

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 567 573**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/08** (2006.01)

**A61F 2/38** (2006.01)

**A61B 17/56** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.04.2011 E 11769404 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.01.2016 EP 2558035**

54 Título: **Sistemas para tensar ligamentos y otros tejidos blandos**

30 Prioridad:

**13.04.2010 US 323732 P**

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

**25.04.2016**

73 Titular/es:

**SMITH&NEPHEW, INC. (100.0%)  
1450 Brooks Road  
Memphis, TN 38116, US**

72 Inventor/es:

**LENZ, NATHANIEL, MILTON y  
WILKINSON, ZACHARY, CHRISTOPHER**

74 Agente/Representante:

**DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto**

**ES 2 567 573 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**

Sistemas para tensar ligamentos y otros tejidos blandos

**Antecedentes****Campos relacionados**

5 Miembros del cuerpo artificiales usados en artroplastia de rodilla y otras articulaciones, y sistemas y métodos que utilizan los mismos, para tensar ligamentos, tendones y otros tejidos blandos. La técnica anterior más próxima es el documento US 7628817 B1, que describe un componente para facilitar una operación de artroplastia de rodilla, que comprende una superficie que permite contacto de envoltura con un ligamento cruzado posterior sin dañar el tejido blando.

**10 Técnica relacionada**

Existen actualmente disponibles para los cirujanos tres opciones de artroplastia total de rodilla (TKA) de ligamento cruzado. Una primera opción consiste en sacrificar tanto el ligamento cruzado posterior (PCL) como el ligamento cruza anterior (ACL). Una segunda opción consiste en retener el PCL y sacrificar el ACL. Una tercera opción consiste en preservar ambos ligamentos cruzados. Generalmente, las opciones primera y segunda son más comunes, debido a que la mayoría de los pacientes que tienen indicaciones para artroplastia total de rodilla tienen normalmente una deficiencia de ACL. Para pacientes más jóvenes y más activos, con un ligamento cruzado posterior sano, puede ser deseable en algunos casos seleccionar la segunda o tercera opciones y mantener al menos el PCL. Al hacer esto, se puede conseguir en algunos casos estabilidad con tejido blando ligamentoso del propio paciente, en lugar del implante.

20 Haciendo referencia ahora a las figuras 1, 2A y 2B, existen normalmente dos enfoques para mantener el PCL durante la artroplastia total de rodilla. A este fin, los cirujanos pueden recortar toda la parte proximal de la tibia afectada (10), como se muestra en la figura 2A, o pueden recortar la mayor parte de las porciones de la tibia proximal, dejando sólo una pequeña zona (12) de hueso y cartílago sobresaliente (13, 15, 17) en la porción posterior, como se muestra en las figuras 1 y 2B. Debido a que el PCL (20) tiene un punto de unión (16) que es ligeramente inferior al plano de recorte (14), el PCL (20) permanece usualmente unido a la tibia (10), con independencia de qué método se utiliza. Los beneficios y desventajas de cada una de las técnicas de recorte o resección que preservan el PCL, mostradas en las figuras 2A y 2B, han sido ampliamente debatidos. Se ha sugerido por los expertos en la técnica que la función del PCL cambia con la supresión del hueso por encima de la unión del PCL a la tibia.

30 Muchos cirujanos encuentran difícil dejar una pequeña zona (12) de hueso y cartílago sobresaliente (13, 15, 17) en la porción posterior de una tibia proximal (10) debido a la posición del PCL y de la estructura de hueso circundante. De hecho, muchos cirujanos prefieren una resección proximal total (14) debido a que ello requiere menos práctica y disminuye el tiempo de operación. Además, es generalmente muy fácil hacer una muesca en la pequeña zona (12) del hueso restante o cortarlo y desprenderlo accidentalmente. Por lo tanto, el enfoque de muchos cirujanos consiste en recortar toda la tibia proximal (10) en primer lugar, como se muestra en la figura 2A.

El problema asociado con la técnica de preservar el PCL recortando toda la tibia proximal, como se muestra en la figura 2A, es que puede afectar la laxitud, rigidez, tensión u otros factores cinemáticos del PCL (20). Esencialmente, eliminando la pequeña zona (12) de hueso y cartílago sobresaliente (13, 15, 17), se puede reducir la tensión (T) en el PCL y se pueden alterar las fuerzas asociadas con el PCL. Además, alguno de los bordes del PCL (20) pueden ser cortados inadvertidamente a lo largo del plano de resección (14), aumentando con ello la elasticidad del PCL debido a un menor diámetro. Un PCL flojo puede afectar la estabilidad anterior-posterior del fémur en relación con la tibia (10) y puede hacer fracasar la finalidad de retener el PCL en el primer lugar.

Otro problema asociado con algunas técnicas de preservar el PCL que implican recortar toda la tibia proximal ocurre durante la reducción de prueba. Las piezas de inserción tibiales del tamaño del paciente y que tienen diferentes espesores se colocan normalmente entre el fémur y la tibia hasta que se consigue la mejor estabilidad posible a través de un intervalo total de movimiento. Desafortunadamente, una pieza de inserción de tamaño apropiado puede sobre-alargar el PCL o sub-alargar el PCL, dejando que el cirujano resuelva. Con frecuencia, si el PCL es sobre-alargado o puesto en demasiada tensión después de haber seleccionado un espesor apropiado de pieza de inserción, se realiza liberación invasiva y difícil de tejido blando y ligamento. Alternativamente, si el PCL está demasiado flojo, sub-alargado o es insuficiente para la estabilidad, se puede utilizar una pieza de inserción profunda de disco de retención del cruzado o un implante posterior estabilizado.

**Sumario**

De acuerdo con una realización de la invención, se proporciona un sistema para tensar ligamentos cruzados posteriores durante la artroplastia de preservación del ligamento cruzado o bi-cruzado, según se define en la reivindicación 1. El sistema incluye al menos una serie de piezas de inserción tibiales de igual tamaño; teniendo la al menos una serie de piezas de inserción tibiales al menos un conjunto de piezas de inserción tibiales de igual espesor. El al menos un conjunto de piezas de inserción tibiales de igual espesor puede incluir al menos dos piezas

de inserción tibiales que tengan diferentes geometrías en una porción posterior, estando las diferentes geometrías configuradas para cambiar la tensión en el ligamento cruzado posterior (PCL). Las diferentes geometrías en las porciones posteriores de las piezas de inserción tibiales están configuradas para permitir que el ligamento cruzado posterior sea tensado o aflojado independientemente del espesor y/o tamaño de la pieza de inserción tibial. Al proporcionar diferentes geometrías posteriores para cada pieza de inserción dentro de un conjunto de una serie, a un cirujano se le puede proveer de más flexibilidad en la elección de una pieza de inserción que satisfaga los requisitos de estabilidad de una manera no invasiva.

Se puede proporcionar un equipo (kit) para tensar ligamentos cruzados posteriores durante la artroplastia de preservación de ligamento cruzado o bi-cruzado. El equipo contiene al menos una serie de piezas de inserción tibiales de igual tamaño; comprendiendo la al menos una serie de piezas de inserción tibiales al menos un conjunto de piezas de inserción tibiales de igual espesor. El al menos un conjunto de piezas de inserción tibiales de igual espesor puede incluir al menos dos piezas de inserción tibiales que tengan diferentes geometrías en una parte posterior, estando las diferentes geometrías configuradas para cambiar la tensión en el ligamento cruzado posterior (PCL). Las diferentes geometrías de las partes posteriores de las piezas de inserción tibiales están configuradas de manera que permiten que el ligamento cruzado posterior sea tensado o aflojado con independencia del espesor y/o tamaño de la pieza de inserción tibial. Al proporcionar diferentes geometrías posteriores para cada pieza de inserción dentro del conjunto de una serie, se puede proporcionar a un cirujano más flexibilidad en la elección de una pieza de inserción que satisfaga los requisitos de estabilidad de una manera no invasiva.

En algunos métodos de utilización de lo sistemas anteriormente mencionados, los cirujanos pueden conseguir el beneficio de dejar la pequeña zona (12) de hueso y cartilago sobresaliente (13, 15, 17), con la comodidad y facilidad de una resección de tibia proximal completa (14), sin liberaciones ligamentosas y sin la necesidad de cambiar geometrías articulares.

En algunos métodos, al cirujano se le da la opción de variar la tensión del PCL con diferentes opciones de piezas de inserción tibiales. En algunos métodos, un equipo permite que el cirujano varíe la tensión del PCL con independencia del tamaño y del espesor de la pieza de inserción tibial para conseguir un ajuste, función y estabilidad óptimos para el paciente mientras se elimina o minimiza simultáneamente la necesidad de liberaciones de tejido blando invasivas.

De acuerdo con la invención, se proporciona un sistema de componentes para facilitar una operación de artroplastia de rodilla, comprendiendo los componentes del sistema una primera serie de componentes de artroplastia de rodilla que incluyen al menos un primer componente de artroplastia de rodilla y un segundo componentes de artroplastia de rodilla, en el que el primero y segundo componentes de artroplastia de rodilla son del mismo tamaño; una segunda serie de componentes de artroplastia de rodilla que incluye al menos un tercer componente de artroplastia de rodilla y un cuarto componente de artroplastia de rodilla, en el que el tercer y cuarto componentes de artroplastia de rodilla son del mismo tamaño, y en el que el primero y segundo componentes de artroplastia de rodilla no son del mismo tamaño que los tercero y cuarto componentes de artroplastia de rodilla; en el que cada uno de los componentes de artroplastia de rodilla primero, segundo, tercero y cuarto incluyen una superficie de envoltura configurada para contacto de envoltura con un ligamento cruzado posterior; en el que una geometría de la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla es diferente de una geometría de la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla, de tal manera que la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla está configurada para generar al menos uno de una tensión en, o dirección de fuerza sobre, el ligamento cruzado posterior con relación a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla; y en el que una geometría de la superficie de envoltura del tercer componente de artroplastia de rodilla es diferente de una geometría de la superficie de envoltura del cuarto componente de artroplastia de rodilla, de tal manera que la superficie de envoltura del tercer componente de artroplastia de rodilla está configurada para generar al menos una de una diferente tensión en, o dirección de fuerza sobre, el ligamento cruzado posterior con relación a la superficie de envoltura del cuarto componente de artroplastia de rodilla.

