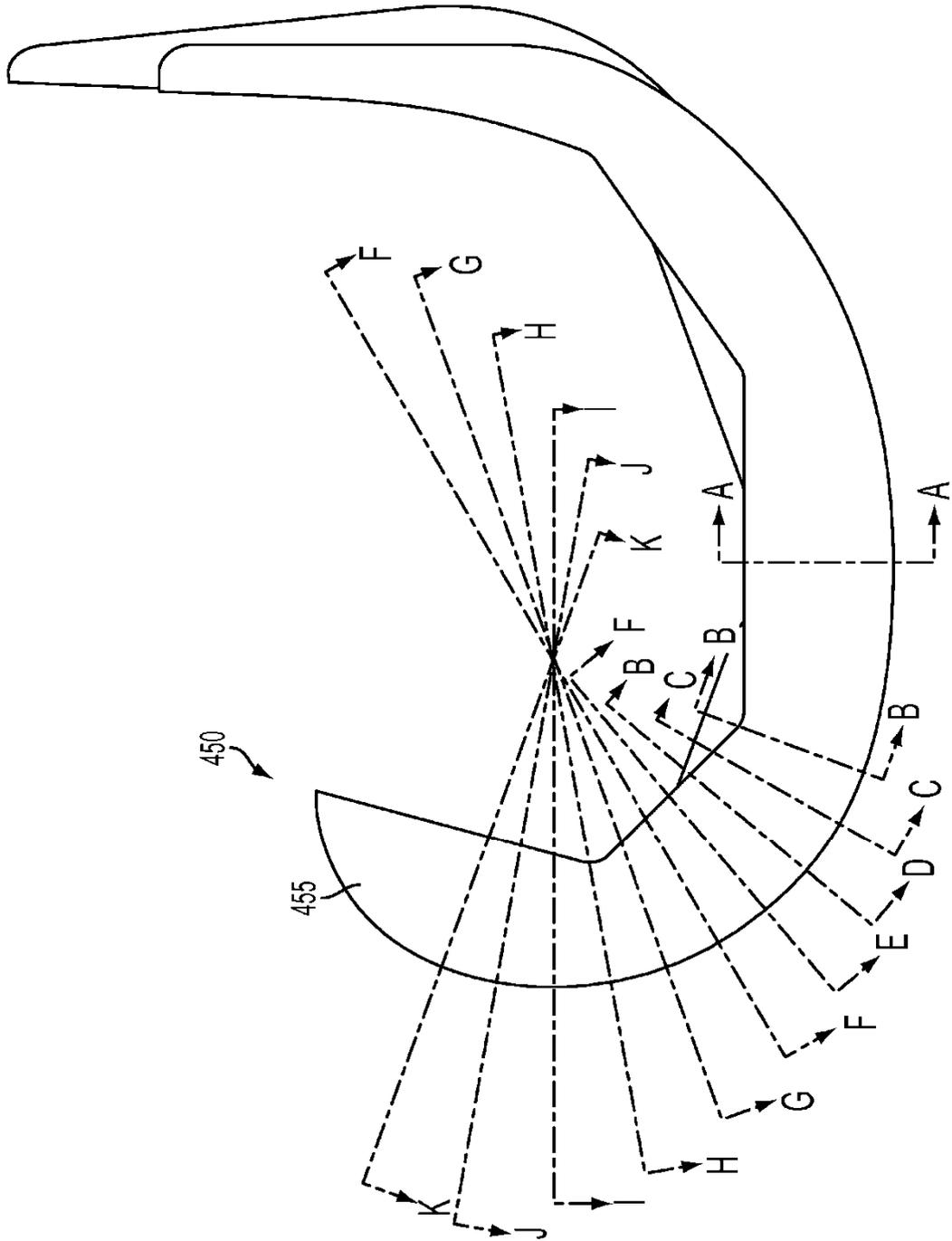


FIG. 94

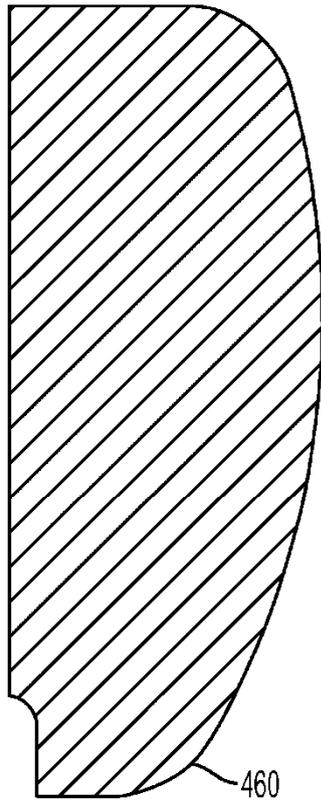


FIG. 95a

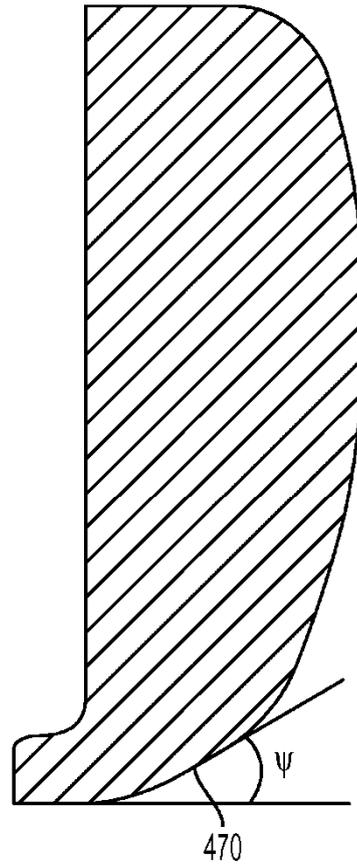


FIG. 95b

