

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 774 904**

51 Int. Cl.:

A61F 2/40

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.10.2015 PCT/US2015/057999**

87 Fecha y número de publicación internacional: **06.05.2016 WO16069867**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.10.2015 E 15855048 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.12.2019 EP 3212128**

54 Título: **Bandejas humerales con aumentos de tuberosidad suficientemente diseñados para mejorar la mecánica de las articulaciones**

30 Prioridad:

31.10.2014 US 201462073281 P

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

23.07.2020

73 Titular/es:

**EXACTECH INC. (100.0%)
2320 N.W. 66th Court
Gainesville, FL 32653, US**

72 Inventor/es:

**ROCHE, CHRISTOPHER P.;
ROUTMAN, HOWARD DAVID;
KLUG, RAYMOND ANTHONY y
GAYDOS, COREY MITCHELL**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 774 904 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

Bandejas humerales con aumentos de tuberosidad suficientemente diseñados para mejorar la mecánica de las articulaciones.

Referencia cruzada a las solicitudes relacionadas

La presente solicitud reivindica el beneficio de la solicitud provisional de los Estados Unidos núm. No. 62/073,281, presentada el 31 de octubre de 2014.

Antecedentes de la Invención

El documento US 2014/0039633 A1 se refiere a un kit que incluye un tallo del húmero que tiene un eje longitudinal central, el tallo del húmero está configurado para unirse a un hueso resecado.

Los músculos generan fuerzas en línea recta que se convierten en torques en proporción a su distancia perpendicular entre el centro de rotación de la articulación (CoR) y la línea de acción del músculo. Esta distancia perpendicular se denomina brazo del momento muscular; por lo tanto, un brazo de momento 50 % más grande implica una fuerza 50 % menor requerida por un músculo en particular para inducir un torque dado o un movimiento particular. La localización del brazo de momento en relación con el CoR de la articulación determina el tipo de movimiento que creará el músculo. En el hombro, estos movimientos son abducción/adducción (en el plano escapular/coronal y/o en el plano transversal), rotación interior/exterior (rotación del eje largo del húmero) y flexión/extensión (en el plano sagital). Cuanto mayor sea el brazo del momento muscular, mayor será la capacidad de ese músculo para generar el torque requerido para el movimiento y para soportar cargas exteriores. La compensación para un brazo de momento más grande es que el músculo requiere una mayor excursión (es decir, más acortamiento muscular para generar una cantidad dada de movimiento). Debe reconocerse que el brazo del momento muscular es solo un componente de la capacidad del músculo para generar torque, otros factores incluyen el área de sección transversal fisiológica del músculo, la arquitectura, la actividad neuronal y su relación longitud-tensión.

Sumario

Las bandejas humerales con aumentos de tuberosidad suficientemente diseñados para mejorar la mecánica de las articulaciones se divulgan en la presente memoria. En una realización, "mejorar la mecánica muscular" significa la capacidad de aumentar el brazo del momento muscular, y/o aumentar la longitud/tensión del músculo, y/o alterar la línea de acción del músculo, y/o aumentar la envoltura del músculo.

De acuerdo con los aspectos ilustrados en la presente memoria, se divulga un aumento protésico suficientemente diseñado para reconstruir una forma de tuberosidad lateral de un húmero en un sujeto que tiene pérdida ósea proximal que incluye una bandeja adaptadora humeral configurada para conectar un revestimiento humeral de una prótesis de hombro inverso a un tallo del húmero de la prótesis de hombro inverso; y un miembro de aumento que tiene una primera cara adaptada para contactar el tallo del húmero de la prótesis de hombro inverso; y una segunda cara adaptada para contactar un lado inferior de un músculo, en el que al menos una porción de la segunda cara incluye una superficie bulbosa adaptada para alterar un ángulo de envoltura del músculo alrededor de la tuberosidad lateral, y en el que la segunda cara tiene un radio de curvatura seleccionado entre uno de un radio de curvatura constante o un radio de curvatura variable. En una realización, la bandeja adaptadora humeral y el miembro de aumento actúan como un único dispositivo monolítico. En una realización, la bandeja adaptadora humeral y el miembro de aumento son dos componentes modulares separados. En una realización, la segunda cara tiene un radio constante y la superficie bulbosa es una esfera. En una realización, la segunda cara tiene un radio de curvatura variable y la superficie bulbosa está suficientemente alargada para acomodar la varianza anatómica de la tuberosidad lateral. En una realización en la que la superficie bulbosa está suficientemente alargada, se define un primer grosor entre la primera cara y la segunda cara en una primera posición en el miembro de aumento, el primer grosor varía de aproximadamente 1 mm a menos de aproximadamente 5 mm, y un el segundo grosor se define entre la primera cara y la superficie bulbosa de la segunda cara, el segundo grosor varía de aproximadamente 7 mm a aproximadamente 50 mm.