En algunas realizaciones, el primer componente de artroplastia de rodilla tiene un espesor total que es el mismo que el del segundo componente de artroplastia de rodilla, y el tercer componente de artroplastia de rodilla tiene un espesor total que es el mismo que el del cuarto componente de artroplastia de rodilla.

En algunas realizaciones, la primera serie comprende además un quinto componente de artroplastia de rodilla, en el que el quinto componente de artroplastia de rodilla tiene un espesor total que es diferente del espesor total del primero y segundo componentes de artroplastia de rodilla; y la segunda serie comprende además un sexto componente de artroplastia de rodilla, en el que el sexto componente de artroplastia de rodilla tiene un espesor total que es diferente del espesor total del tercer y cuarto componentes de artroplastia de rodilla.

En algunas realizaciones, el primero, segundo, tercero y cuarto componentes de artroplastia de rodilla son componentes de tibia y las superficies de envoltura son muescas formadas en bordes posteriores de los componentes de artroplastia de rodilla.

En algunas realizaciones, las muescas están situadas centralmente entre superficies de articulación condilar media y lateral.

En algunas realizaciones, los componentes de tibia son piezas de inserción tibiales.

En algunas realizaciones, las piezas de inserción tibiales son pruebas de tibia.

En algunas realizaciones, las piezas de inserción tibiales son piezas de inserción tibiales que preservan el ligamento cruzado.

5 En algunas realizaciones, cada uno de los componente de artroplastia de rodilla incluye un eje anterior-posterior y la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla está situada más posteriormente a lo lago del eje anterior-posterior del primer componente de artroplastia de rodilla con relación a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla.

10 En algunas realizaciones, cada uno de los componentes de artroplastia de rodilla incluye un eje anterior-posterior y la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla está orientada en un ángulo diferente con respecto al eje anterior-posterior del primer componente de artroplastia de rodilla con respecto a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla.

En algunas realizaciones, el primer componente de artroplastia de rodilla está situado más posteriormente a lo largo del eje anterior-posterior del primer componente de artroplastia de rodilla con relación a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla.

15 En algunas realizaciones, las superficies de envoltura están curvadas hacia dentro.

En algunas realizaciones, la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla se extiende más superiormente con relación a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla.

20 En algunas realizaciones, los componentes de artroplastia de rodilla incluyen un eje anterior-posterior y la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla está situada más posteriormente a lo largo del eje anterior-posterior del primer componente de artroplastia de rodilla con relación a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla; y la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla se extiende más superiormente con relación a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla.

25 En algunas realizaciones, la primera y segunda series de componentes de artroplastia de rodilla son parte de un equipo de componentes de artroplastia de rodilla.

30 En algunas realizaciones, se proporciona un sistema de componentes para facilitar una operación de artroplastia de rodilla, comprendiendo el sistema de componentes: una primera serie de componentes de artroplastia de rodilla que incluye al menos un primer componente de artroplastia de rodilla y un segundo componente de artroplastia de rodilla, en el que los componentes de artroplastia de rodilla primero y segundo son de igual tamaño; una segunda serie de componentes de artroplastia de rodilla que incluye al menos un tercer componente de artroplastia de rodilla y un cuarto componente de artroplastia de rodilla, en el que los componentes de artroplastia de rodilla tercero y cuarto son del mismo tamaño, y en el que los componentes de artroplastia de rodilla primero y segundo no son de igual tamaño que los componentes de artroplastia de rodilla tercero y cuarto; en el que cada uno de los componentes de artroplastia de rodilla primero, segundo, tercero y cuarto incluyen una superficie de envoltura configurada para contacto de envoltura con un ligamento cruzado posterior; en el que una geometría de la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla es diferente de una geometría de la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla de tal manera que la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla está configurada para generar uno de una diferente tensión en, o dirección de fuerza sobre, el ligamento cruzado posterior con relación a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla; en el que una geometría de la superficie de envoltura del tercer componente de artroplastia de rodilla es diferente de una geometría de la superficie de envoltura del cuarto componente de artroplastia de rodilla, de tal manera que la superficie de envoltura del tercer componente de artroplastia de rodilla está configurada para generar al menos uno diferente tensión en, o dirección de fuerza sobre, el ligamento cruzado posterior con relación a la superficie de envoltura del cuarto componente de artroplastia de rodilla; en el que el primer componente de artroplastia de rodilla tiene un espesor total que es el mismo que el del segundo componente de artroplastia de rodilla, y el tercer componente de artroplastia de rodilla tiene un espesor total que es el mismo que el del cuarto componente de artroplastia de rodilla; y en el que los componentes de artroplastia de rodilla primero, segundo, tercero y cuarto son componentes tibiales y las superficies de envoltura están formadas próximas a los bordes posteriores de los componentes de artroplastia de rodilla.

50 Un método para realizar una operación de artroplastia de articulación en una articulación comprende: determinar un tamaño deseado para un implante para la articulación; colocar un primer implante del tamaño deseado con relación a la articulación de tal manera que un tejido blando asociado a la articulación esté en contacto de envoltura con una primera superficie de envoltura del primer implante; fijar la articulación mientras el primer implante es colocado con relación a la articulación y el tejido blando está en contacto de envoltura con la primera superficie de envoltura; colocar una segunda superficie de envoltura en contacto de envoltura con el tejido blando; fijar la articulación mientras el tejido blando está en contacto de envoltura con la segunda superficie de envoltura; y colocar un implante de articulación final en la articulación.

En algunos métodos, la colocación de la segunda superficie de envoltura en contacto de envoltura con el tejido

blando comprende colocar un segundo implante del mismo tamaño deseado con relación a la articulación de tal manera que el tejido blando asociado a la articulación esté en contacto de envoltura con la segunda superficie de envoltura del segundo implante.

5 En algunos métodos, la colocación del primer implante comprende colocar el primer implante de tal manera que un ligamento cruzado posterior esté en contacto de envoltura con una muesca de un borde posterior de un primer implante de tibia, de tal manera que el ligamento cruzado posterior sea tensado a una primera tensión o sometido a una primera dirección de fuerza.

10 En algunos métodos, la colocación del segundo implante comprende colocar el segundo implante de tal manera que el ligamento cruzado posterior esté en contacto de envoltura con una muesca de un borde posterior de un segundo implante de tibia, de tal manera que el ligamento cruzado posterior sea tensado a una tensión diferente o sometido a una dirección de fuerza diferente.

En algunos métodos, la colocación de la segunda superficie de envoltura en contacto de envoltura con el tejido blando comprende ajustar o modificar el primer implante.

15 Algunas realizaciones pueden ser proporcionadas como un equipo (kit) de componentes de artroplastia de articulación, que comprenda: una pluralidad de series de tamaños de componentes, comprendiendo cada serie de tamaños de componentes una pluralidad de componentes de igual tamaño en un plano transversal; en el que cada serie de tamaños de componentes comprende además una pluralidad de conjuntos de espesores de componentes, comprendiendo cada conjunto de espesores de componentes una pluralidad de componentes de igual espesor en un plano sagital; y en el que cada conjunto de espesores de componentes comprende además una pluralidad de componentes de acomodación de tejido blando, en el que cada componente de acomodación de tejido blando comprende una geometría diferente de acomodación de tejido blando.

20 En algunos ejemplos, cada conjunto de espesores de componentes comprende una pluralidad de componentes que tienen la misma configuración articular.

25 Más áreas de aplicabilidad de la invención resultarán evidentes de la descripción detallada que sigue. Se ha de entender que la descripción detallada y ejemplos concretos, aunque indiquen ciertas realizaciones de la invención, están destinados a fines de ilustración y no se han de interpretar como limitación del alcance de la invención, que está definida por las reivindicaciones.

### **Breve descripción de los dibujos**

30 Los dibujos que se acompañan, que se incorporan en, y forman parte de, la memoria, ilustran las realizaciones de la invención y, junto con la descripción escrita, sirven para explicar los principios, características y particularidades de la invención. En los dibujos.

La figura 1 es una vista postero-lateral de una tibia proximal después de una primera resección convencional de preservación del PCL.

35 La figura 2A es una representación esquemática lateral (sagital) de una tibia proximal después de una segunda resección convencional de preservación del PCL.

La figura 2B es una representación esquemática lateral (sagital) de la primera resección convencional de preservación del PCL mostrada en la figura 1.

La figura 3 es una vista postero-lateral de una tibia proximal que incorpora un ejemplo de pieza de inserción tibial.

Las figuras 4A-4C son vistas desde arriba (superiores) de piezas de inserción tibiales de acuerdo con otro ejemplo.

40 La figura 5 ilustra una vista desde arriba (superior) de un sistema de acuerdo con algunas realizaciones.

La figura 6 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones.

La figura 7 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibial de acuerdo con algunas realizaciones.

45 La figura 8 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones.

La figura 9 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones.

50 La figura 10 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones.

La figura 11 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con

algunas realizaciones.

La figura 12 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones.

5 La figura 13 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones.

La figura 14 ilustra una vista lateral (sagital) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones de la presente invención.

La figura 15 ilustra una vista lateral (sagital) de un conjunto de piezas de inserción tibial de acuerdo con algunas realizaciones.

10 La figura 16 ilustra una vista lateral (sagital) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones.

La figura 17 ilustra una vista lateral (sagital) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones.

La figura 18 ilustra un método de utilizar un sistema de acuerdo con algunas realizaciones.

15 Las figuras 19A y 19B ilustran esquemáticamente una tibia proximal después de una resección de preservación del PCL y piezas de inserción tibiales situadas en la misma.

#### **Descripción detallada de los dibujos.**

La siguiente descripción de los dibujos es de naturaleza meramente ejemplar y no pretende en absoluto limitar la invención, su aplicación o usos.

20 Como se ha explicado anteriormente, ciertas realizaciones de la invención proporcionan, en parte, un sistema ortopédico que facilita a un cirujano el ajuste de la tensión del PCL con independencia de otros tamaños, formas, espesores y otras características de la tibia. Tales realizaciones pueden proporcionar además, en parte, piezas de inserción tibiales que utilicen cambios de geometría posterior que puedan cambiar la tensión de un ligamento cruzado posterior y/o cambiar la dirección de las fuerzas generadas por, o que actúan sobre, el PCL para concordar con necesidades de un paciente individual o para optimizar el rendimiento de una prótesis dada. Seleccionando una  
25 pieza de inserción tibial que tenga la superficie más apropiada para que el PCL se articule, con independencia de otras características y configuraciones de piezas de inserción tibiales, un cirujano está provisto de más opciones intra-operativas sin la necesidad de liberaciones invasivas de tejidos blandos u otros compromisos.