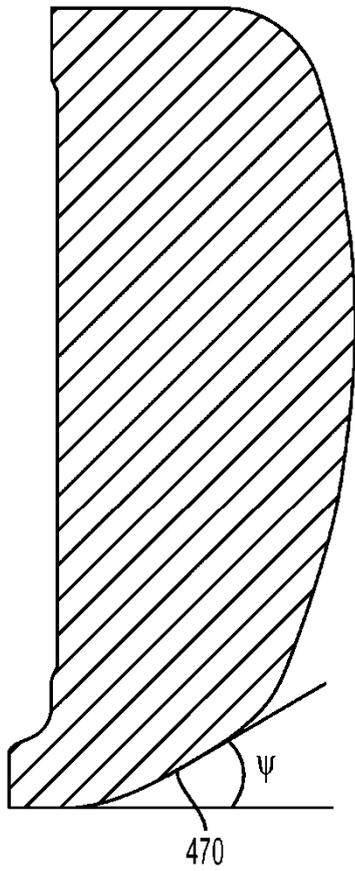


FIG. 95c

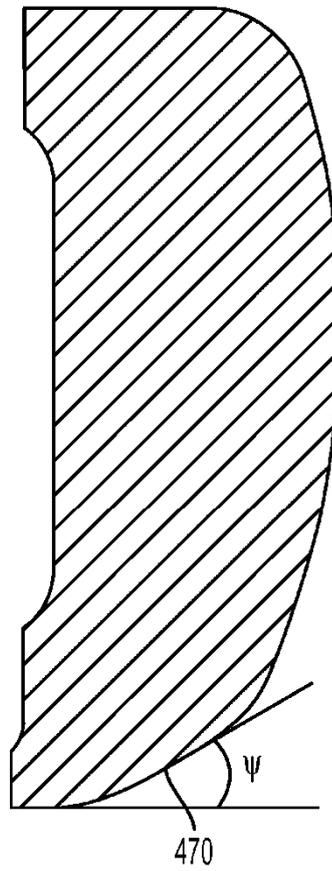


FIG. 95d

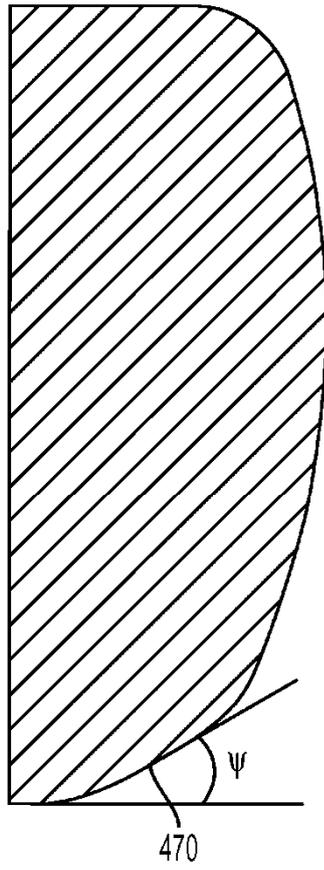


FIG. 95e

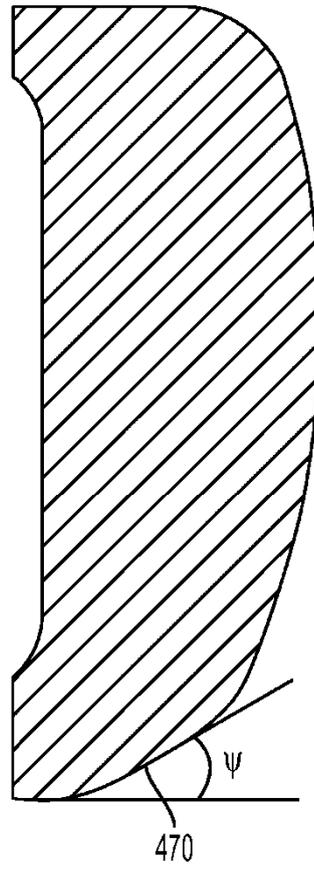