En una realización, un paciente con pérdida ósea humeral proximal que tiene una prótesis de hombro inverso que incluye una bandeja adaptadora humeral/dispositivo de aumento de tuberosidad de la presente divulgación, experimentará una función mejorada de la articulación del hombro recreando la forma/contorno de la tuberosidad lateral del hueso humeral proximal. En una realización, un paciente con pérdida ósea humeral proximal que tiene una prótesis de hombro inverso que incluye una bandeja adaptadora humeral/dispositivo de aumento de tuberosidad de la presente divulgación, experimentará una estabilidad mejorada de la articulación del hombro recreando la forma/contorno de la tuberosidad lateral del hueso humeral proximal. En una realización, un paciente con pérdida ósea humeral proximal que tiene una prótesis de hombro inverso que incluye una bandeja adaptadora humeral/dispositivo de aumento de tuberosidad de la presente divulgación, experimentará una probabilidad reducida de cicatrices deltoides al restaurar una superficie lisa contra la cual el músculo se desliza/articula.

Breve descripción de las Figuras

Las realizaciones actualmente divulgadas se detallarán con referencia a los dibujos adjuntos. Los dibujos no están necesariamente a escala, en cambio se hace hincapié generalmente en ilustrar los principios de las realizaciones actualmente divulgadas.

La **Figura 1** es una interpretación del deltoides medio que envuelve la tuberosidad mayor del hombro para aumentar la estabilidad mediante la compresión de la cabeza humeral.

La **Figura 2** es un modelo informático del hombro normal abducido a 48 grados con respecto a una escápula fija en la que el deltoides medio ya no envuelve la mayor tuberosidad de la cabeza humeral y, por lo tanto, ya no imparte una fuerza de compresión estabilizadora a la glenoides.

La **Figura 3** es un modelo informático de un hombro inverso Grammont de 36 mm abducido a 8 grados en relación con una escápula fija en la que el deltoides medio ya no envuelve la mayor tuberosidad de la cabeza humeral y, por lo tanto, ya no imparte una fuerza de compresión estabilizadora a la glenoides.

La **Figura 4** es un modelo informático de un hombro Encore Reverse® de 32 mm abducido a 28 grados en relación con una escápula fija en la que el deltoides medio ya no envuelve la mayor tuberosidad de la cabeza humeral y, por lo tanto, ya no imparte una fuerza de compresión estabilizadora a la glenoides.

La **Figura 5** es un modelo informático de un hombro inverso Equinoxe® de 38 mm abducido a 40 grados en relación con una escápula fija en la que el deltoides medio ya no envuelve la mayor tuberosidad de la cabeza humeral y, por lo tanto, ya no imparte una fuerza de compresión estabilizadora a la glenoides.

La **Figura 6** es un modelo informático del hombro inverso Equinoxe de 38 mm con pérdida ósea humeral proximal abducido a 20 grados en relación con una escápula fija en la que el deltoides medio ya no envuelve el húmero lateral y, por lo tanto, ya no imparte una fuerza de compresión estabilizadora a la glenoides.

La **Figura 7** es un gráfico que muestra el brazo de momento de abducción para el deltoides medio a través de 140° de abducción para el hombro anatómico normal y para tres (3) diseños de hombro inverso (Grammont, Encore reverse® y Equinoxe®).

Las **Figuras 8A-8D** son modelos informáticos que comparan los brazos del momento de abducción del deltoides medio entre el hombro normal (**Figura 8A**) y 3 diseños diferentes de hombro inverso: Grammont (**Figura 8B**), Encore reverse® (**Figura 8C**) y Equinoxe® (**Figura 8D**).

La **Figura 9** ilustra una realización de un vástago de fracturas de plataforma Equinoxe®. El vástago de fracturas de plataforma se cementa en el canal intramedular del húmero (IM) a medida que el cirujano asegura los fragmentos de fractura de tuberosidad cada vez mayor alrededor de la aleta asimétrica con suturas. Después de asegurar los fragmentos de fractura con suturas de regreso al vástago y al eje humeral, el cirujano realiza una hemiartroplastia o un hombro inverso.

Las **Figuras 10A-10D** ilustran cuatro vistas diferentes de una realización de una bandeja adaptadora humeral monolítica con aumento de tuberosidad de la presente invención.

Las **Figuras 11A-11D** ilustran cuatro vistas diferentes de una realización de una bandeja adaptadora humeral modular ensamblada a un aumento de tuberosidad modular (ensamblado con una reducción y tornillo de bloqueo) de la presente invención.

La **Figura 12** es una vista en sección transversal de una realización de una bandeja adaptadora humeral modular ensamblada a un aumento de tuberosidad modular de la presente invención que muestra curvaturas de radios del aumento de tuberosidad modular.