30 En suma, aunque no necesariamente en todas las realizaciones, se puede preferir que sea realizado el apropiado dimensionamiento y reducción de prueba antes de la utilización de las piezas de inserción tibiales de ajuste de la tensión del PCL de la invención; sin embargo, los pasos del método descrito en esta memoria se pueden practicar en cualquier orden, solos o en combinación con otros pasos del método.

35 La utilidad de la presente invención no está limitada a piezas de inserción tibiales, sino que también, por ejemplo y sin limitación, tienen similar aplicabilidad con componentes femorales de una manera similar, como sería apreciado por los expertos ordinarios en la técnica. Por ejemplo, cambios similares de geometría en un componente femoral adyacente a la posición de unión del PCL femoral, pueden servir para ajustar la tensión en el PCL, así como cambiar la dirección de las fuerzas ejercidas sobre y por el PCL. Tales cambios de geometría pueden ser ejecutados por una configuración formada integralmente o un dispositivo de adición separado que sea fijado al componente femoral y que pueda ser ajustado para "afinar" la tensión en el PCL y/o la dirección de las fuerzas generadas por, o que actúan sobre, el PCL. Todavía en otras realizaciones, los conceptos, estructuras, sistemas y métodos de las realizaciones  
40 descritas en esta memoria pueden ser aplicados a otros ligamentos, tendones u otros tejidos blandos de las articulaciones de rodilla u otras conectadas por tales tejidos blandos.

45 Como se ha indicado anteriormente, las figuras 1, 2A y 2B ilustran soluciones convencionales para retener el PCL durante la artroplastia total de rodilla. A este fin, los cirujanos tienen la opción de recortar toda la porción proximal de la tibia afectada (10) como se muestra en la figura 2A o pueden recortar la mayor parte de las porciones de la tibia proximal, dejando sólo una pequeña zona (12) de hueso y cartilago sobresaliente (13, 15, 17) en la porción posterior, como se muestra en las figuras 1 y 2B. Debido a que el PCL (20) tiene un punto de unión (16) que es ligeramente inferior al plano de resección (14), el PCL (20) permanece unido a la tibia (10) independientemente de qué método se utiliza.

50 La figura 3 ilustra una vista postero-lateral de una tibia proximal (10) que incorpora una pieza de inserción tibial (30). La pieza de inserción (30) incluye un mecanismo para tensar un PCL (32), el cual, en esta realización particular, es un pasador retirable. Otros mecanismos de tensar se pueden unir de manera retirable o formarse de manera enteriza con una porción posterior (44) de la pieza de inserción tibial (30). Tales mecanismos de tensar (32) pueden ser un dispositivo de tensar ajustable tal como un torniquete, leva, mecanismo de gato, pasador de tensión, o puede  
55 consistir simplemente en una serie de espigas intercambiables que tengan diferentes geometrías en sección

transversal, tamaños, superficies de leva y/o formas, y que puedan ser intercambiadas selectivamente con la pieza de inserción tibial (30). En el ejemplo mostrado en la figura 3 hay un soporte (36, 38) para soportar el mecanismo (32) de tensar el PCL, que lo asegura, al menos temporalmente, a la pieza de inserción (30). Otros mecanismos de soporte pueden incluir, sin limitación, uno cualquiera o más de entre un orificio, canal, pista, ranura, hueco, mecanismo de ajuste por salto elástico (por ejemplo, púa de plástico o retén de bola), dispositivos de ajuste a presión u otros convencionales o no convencionales, como apreciarán los expertos ordinarios en la técnica.

En el ejemplo mostrado en la figura 3, el mecanismo de tensión (32) es una superficie de envoltura configurada para contacto de envoltura con el PCL. En algunas realizaciones, puede ser deseable que la superficie de envoltura sea una superficie pulida o de otro modo lisa, ya que el PCL será envuelto parcialmente alrededor de ella y puede articularse y/o experimentar otros movimientos o micro-movimientos con respecto a la superficie de envoltura. En algunas realizaciones, la superficie de envoltura puede ser de polietileno, metal, cerámica, óxido de circonio, cobalto cromo u otro material u otros tratamientos de materiales.

Las figuras 4A-4C ilustran un conjunto de piezas de inserción tibiales. El conjunto de piezas de inserción tibiales (130) tienen un tamaño y un espesor similares, con la excepción de que la geometría posterior cambia entre las piezas de inserción tibiales (130) con el fin de cambiar la tensión en el PCL. El cambio de geometría para la realización mostrada en las figuras 4A-4C comprende una pared posterior (132a, 132b, 132c) que es generalmente perpendicular al eje anterior-posterior y está generalmente situada en diferentes posiciones a lo largo del eje anterior-posterior para diferentes piezas de inserción tibiales (130) en el conjunto. La figura 4A ilustra una pared posterior (132a) que está situada más anteriormente que cualquiera de las paredes posteriores (132b, 132c) que se encuentran en las figuras 4B o 4C. La pieza de inserción (130) mostrada en la figura 4C impone generalmente una tensión mayor al PCL que las piezas de inserción (130) mostradas en las figuras 4A y 4B. La pieza de inserción (130) mostrada en la figura 4A impone generalmente una tensión menor al PCL que las piezas de inserción (130) mostradas en las figuras 4B y 4C. En esta realización particular, porciones de estas paredes posteriores son superficies de envoltura / mecanismos de tensión.

La figura 5 ilustra una vista desde arriba (superior) de un sistema (200) de acuerdo con la invención. El sistema (200) incluye tres series (210, 220, 230) de piezas de inserción tibiales de igual tamaño. En otras realizaciones se pueden presentar otros números de series. Cada una de las una o más series (210, 220, 230) mostradas en la figura 5 incluye tres conjuntos (212, 214, 216; 222, 224, 226; 232, 234, 236) (que pueden variar también en número) de piezas de inserción tibiales que tienen el mismo espesor y/o configuración articular (por ejemplo, disco de profundidad). Cada uno de los uno o más conjuntos (212, 214, 216; 222, 224, 226; 232, 234, 236) mostrados en la figura 5 incluye tres piezas de inserción tibiales (que pueden variar también en número) que tienen diferentes geometrías posteriores, estando las diferentes geometrías posteriores adaptadas y configuradas para cambiar al menos una o ambas de la tensión en el PCL y una dirección de fuerza ejercida sobre o por el PCL (por ejemplo actúan como mecanismos de tensión / superficies de envoltura).

Por ejemplo, sin limitación, un sistema ortopédico (200) puede incluir una serie (210) de piezas de inserción tibiales de tamaño "X". El paciente es medido intra-operativamente y se considera que es un candidato a una pieza de inserción tibial de tamaño "X". El cirujano selecciona la serie (210) de tamaño "X" de piezas de inserción tibiales y comienza la reducción de prueba para optimizar el espacio de flexión. Con el fin de hacer esto, el cirujano selecciona una pieza de inserción estándar de cada conjunto (212, 214, 216) de piezas de inserción dentro de la serie (210). El cirujano selecciona el conjunto (212, 214, 216) de piezas de inserción que proporcione los mejores estabilidad general y espacio de flexión a través del intervalo total o parcial de movimiento. Por ejemplo, si el conjunto (214) da la mejor estabilidad para el paciente de tamaño "X" y proporciona el espesor óptimo para una pieza de inserción tibial para el paciente, entonces el cirujano comienza una segunda reducción de prueba para la tensión y la estabilidad del PCL utilizando el conjunto (214) de piezas de inserción tibiales. A continuación, el cirujano valora el apriete o flojedad del PCL a través de un intervalo de movimiento y selecciona una pieza de inserción tibial (214a, 214b, 214c) dentro del conjunto (214) de piezas de inserción tibiales que proporciona las mejores tensión, estabilidad y/o colocación del PCL para la estabilidad óptima cuando se utiliza una pieza de inserción tibial de la serie (210) de tamaño "X" que tiene un espesor como el definido por el conjunto (214), sin necesidad de liberación del PCL o tejido blando o ligamentoso circundante.

La figura 6 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones. Una primera pieza de inserción tibial (312) del conjunto incluye una primera geometría posterior que comprende una primera pared posterior (313) en un primer lugar especificado o concreto a lo largo del eje anterior-posterior. Una segunda pieza de inserción tibial (314) del conjunto incluye una segunda geometría posterior que comprende una segunda pared posterior (315) en un segundo lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior, que es más posterior que el primer lugar especificado. Una tercera pieza de inserción tibial (316) del conjunto incluye una tercera geometría posterior que comprende una tercera pared posterior (317) en un tercer lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior, que es más posterior que los dos lugares especificados primero y segundo. Cada una de las paredes posteriores primera, segunda y tercera (313, 315, 317) está situada según un ángulo diferente con respecto al eje anterior-posterior. Esto permite cambiar la dirección de las fuerzas comunicadas y de reacción asociadas con el PCL entre las piezas de inserción, independientemente del tamaño, espesor y configuración articular de las piezas de inserción (313, 314, 316). También permite que el PCL sea tensado en diferentes magnitudes entre las piezas de inserción, con independencia del tamaño, el espesor y la configuración articular de las piezas de inserción (312, 314, 216).

La figura 7 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibial de acuerdo con algunas realizaciones. La primera pieza (322) de inserción tibial del conjunto incluye una primera geometría posterior que comprende una primera pared posterior (323) en un primer lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior. Una segunda pieza (324) de inserción tibial del conjunto incluye una segunda geometría posterior que comprende una segunda pared posterior (325) en un segundo lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior, que es más posterior que el primer lugar especificado. Una tercera pieza (326) de inserción tibial del conjunto incluye una tercera geometría posterior que comprende una tercera pared posterior (327) en un tercer lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior, que es más posterior que los dos lugares especificados primero y segundo. Cada una de las paredes posteriores primera, segunda y tercera (323, 325, 327) está situada según el mismo ángulo con respecto al eje anterior-posterior. Esto permite que el PCL sea tensado en diferentes magnitudes entre las piezas de inserción, con independencia del tamaño, del espesor y de la configuración articular de las piezas de inserción (322, 324, 326), mientras se mantiene todavía la dirección de todas las fuerzas comunicadas y de reacción asociadas con el PCL.