FIG. 95f

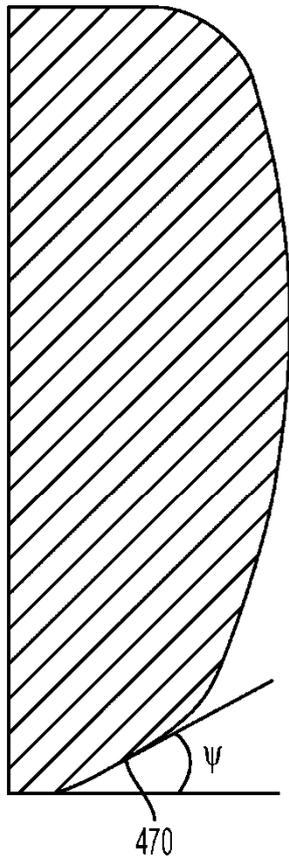


FIG. 95g

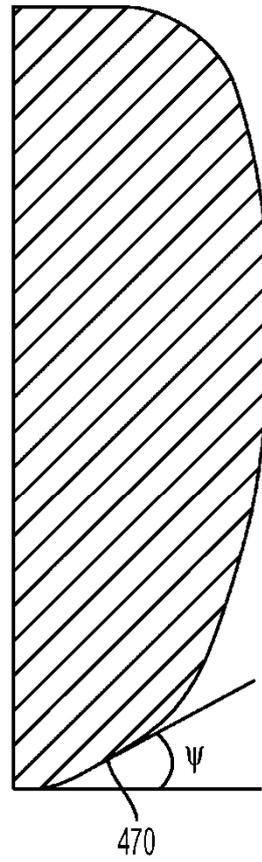


FIG. 95h

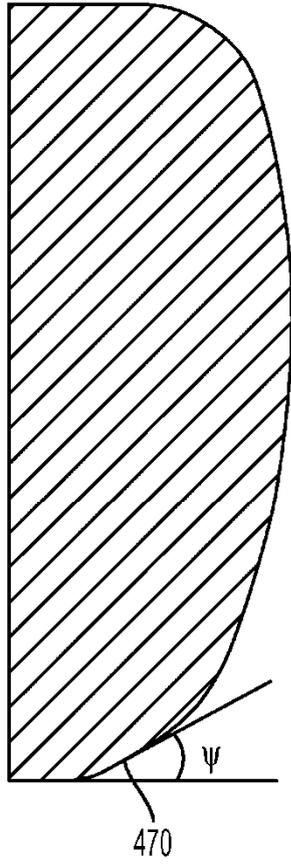


FIG. 95i