Las **Figuras 13A y 13B** ilustran la bandeja adaptadora humeral modular y el aumento de tuberosidad modular de la **Figura 11** montado en un tallo del húmero (**Figura 13B**: la vista transparente representa el corte de la tuberosidad y se ajusta alrededor de la aleta lateral del tallo del húmero para proporcionar estabilidad rotacional y también facilitar la fijación).

Las **Figuras 14A-14C** ilustran tres vistas diferentes de la bandeja adaptadora humeral modular de la **Figura 11** con una reducción para conectarse a un aumento de tuberosidad modular (no representado) de la presente invención.

Las **Figuras 15A-15E** ilustran cinco vistas diferentes del aumento de tuberosidad modular de la **Figura 11** para la conexión a una bandeja adaptadora humeral modular (no representada) de la presente invención.

Las **Figuras 16A y 16B** muestran la pérdida ósea proximal en el húmero. La **Figura 16A** ilustra una bandeja adaptadora humeral asegurada al tallo del húmero anatómico Equinoxe® para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea proximal. La **Figura 16B** ilustra una realización de la presente invención en la que la bandeja adaptadora humeral monolítica con aumento de tuberosidad de la **Figura 10** se fija al tallo del húmero anatómico Equinoxe® para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea proximal.

Las **Figuras 17A y 17B** ilustran una realización de la presente invención en la que la bandeja humeral monolítica con aumento de tuberosidad de la **Figura 10** se asegura al tallo del húmero anatómico Equinoxe®. La **Figura 17B** es una vista en sección transversal que muestra un recorte para permitir la fijación de la bandeja humeral a todos los tamaños de vástagos humerales (desde tamaños de 6 a 17 mm);

Las **Figuras 178A y 18B** muestran la pérdida ósea proximal en el húmero. La **Figura 18A** ilustra una bandeja adaptadora humeral asegurada al tallo del húmero anatómico Equinoxe® para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea proximal. La **Figura 18B** ilustra una realización de la presente invención en la que la bandeja adaptadora humeral modular/aumento de tuberosidad de la **Figura 11** se fija al tallo del húmero anatómico Equinoxe® para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea proximal.

Las **Figuras 19A** y **19B** muestran la pérdida ósea proximal en el húmero. **La Figura 19A** ilustra una bandeja adaptadora humeral asegurada al tallo del húmero de la fractura Equinoxe® para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea proximal. **La Figura 19B** ilustra una realización de la presente invención en la que la bandeja adaptadora humeral monolítica con aumento de tuberosidad de la **Figura 10** se fija al tallo del húmero de la fractura Equinoxe® para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea proximal.

Las **Figuras 20A** y **20B** ilustran una realización de la presente invención en la que la bandeja humeral monolítica con aumento de tuberosidad de la **Figura 10** se asegura a la fractura del tallo del húmero Equinoxe®. **La Figura 20B** es una vista en sección transversal que muestra un recorte para permitir la fijación de la bandeja a todos los tamaños de vástagos humerales (desde tamaños de 6,5 a 12,5 mm).

Las **Figuras 21A** y **21B** ilustran dos vistas diferentes de una realización de un aumento de tuberosidad modular de la presente invención para la conexión a una bandeja adaptadora humeral modular (no representada) de la presente invención.

Las **Figuras 22A-22E** ilustran cinco vistas diferentes de una realización de un aumento de tuberosidad modular de la presente invención con una cobertura anterior (o posterior) adicional para la conexión a una bandeja adaptadora humeral modular (no representada) de la presente invención.

La Figura 23 ilustra una realización de la presente invención en la que la bandeja adaptadora humeral modular de la **Figura 11** con el aumento de tuberosidad modular de la **Figura 22** proporciona cobertura anterior (o posterior) adicional para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea significativa proximal/anterior (o posterior).

Las **Figuras 24A-24C** ilustran tres vistas diferentes de una realización de un aumento de tuberosidad modular de la presente invención. Dos ranuras están presentes para la unión a una aleta anterior-lateral de un vástago de fractura Equinoxe® (izquierda o derecha); dos tornillos (no mostrados) aseguran la tuberosidad modular a la aleta anterior-lateral del vástago de fractura.

La Figura 25 ilustra una realización de un aumento de tuberosidad modular de la presente invención asegurado a la aleta anterior-lateral de un tallo del húmero con fractura Equinoxe®.

Las **Figuras 26A** y **26B** ilustran una realización de un aumento de tuberosidad modular de la presente invención asegurado a la aleta lateral de un tallo del húmero de la fractura Equinoxe® para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea proximal (particularmente en el caso de una fractura fallida en la que el vástago de fractura ya está cementado en el lugar y el cirujano querría convertir el vástago bien fijo en un hombro inverso).