La figura 8 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones. Una primera pieza de inserción tibial (332) del conjunto incluye una primera geometría posterior que comprende una primera pared posterior (333) en un primer lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior. Una segunda pieza de inserción tibial (334) del conjunto incluye una segunda geometría posterior que comprende una segunda pared posterior (335) en un segundo lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior, que es más posterior que el primer lugar especificado. Una tercera pieza de inserción tibial (336) del conjunto incluye una tercera geometría posterior que comprende una tercera pared posterior (337) en un tercer lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior, que es más posterior que los dos lugares especificados primero y segundo. Cada una de las paredes posteriores primera, segunda y tercera (333, 335, 337) está situada según el mismo ángulo con relación al eje anterior-posterior, y cada una de ellas está generalmente situada ortogonal al eje anterior-posterior. Esto permite que sea tensado el PCL en diferentes magnitudes entre piezas de inserción, con independencia del tamaño, el espesor y la configuración articular de las piezas de inserción (332, 334, 336), mientras se mantiene todavía la dirección de todas las fuerzas comunicadas y de reacción asociadas con el PCL.

La figura 9 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibial de acuerdo con algunas realizaciones. De manera similar a la figura 6, la figura 9 muestra una primera pieza de inserción tibial (342) del conjunto que incluye una primera geometría posterior que tiene una primera pared posterior (343) en un primer lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior. Una segunda pieza de inserción tibial (344) del conjunto incluye una segunda geometría posterior que comprende una segunda pared posterior (345) en un segundo lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior, que es más posterior que el primer lugar especificado. Una tercera pieza de inserción tibial (346) del conjunto incluye una tercera geometría posterior que comprende una tercera pared posterior (347) en un tercer lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior, que es más posterior que los dos lugares especificados primero y segundo. Cada una de las paredes posteriores primera, segunda y tercer (343, 345, 347) está situada según un ángulo diferente con relación al eje anterior-posterior. Esto permite que sea cambiada la dirección de todas las fuerzas comunicadas y de reacción entre las piezas de inserción, asociadas con el PCL, independientemente del tamaño, el espesor y la configuración articular de las piezas de inserción (342, 344, 346). También permite que el PCL sea tensado en diferentes magnitudes entre piezas de inserción, con independencia del tamaño, el espesor y la configuración articular de las piezas de inserción (342, 344, 346).

Debido a que las paredes posteriores primera, segunda y tercera (342, 345, 347) están en ángulo para cambiar la dirección de las fuerzas comunicadas y de reacción asociadas con el PCL, así como la tensión del PCL, las paredes (343, 345, 347) pueden estar curvadas o estar provistas de una concavidad con el fin de mantener el PCL centrado dentro de las paredes posteriores (343, 345, 347), y/o impedir que el PCL deslice medial o lateralmente fuera de la proximidad de las paredes posteriores (343, 345, 347).

La figura 10 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibial de acuerdo con algunas realizaciones. Una primera pieza de inserción tibial (352) del conjunto incluye una primera geometría posterior que incluye una primera pared posterior (353) en un primer lugar especificado del eje anterior-posterior. Una segunda pieza de inserción tibial (354) del conjunto incluye una segunda geometría posterior que incluye una segunda pared posterior (355) en un segundo lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior, que es más posterior que el primer lugar especificado. Una tercera pieza de inserción tibial (356) del conjunto incluye una tercera geometría posterior que tiene una tercera pared posterior (357) en un tercer lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior, que es más posterior que los dos lugares especificados primero y segundo. Cada una de las paredes posteriores primera, segunda y tercera (353, 355, 357) está situada según el mismo ángulo con relación al eje anterior-posterior. Esto permite que el PCL sea tensado en diferentes magnitudes entre piezas de inserción, con independencia del tamaño, el espesor y la configuración articular de las piezas de inserción (352, 354, 356), mientras se mantiene todavía la dirección de las fuerzas comunicadas y de reacción asociadas con el PCL.

Debido a que las paredes posteriores primera, segunda y tercera (353, 355, 357) están en ángulo, las paredes (353, 355, 357) pueden estar curvadas o estar provistas de una concavidad con el fin de mantener el PCL centrado dentro de las paredes posteriores (353, 355, 357), y/o evitar que el PCL deslice medial o lateralmente fuera de la proximidad de las paredes posteriores (353, 355, 357).

La figura 11 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con



algunas realizaciones. Una primera pieza de inserción tibial (362) del conjunto incluye una primera geometría posterior que tiene una primera pared posterior (363) en un primer lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior. Una segunda pieza de inserción tibial (364) del conjunto incluye una segunda geometría posterior que tiene una segunda pared posterior (365) en un segundo lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior, que es más posterior que el primer lugar especificado. Una tercera pieza de inserción tibial (366) del conjunto incluye una tercera geometría posterior que tiene una tercera pared posterior (367) en un tercer lugar especificado a lo largo del eje anterior-posterior, que es más posterior que los dos lugares especificados primero y segundo. Cada una de las paredes posteriores primera, segunda y tercera (363, 365, 367) está situada según el mismo ángulo con relación al eje anterior-posterior y cada una está en general situada ortogonalmente al eje anterior-posterior. Esto permite que el PCL sea tensado en diferentes magnitudes entre piezas de inserción, con independencia del tamaño, el espesor y la configuración articular de las piezas de inserción (362, 364, 366), mientras se mantiene todavía la dirección de las fuerzas comunicadas y de reacción asociadas con el PCL. Con el fin de mantener el PCL centrado dentro de las paredes posteriores (363, 365, 367) y/o evitar que el PCL deslice medial y lateralmente fuera de la proximidad de las paredes posteriores (363, 365, 367), las paredes posteriores primera, segunda y tercera (363, 365, 367) pueden ser curvadas o estar provistas de una concavidad, como se ilustra.

La figura 12 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones. La figura 12 es similar a la figura 9 en que el ángulo de las paredes posteriores (373, 375, 377) cambia para cambiar la dirección de las fuerzas comunicadas y de reacción asociadas con el PCL entre piezas de inserción, con independencia del tamaño, el espesor y la configuración articular de las piezas de inserción (372, 374, 376). Sin embargo, el centroide de las paredes posteriores (373, 375, 377) de las piezas de inserción tibiales (372, 374, 376) mostradas en la figura 12 no se mueve posteriormente entre piezas de inserción. Al hacer esto, aunque cambia entre piezas de inserción la dirección de las fuerzas comunicadas y de reacción asociadas con el PCL, independientemente del tamaño, el espesor y la configuración articular de las piezas de inserción (372, 374, 376), no cambia necesariamente la tensión entre piezas de inserción en el PCL, o al menos cambia en una extensión tan grande como si el centroide de la pared posterior fuera movido anterior o posteriormente.

Debido a que las paredes posteriores primera, segunda y tercera (373, 375, 377) están en ángulo, las paredes (373, 375, 377) pueden estar curvadas o provistas de una concavidad, como se muestra, con el fin de mantener el PCL centrado dentro de las paredes posteriores (373, 375, 377), y/o impedir que el PCL deslice medial o lateralmente fuera de la proximidad de las paredes posteriores. (373, 375, 377).

La figura 13 ilustra una vista desde arriba (superior) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones. La figura 13 ilustra esencialmente una realización similar a la mostrada en la figura 12, pero que tiene paredes posteriores (383, 385, 387) con ángulos de inclinación más extremos y sin concavidades.

La figura 14 ilustra una vista lateral (sagital) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones. Se proporciona un conjunto de piezas de inserción tibiales (400, 402, 404, 406), cada una de las cuales comprende una pared posterior (401, 403, 405, 407, respectivamente) que está situada en una posición diferente a lo largo de un eje anterior-posterior. Desplazando las paredes posteriores (401, 403, 405, 407) en una dirección posterior, se puede aumentar la tensión dentro de un PCL preservado, con independencia del tamaño, el espesor y/o la configuración articular de las piezas de inserción (400, 402, 404, 406).

Mientras que las figuras 3-14 muestran realizaciones que utilizan cambios de geometría dentro de un plano transversal a la tensión en el PCL y/o cambio de la dirección de fuerzas comunicadas por, y que actúan sobre, el PCL, las figuras 14-16 ilustran cómo pueden ser cambiadas las tensiones y direcciones de fuerzas asociadas con el PCL utilizando también cambios de geometría en un plano sagital. La figura 17 ilustra cómo pueden ser cambiadas las tensiones y las direcciones de fuerzas asociadas con el PCL utilizando cambios de geometría en planos tanto transversal como sagital. Un experto ordinario en la técnica puede apreciar que se pueden contemplar superficies tridimensionales complejas en todas las dimensiones y planos (transversal, sagital y coronal) a partir de la descripción de esta memoria. Se puede utilizar ventajosamente ensayo de FEA con programas avanzados, tales como LifeMOD o KneeSIM, para desarrollar una forma ideal u optimizada para los medios de tensión del PCL descritos en esta memoria. LifeMOD y KneeSIM son marcas comerciales de LifeModeler, Inc., 2730 Camino Capistrano, Suite 7, San Clemente, California.

La figura 15 ilustra una vista lateral (sagital) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones. Se proporciona un conjunto de piezas de inserción tibiales (410, 412, 414, 416), comprendiendo cada pieza de inserción una geometría de pared posterior (411, 413, 415, 417, respectivamente) que está situada en una posición diferente a lo largo del eje anterior-posterior. Desplazando las paredes posteriores (411, 413, 415, 417) más posteriormente así como superiormente, se puede aumentar la tensión dentro de un PCL preservado, con independencia del tamaño, el espesor y/o la configuración articular de las piezas de inserción (410, 412, 414, 416).