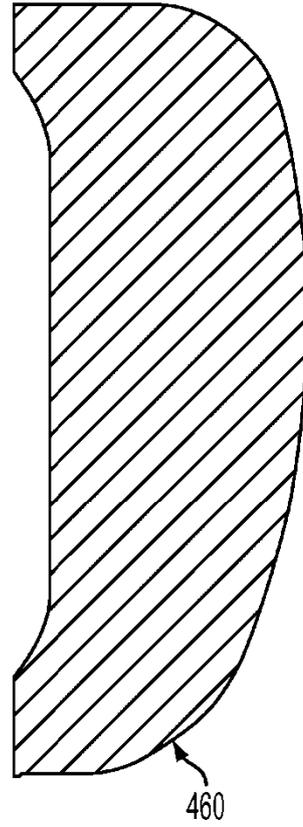


FIG. 95j

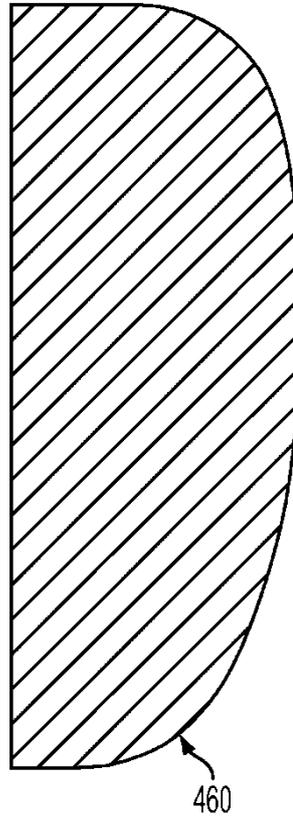


FIG. 95k

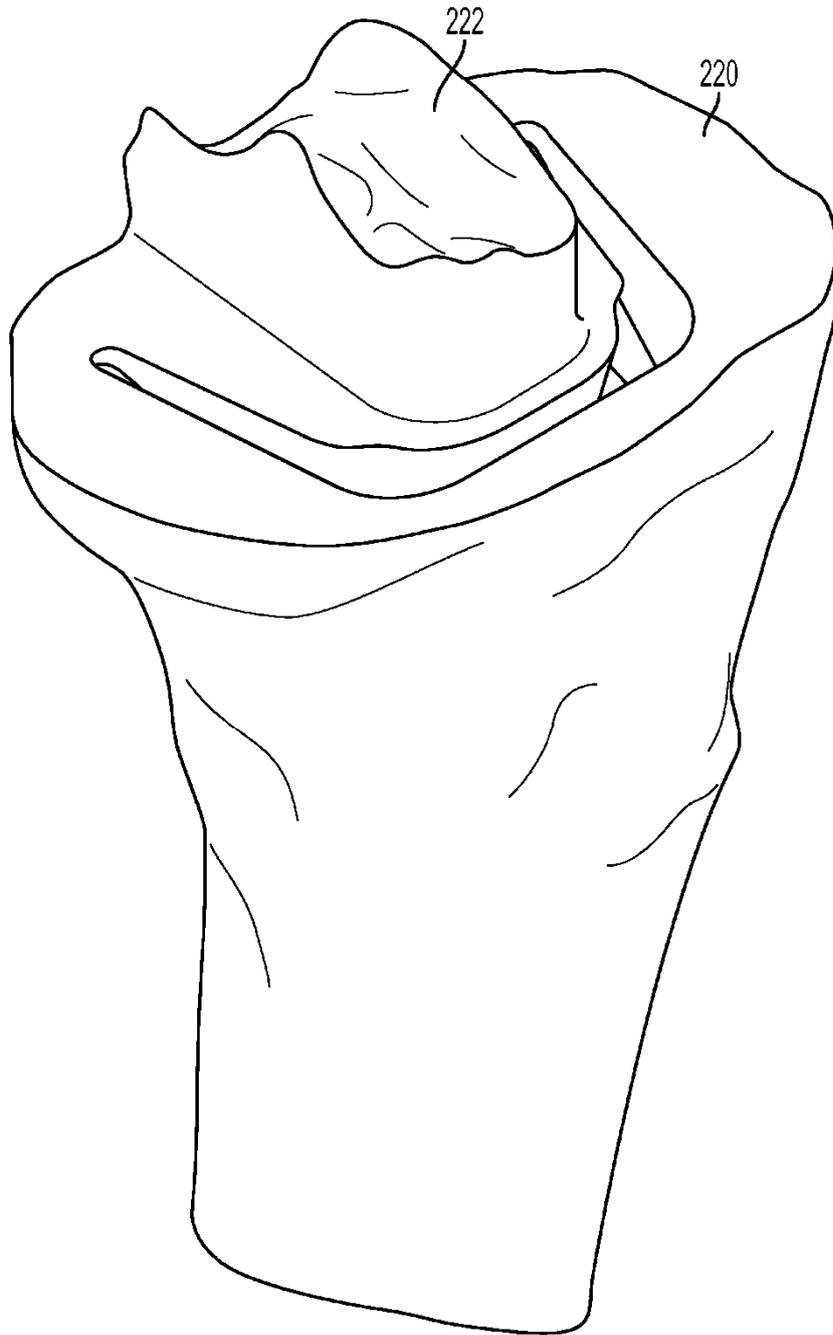


FIG. 96

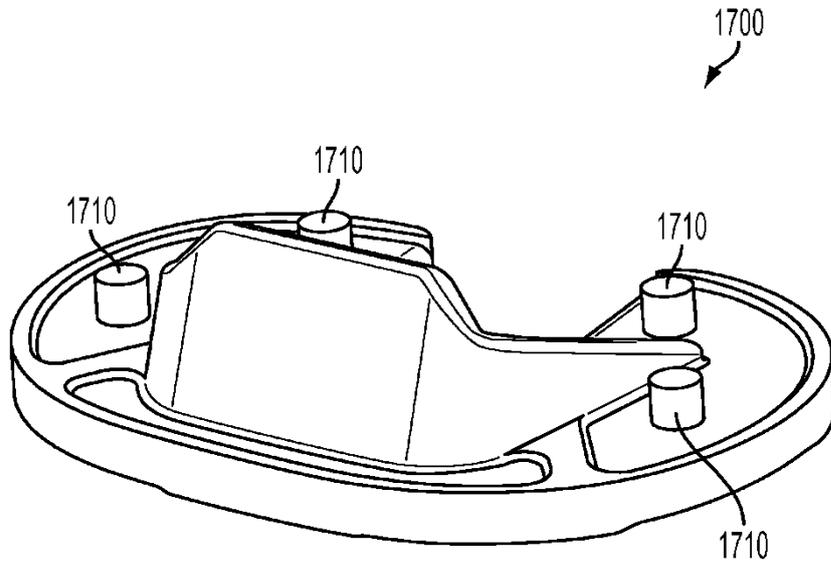