La figura 16 ilustra una vista lateral (sagital) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones. Se proporciona un conjunto de piezas de inserción tibiales (420, 422, 424, 426), comprendiendo cada pieza de inserción una geometría de pared posterior (421, 423, 425, 427, respectivamente) que está situada en la misma posición relativa a lo largo al eje anterior-posterior. Desplazando las paredes posteriores (421, 423, 425, 427) más superiormente, se puede aumentar la tensión dentro de un PCL preservado, con independencia del tamaño, el espesor y/o la configuración articular de las piezas de inserción (420, 422, 424, 426).

La figura 17 ilustra una vista lateral (sagital) de un conjunto de piezas de inserción tibiales de acuerdo con algunas realizaciones. Se proporciona un conjunto de piezas de inserción tibiales (430, 432, 434, 436), comprendiendo cada pieza de inserción una geometría de pared posterior (431, 433, 435, 437, respectivamente) que está situada en la misma posición relativa a lo largo de un eje anterior-posterior. Desplazando las paredes posteriores (431, 433, 435, 437) sólo posteriormente, posterior y superiormente, sólo superiormente y en varias combinaciones de las mismas, se puede aumentar la tensión dentro de un PCL preservado, con independencia del tamaño, el espesor y/o la configuración articular de las piezas de inserción (430, 432, 434, 436).

La figura 18 es un diagrama de flujo esquemático que ilustra un método de utilizar un sistema de acuerdo con algunas realizaciones. En primer lugar, se recorta (502) toda la tibia proximal. A continuación se dimensiona la rodilla como se hace usualmente (504). Después se ejecuta la implantación (506) de bandeja femoral y tibial. Puede no ser requerido el paso (506) para casos de hemi-artroplastia o para operaciones que utilicen piezas de inserción tibiales cementadas que no usen bandejas tibiales convencionales. A continuación se realizan reducciones de prueba utilizando una serie de piezas de inserción tibiales correctamente dimensionadas (508). La reducción de prueba puede incluir un intervalo completo de valoración de movimiento, ensayo de extracción, etc. Después de seleccionar (510) el espesor deseado de pieza de inserción tibial, el cirujano valora el ligamento cruzado posterior para tensado y función apropiados (512). Si la prótesis funciona bien, el cirujano puede terminar la cirugía de una manera usual (520). Si el PCL está demasiado flojo, el cirujano puede intentar otra pieza de inserción que tenga los mismos espesor y tamaño, con la excepción de una mayor o más "pronunciada" geometría posterior para alargar y apretar el PCL como se muestra en el paso (516). Alternativamente, si el PCL está demasiado apretado, el cirujano puede intentar otra pieza de inserción que tenga los mismos espesor y tamaño, con la excepción de una menor o menos "pronunciada" geometría posterior, para aflojar el PCL, como se muestra en el paso (518). Además de los pasos (514), (516) y (518), el cirujano puede seleccionar otras opciones de piezas de inserción tibiales que cambien el ángulo, la posición en el espacio o la situación del PCL, independientemente de, o en combinación con, los pasos de ajuste de tensión (pasos no ilustrados).

Las figuras 19A y 19B ilustran una tibia proximal (100) después de una resección con preservación del PCL y piezas de inserción tibiales (600, 602) situadas en la misma. Como se ha ilustrado esquemáticamente en estas figuras, las diferentes geometrías (601, 603) de las paredes posteriores de las dos piezas de inserción (600, 602) interactúan de manera diferente con el PCL (20). Por ejemplo, la geometría (601) de pared posterior de la figura 19A permite que el PCL (20) se extienda en una línea relativamente recta entre su punto de unión tibial y su punto de unión en el fémur distal (no mostrado). Inversamente, la geometría (603) de pared posterior de la figura 19B fuerza al PCL (20) a envolverse alrededor de él en una mayor extensión. Por lo tanto, el PCL (20) está más curvado cuando se sitúa con respecto a la pieza de inserción (602) de la figura 19B, y sería probablemente tensado en un mayor grado.

Realizaciones alternativas pueden incluir varios mecanismos para ajustar la tensión del PCL, que comprendan geometrías para optimizar la función del PCL, geometrías para controlar la posición medial-lateral del PCL, geometrías para controlar la altura del PCL con relación a la superficie de la pieza de inserción tibial, geometrías para cambiar o controlar el ángulo del PCL con relación a una superficie de la pieza de inserción tibial según se ve en el plano sagital, geometrías para cambiar o controlar el ángulo del PCL con relación a una superficie de la pieza de inserción tibial según se ve en un plano transversal a lo largo de un eje superior-inferior, geometrías para controlar la rotación interna-externa del PCL con relación a una superficie de la pieza de inserción tibial, geometrías para controlar la convexidad o concavidad de la superficie y para reducir el deslizamiento del PCL dentro de un plano transversal, y otras geometrías, sin limitación. Al menos algunas realizaciones de la invención también pueden ser utilizadas ventajosamente con otras operaciones quirúrgicas que requieran compensación o liberación de tejido blando después que hayan sido hechos cortes del hueso u operaciones que pudieran implicar que tejidos blandos se pongan en contacto con un implante ortopédico o prótesis. Las formas, geometrías y configuraciones incluidas en esta descripción pueden incluir además tratamientos superficiales para optimizar las interacciones de fricción o biológica entre los medios para tensar el PCL y el PCL u otros tejidos blandos circundantes. Tales tratamientos superficiales pueden incluir, sin limitación, tratamientos superficiales de material (por ejemplo, tratamientos superficiales metalúrgicos, basados en cerámica y/o polímeros tales como reticulación selectiva) o tratamientos superficiales aditivos (por ejemplo, antioxidantes, anti-microbiales/inti-infección y aditivos de gestión del dolor). Los medios para tensar el PCL según se han descrito en esta memoria pueden estar compuestos de un material distinto del material de la pieza de inserción tibial.

En algunos casos, tales como para prótesis de retención del bi-cruzado, puede ser deseable ajustar la tensión en el ACL solo, o en combinación con la tensión del PCL. Por lo tanto, aunque han sido descritos con más detalle en esta memoria mecanismos para tensar el PCL, se pueden emplear igualmente mecanismos similares para tensar un ACL preservado, en una parte media o anterior de una pieza de inserción tibial, de una manera similar, con el fin de ajustar la tensión en el ACL, así como el PCL. Los mecanismos de tensar el ACL (si se usan) pueden estar adaptados para trabajar en combinación con, o independientemente de, la tensión del PCL.

Como se pueden hacer diversas modificaciones en las realizaciones ejemplares, según se han descrito anteriormente con referencia a las correspondientes ilustraciones, sin apartarse del alcance de la invención, se pretende que toda la materia contenida en la anterior descripción y mostrada en los dibujos adjuntos sea interpretada como ilustrativa en lugar de limitativa. Por tanto, el ámbito y alcance de la presente invención no han de estar limitados por ninguna de las realizaciones ejemplares anteriormente descritas.

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema de componentes para facilitar una operación de artroplastia de rodilla, comprendiendo el sistema de componentes:
  - (a) una primera serie de componentes (210) de artroplastia de rodilla que incluyen al menos un primer componente de artroplastia de rodilla y un segundo componente de artroplastia de rodilla, en el que el primer y segundo componentes de artroplastia de rodilla son de igual tamaño;
  - (b) una segunda serie de componentes (220) de artroplastia de rodilla que incluyen al menos un tercer componente de artroplastia de rodilla y un cuarto componente de artroplastia de rodilla, en el que los componentes de artroplastia de rodilla tercero y cuarto son de igual tamaño, y en el que los componentes de artroplastia de rodilla primero y segundo no son de igual tamaño que los componentes de artroplastia de rodilla tercero y cuarto;
  - (c) en el que cada uno de los componentes de artroplastia de rodilla primero, segundo, tercero y cuarto incluye una superficie de envoltura (32) configurada para contacto de envoltura con un ligamento cruzado posterior;
  - (d) en el que una geometría de la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla es diferente de una geometría de la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla, de tal manera que la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla está configurada para generar al menos una de entre una diferente tensión en, o dirección de fuerza sobre, el ligamento cruzado posterior con relación a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla; y
  - (e) en el que una geometría de la superficie de envoltura del tercer componente de artroplastia de rodilla es diferente de una geometría de la superficie de envoltura del cuarto componente de artroplastia de rodilla, de tal manera que la superficie de envoltura del tercer componente de artroplastia de rodilla está configurada para generar al menos una de entre una diferente tensión en, o dirección de fuerza sobre, el ligamento cruzado posterior con relación a la superficie de envoltura del cuarto componente de artroplastia de rodilla.
2. El sistema de la reivindicación 1, en el que el primer componente de artroplastia de rodilla tiene un espesor total que es el mismo que el del segundo componente de artroplastia de rodilla, y el tercer componente de artroplastia de rodilla tiene un espesor total que es el mismo que el del cuarto componente de artroplastia de rodilla.
3. El sistema de la reivindicación 2, en el que:
  - (a) la primera serie comprende además un quinto componente de artroplastia de rodilla, en el que el quinto componente de artroplastia de rodilla tiene un espesor total que es diferente del espesor total de los componentes de artroplastia de rodilla primero y segundo; y
  - (b) la segunda serie comprende además un sexto componente de artroplastia de rodilla, en el que el sexto componente de artroplastia de rodilla tiene un espesor total que es diferente del espesor total de los componentes de artroplastia de rodilla tercero y cuarto.
4. El sistema de la reivindicación 2, en el que los componentes de artroplastia de rodilla primero, segundo, tercero y cuarto son componentes tibiales y las superficies de envoltura son muescas formadas en bordes posteriores de los componentes de artroplastia de rodilla.
5. El sistema de la reivindicación 4, en el que las muescas están situadas centralmente entre superficies de articulación condilar medial y lateral.
6. El sistema de la reivindicación 4, en el que los componentes tibiales son piezas de inserción tibiales.
7. El sistema de la reivindicación 6, en el que las piezas de inserción tibiales son pruebas tibiales.
8. El sistema de la reivindicación 6, en el que las piezas de inserción tibiales son piezas de inserción tibiales de preservación de ligamento cruzado.
9. El sistema de la reivindicación 4, en el que cada uno de los componentes de artroplastia de rodilla incluye un eje anterior-posterior y en el que la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla está situada más posteriormente a lo largo del eje anterior-posterior del primer componente de artroplastia de rodilla con relación a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla.
10. El sistema de la reivindicación 4, en el que cada uno de los componentes de artroplastia de rodilla incluye un eje anterior-posterior y en el que la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla está orientada según un ángulo diferente al del eje anterior-posterior del primer componente de artroplastia de rodilla con relación a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla.
11. El sistema de la reivindicación 10, en el que el primer componente de artroplastia de rodilla está situado más posteriormente a lo largo del eje anterior-posterior del primer componente de artroplastia de rodilla con relación

a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla.

12. El sistema de la reivindicación 11, en el que las superficies de envoltura están curvadas hacia dentro.

13. El sistema de la reivindicación 4, en el que la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla se extiende más superiormente con relación a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla.

5

14. El sistema de la reivindicación 4, en el que cada uno de los componentes de artroplastia de rodilla incluye un eje anterior-posterior y en el que la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla está situada más posteriormente a lo largo del eje anterior-posterior del primer componente de artroplastia de rodilla con relación a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla; y en el que la superficie de envoltura del primer componente de artroplastia de rodilla se extiende más superiormente con relación a la superficie de envoltura del segundo componente de artroplastia de rodilla.

10

15. El sistema de la reivindicación 2, en el que la primera y segunda series de componentes de artroplastia de rodilla son parte de un equipo (kit) de componentes de artroplastia de rodilla.

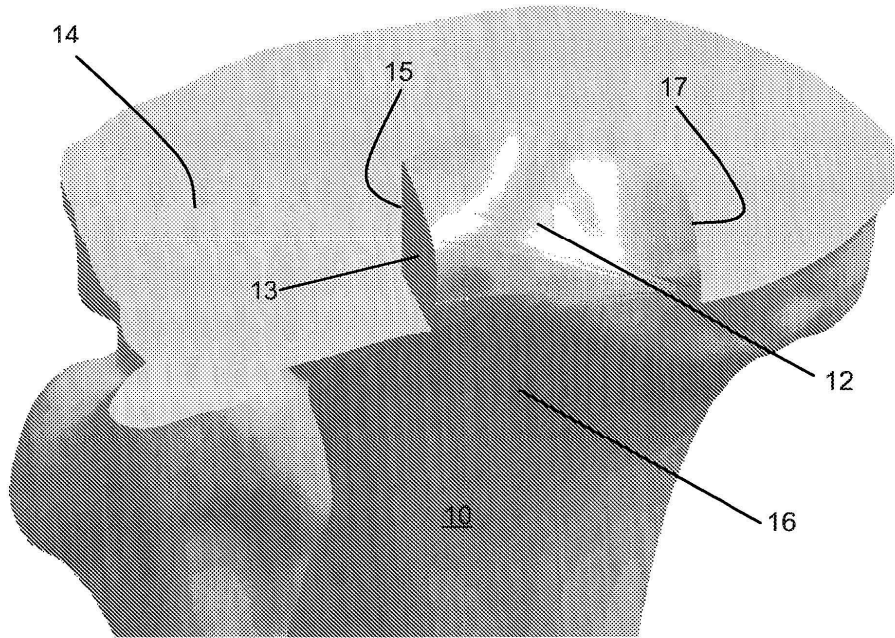


FIG. 1  
(Técnica Anterior)

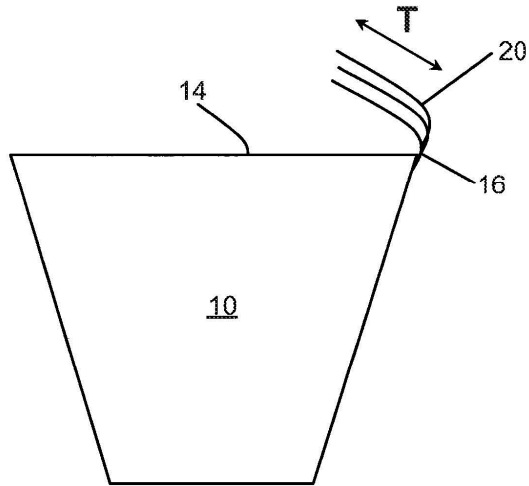


FIG 2A  
(Técnica Anterior)

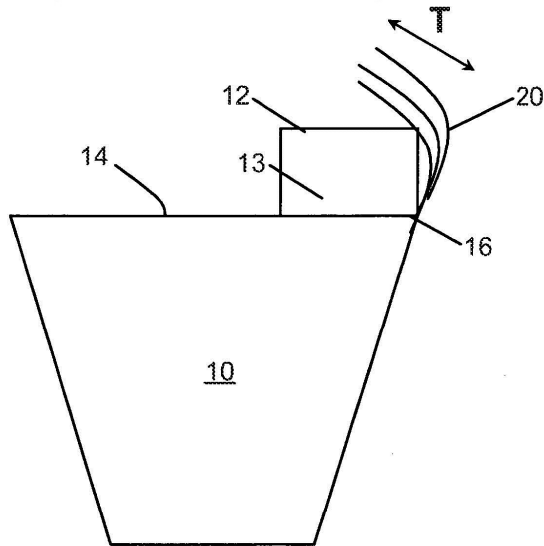


FIG. 2B  
(Técnica Anterior)