FIG. 97

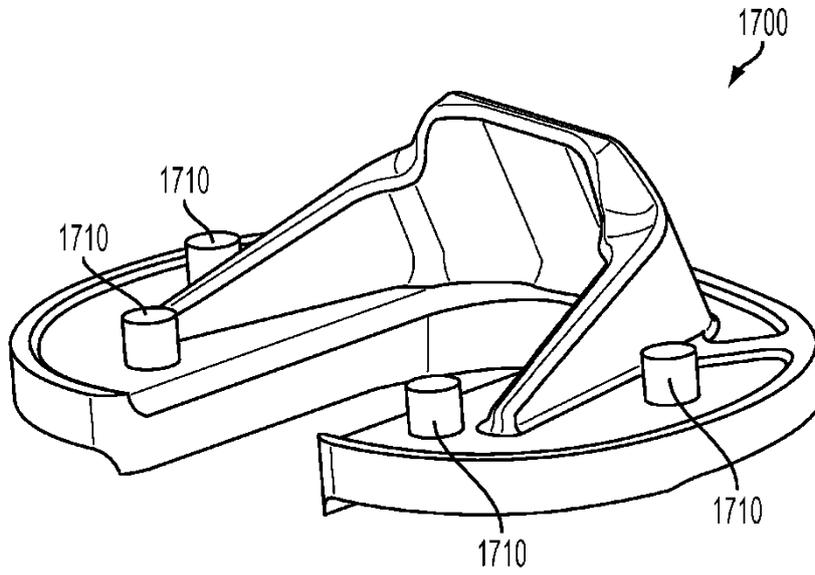


FIG. 98

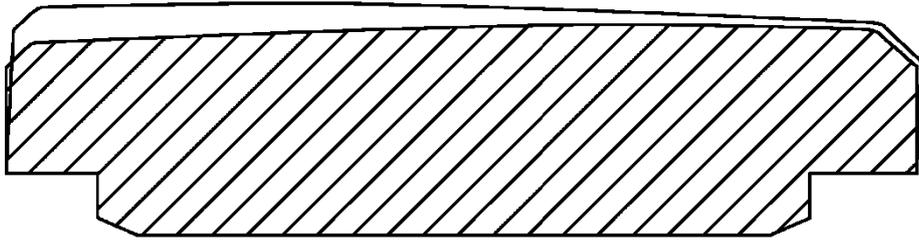


FIG. 99

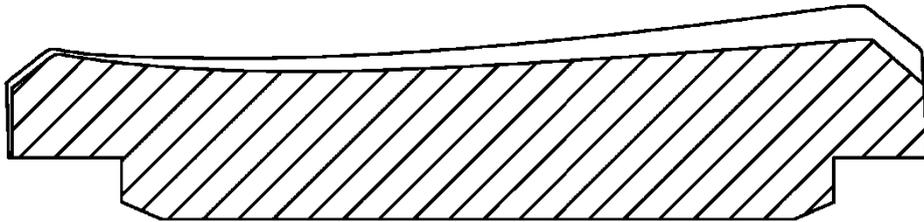


FIG. 100