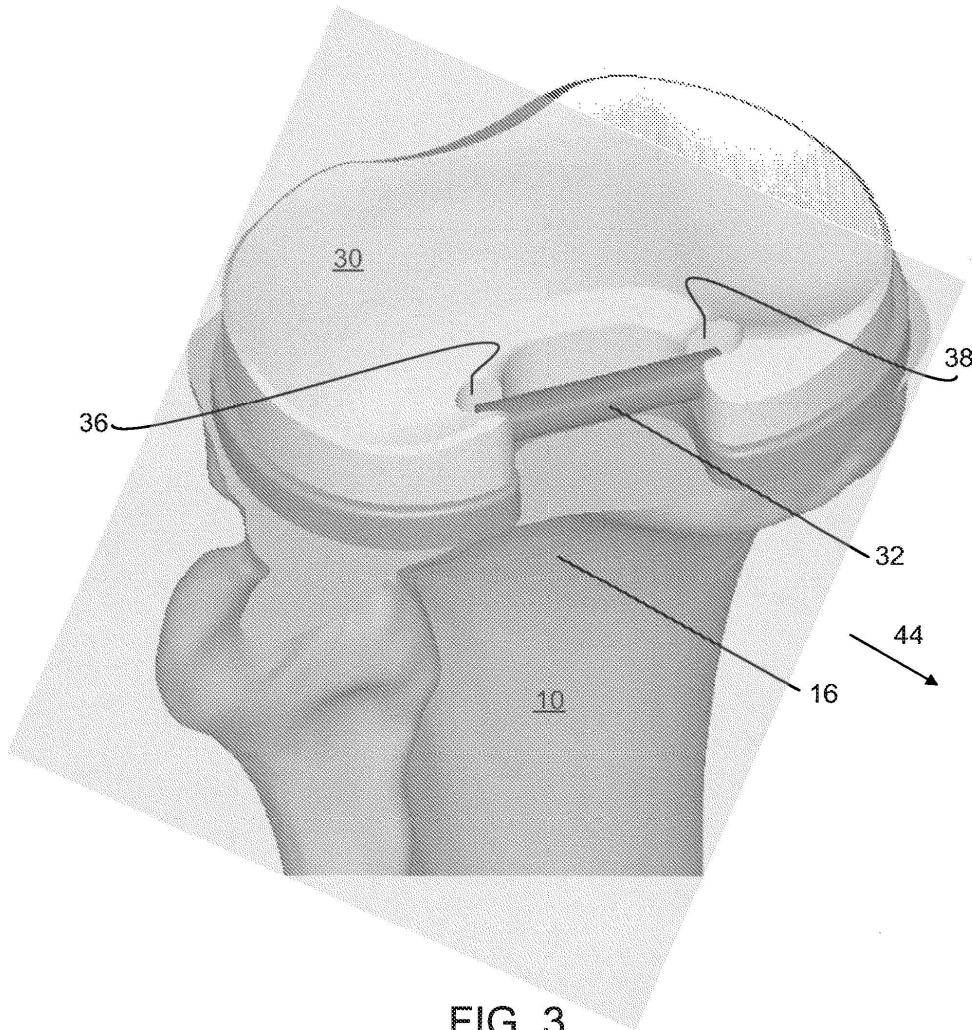


FIG. 3

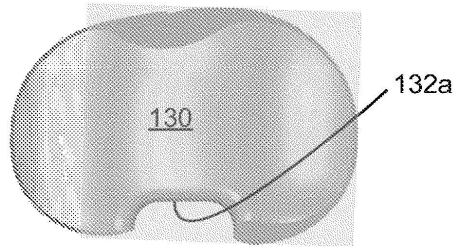


FIG. 4A

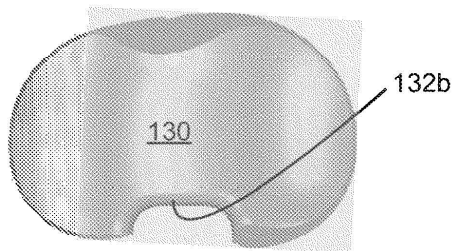


FIG. 4B

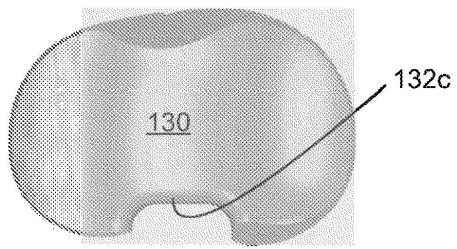


FIG. 4C



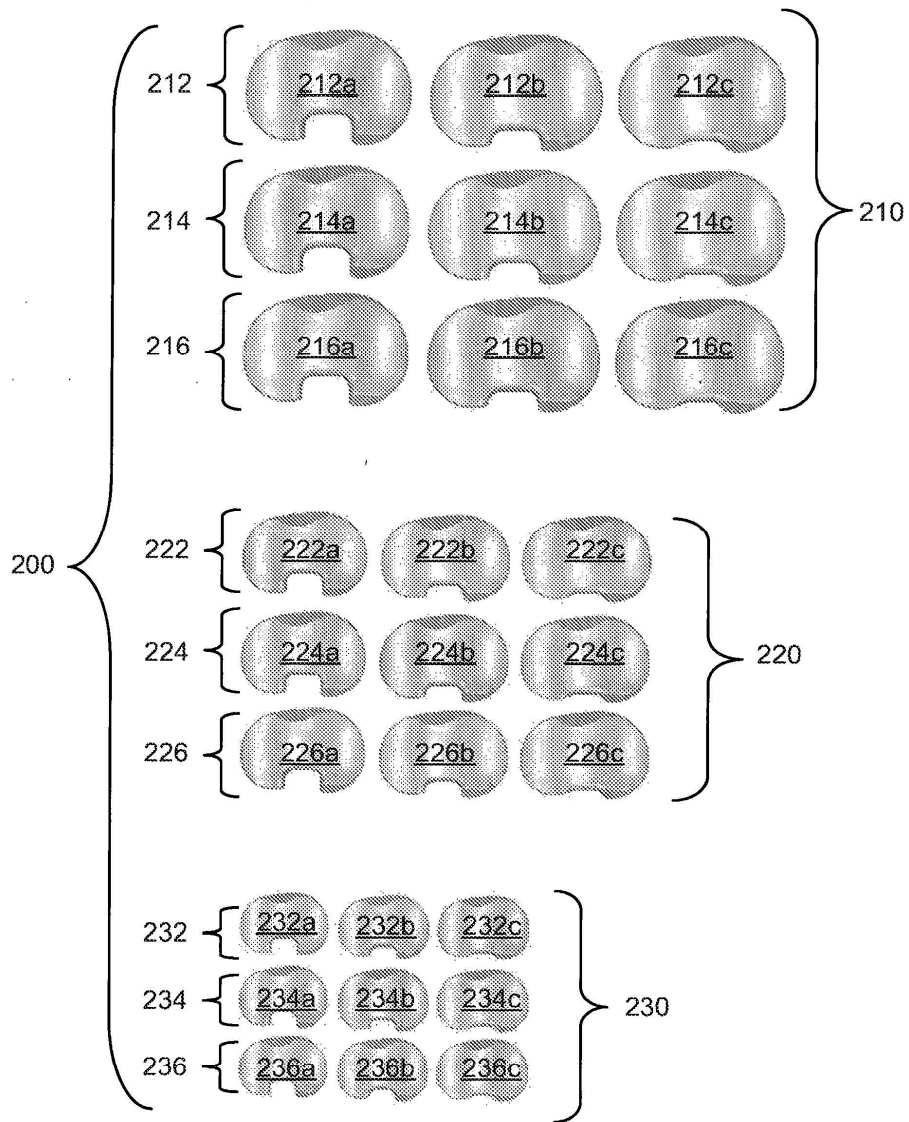


FIG. 5

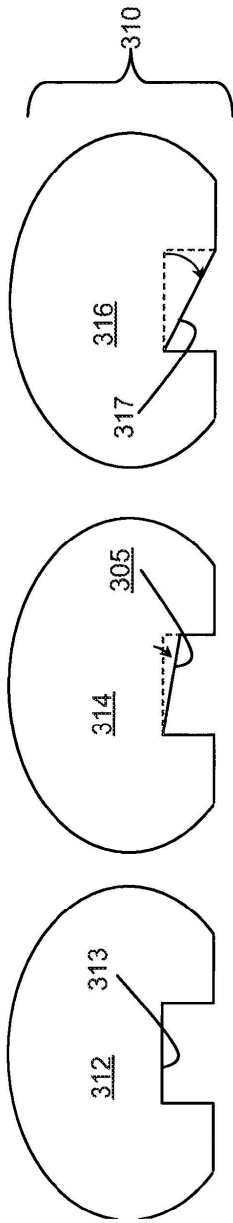


FIG. 6

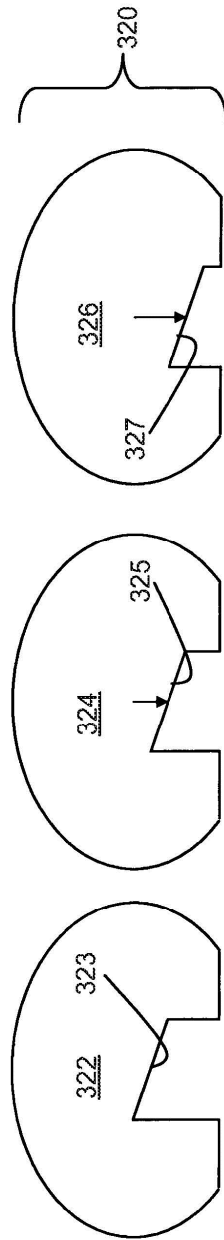


FIG. 7

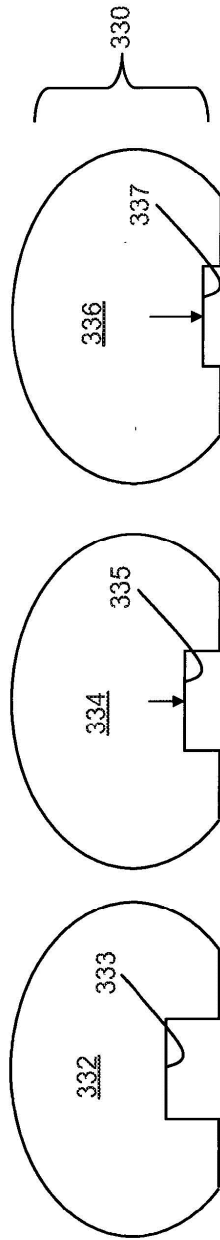


FIG. 8

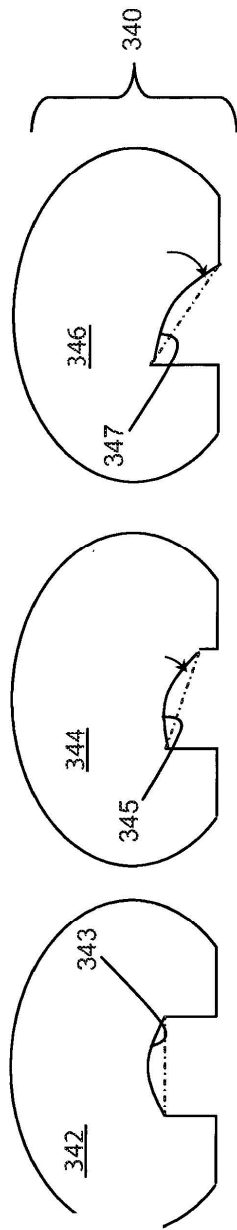


FIG. 9

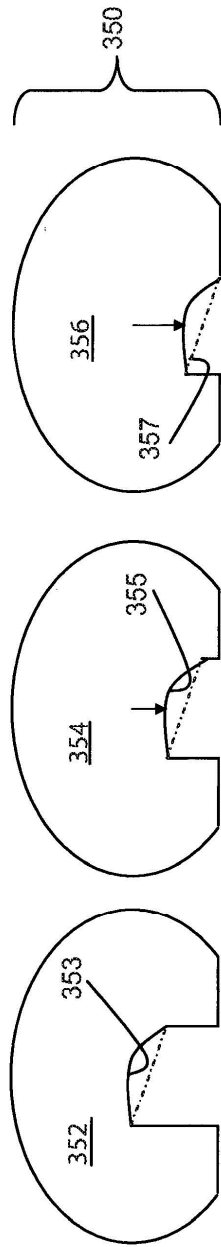


FIG. 10

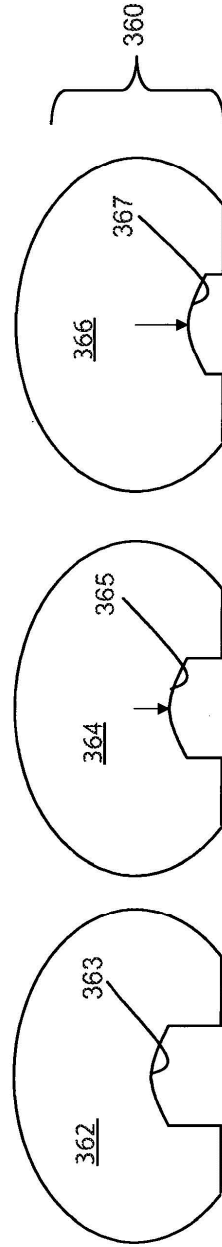


FIG. 11

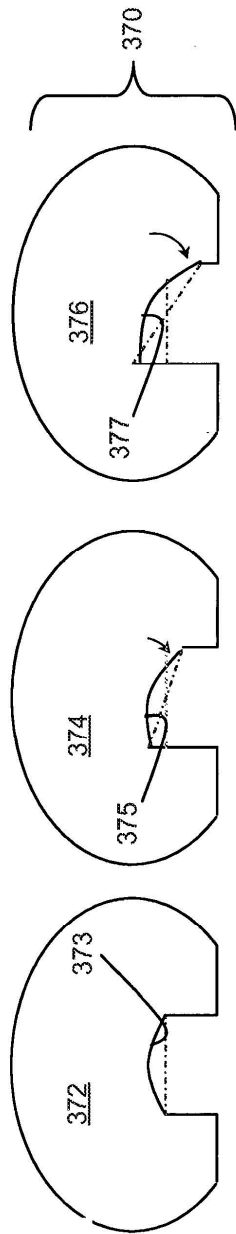


FIG. 12

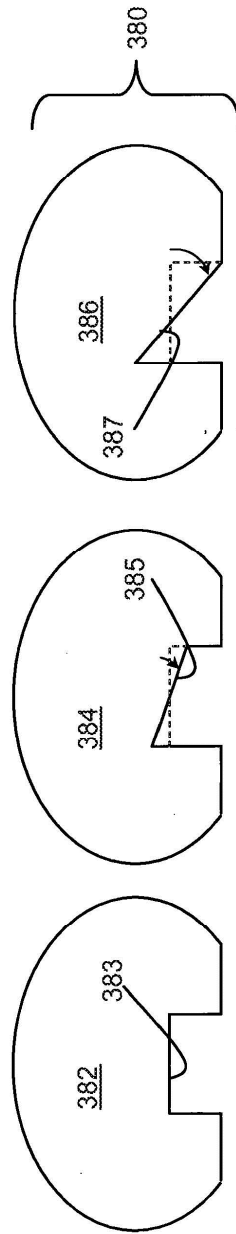


FIG. 13

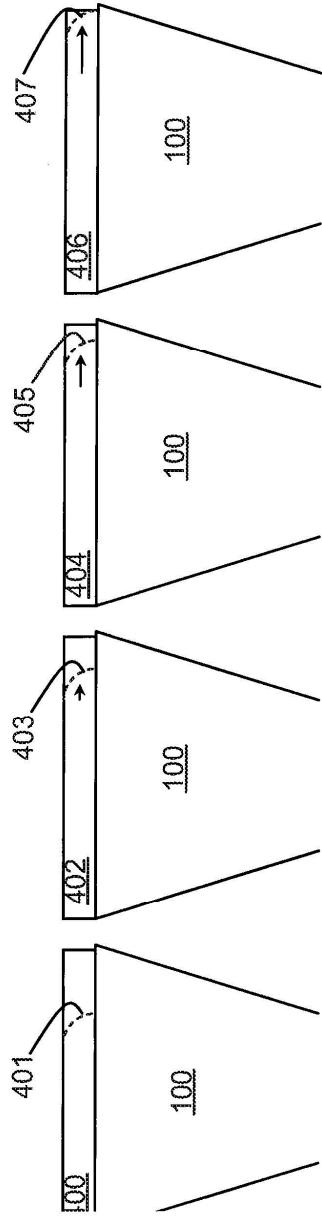


FIG. 14

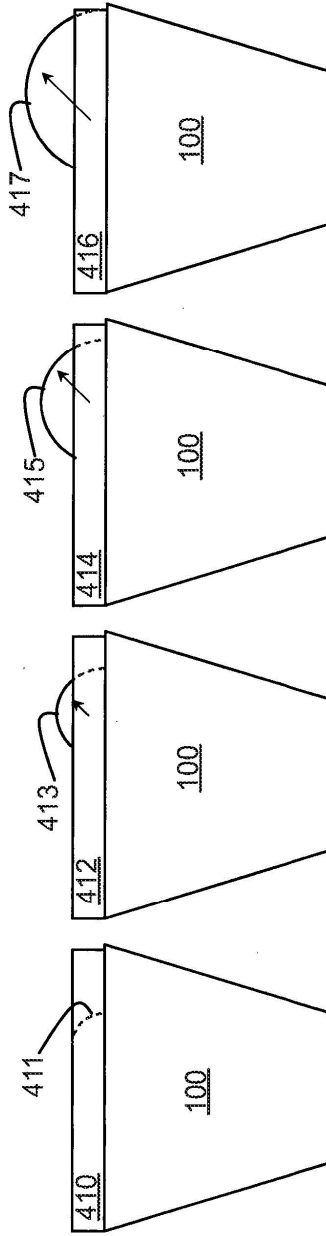


FIG. 15

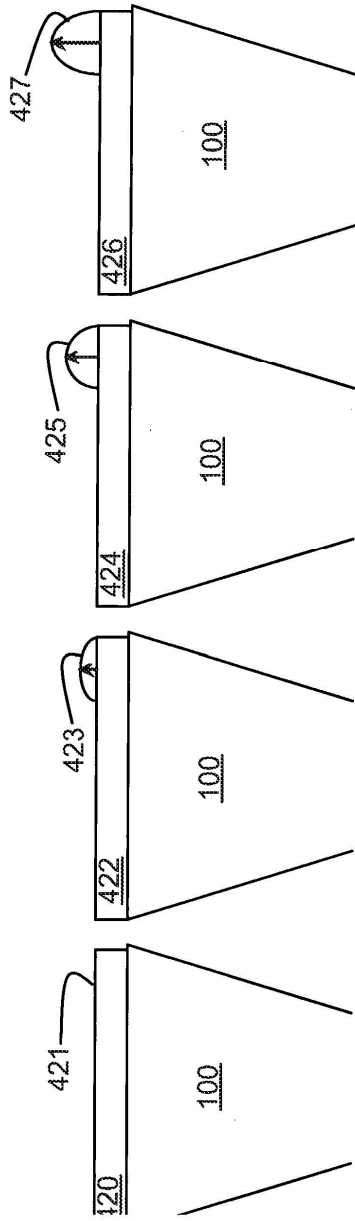


FIG. 16

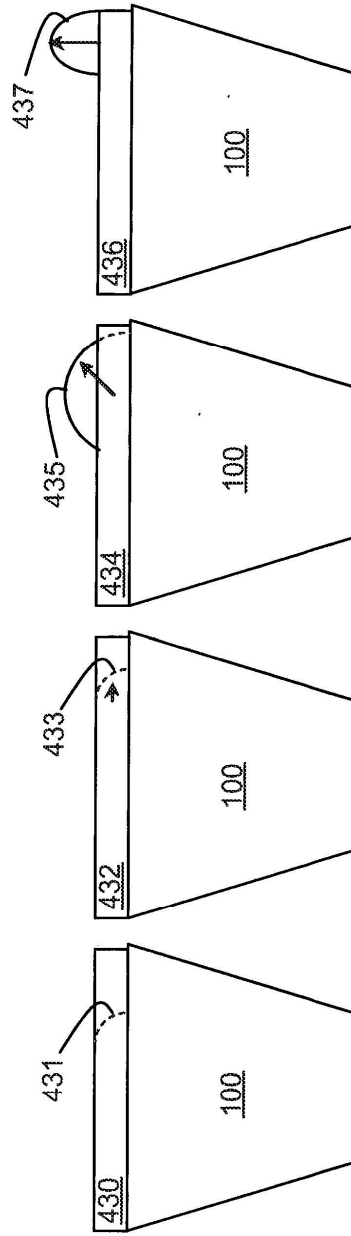
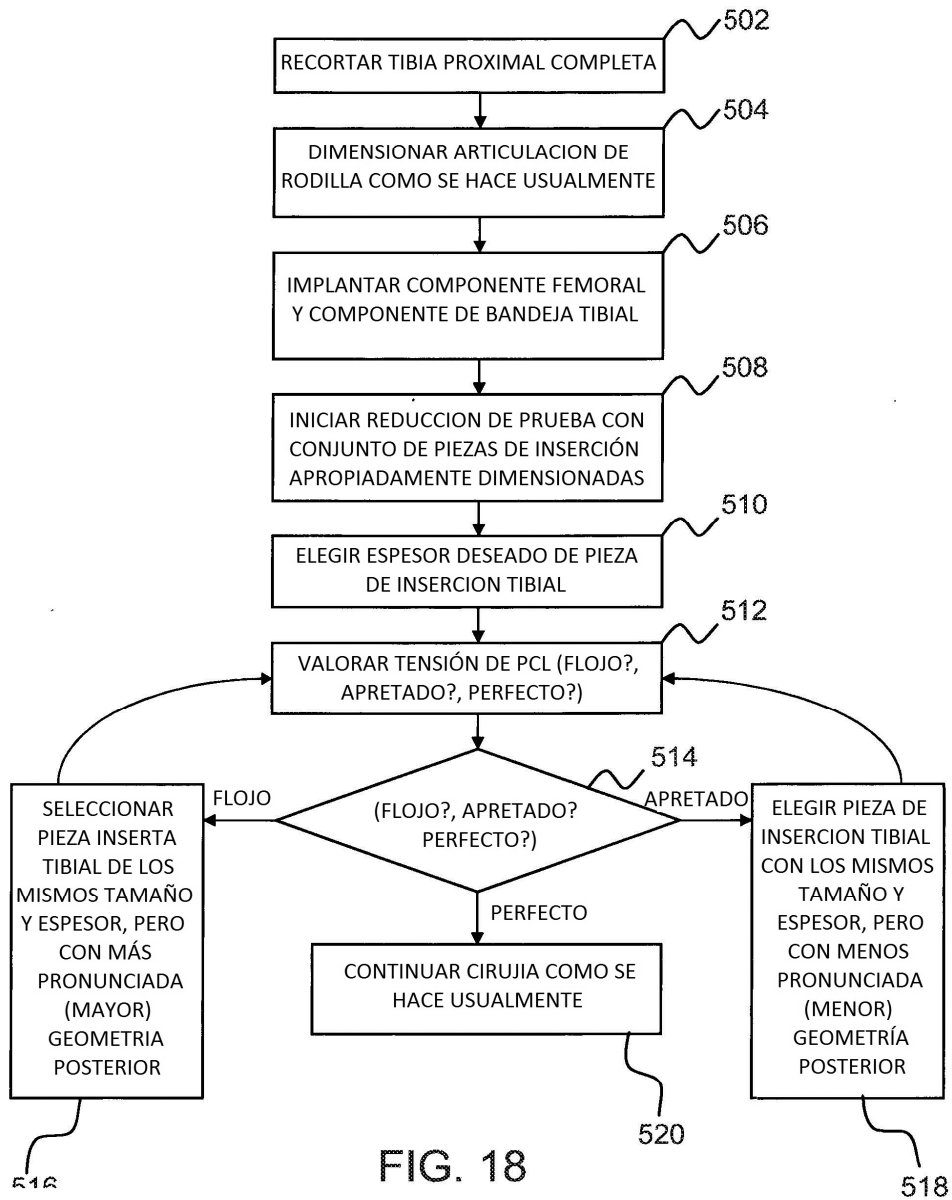


FIG. 17



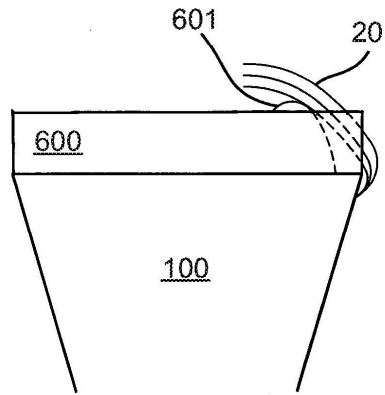


FIG. 19A

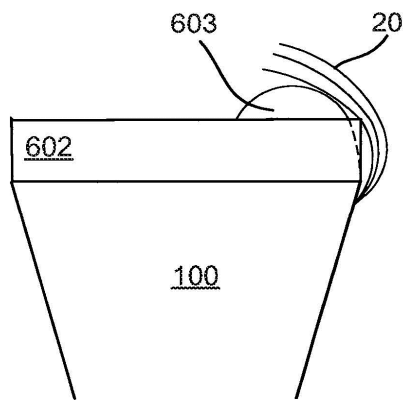


FIG. 19B