Las **Figuras 27A** y **27B** ilustran una realización de un aumento de tuberosidad modular de la presente invención asegurado a un tallo del húmero de la fractura Equinoxe®. El aumento de tuberosidad modular tiene la forma suficiente para permitir la fijación a todos los tamaños de vástagos humerales a lo largo de la aleta humeral lateral (desde tamaños de 6,5 a 12,5 mm).

Las **Figuras 28A-28C** ilustran vistas frontales de varios aumentos de tuberosidad de grosor de la presente invención. **La Figura 28A** ilustra un aumento de tuberosidad que tiene un grosor "delgado". **La Figura 28B** ilustra un aumento de tuberosidad que tiene un grosor "estándar". **La Figura 28C** ilustra un aumento de tuberosidad que tiene un grosor "grueso". Se elige un aumento de tuberosidad para lateralizar selectivamente el deltoides y tensar intraoperatoriamente la articulación.

Las **Figuras 29A-29C** ilustran vistas desde arriba de los aumentos de tuberosidad de **las Figuras 28A-28C**.

La Figura 30 es un modelo informático de un hombro inverso Equinoxe® de 38 mm con una tuberosidad de la bandeja humeral de la presente invención (grosor estándar) abducido a 46 grados con respecto a una escápula fija en la que el deltoides medio ya no envuelve el aumento de tuberosidad y, por lo tanto, ya no imparte una fuerza de compresión estabilizadora de la glenoides.

La Figura 31 es un modelo de computadora de un hombro inverso Equinoxe® de 38 mm con una tuberosidad de la bandeja humeral de la presente invención (espesor de -4 mm) secuestrada a 36 grados con respecto a una escápula fija en la que el deltoides medio ya no envuelve el aumento de la tuberosidad y, por lo tanto, ya no imparte una fuerza compresiva estabilizadora de la glenoides.

La Figura 32 es un modelo informático de un hombro inverso Equinoxe® de 38 mm con una tuberosidad de la bandeja humeral de la presente invención (+ 4 mm de grosor) secuestrada a 66 grados con respecto a una escápula fija en la que el aumento de la tuberosidad incide en el acromion (en este nivel de elevación, el deltoides medio todavía envolvía el aumento de la tuberosidad y, por lo tanto, aún impartía una fuerza de compresión estabilizadora a la glenoides).

La Figura 33 ilustra una realización de un aumento de tuberosidad de la presente invención con orificios de sutura en los lados anterior/posterior para facilitar la unión de los músculos del manguito rotador.

Mientras que los dibujos identificados anteriormente establecen las realizaciones actualmente divulgadas, también se contemplan otras realizaciones, como se señala en la descripción. Esta divulgación presenta realizaciones ilustrativas a manera de representación y no de limitación. Los expertos en la técnica pueden idear otras numerosas modificaciones y realizaciones que caen dentro del ámbito y espíritu de los principios de las realizaciones divulgadas actualmente.

Descripción detallada

Las realizaciones detalladas de la presente invención se divulgan en la presente memoria; sin embargo, debe entenderse que las realizaciones descritas son simplemente ilustrativas de la invención que pueden llevarse a la práctica de varias maneras. Además, cada uno de los ejemplos dados junto con las diferentes realizaciones de la invención tienen la intención de ser ilustrativas, y no restrictivas. Además, las figuras no están necesariamente a escala, algunas características pueden ser exageradas para mostrar detalles de componentes particulares (y cualquier tamaño, material y detalles similares mostrados en las figuras, por supuesto, tienen la intención de ser ilustrativos y no restrictivos). Por lo tanto, los detalles estructurales y funcionales específicos divulgados en la presente memoria no deben interpretarse como limitantes, sino simplemente como una base representativa para enseñar a un experto en la técnica a emplear de manera diversa la presente invención.

La función muscular reducida con artroplastia es un tema complicado. En el hombro, los parámetros de diseño protésico pueden alterar la tensión de los músculos por encima o por debajo de su longitud de reposo normal/nativa (es decir, la longitud de los músculos del hombro anatómico nativo en posición neutral) y/o aumentar o disminuir estratégicamente los brazos de momento muscular para hacerlos más (o menos) importantes contribuyentes a un tipo de movimiento dado.

El deltoides es el músculo más grande e importante en la cintura escapular. Es el motor primario en el hombro y genera elevación hacia adelante en el plano escapular. El deltoides consta de tres cabezas distintas: 1) anterior (acromion anterior y clavícula), 2) medio (margen lateral del acromion) y 3) el deltoides posterior (columna escapular); y representa aproximadamente el 20 % de la masa de los músculos del hombro. A bajos niveles de abducción, la envoltura del deltoides medio alrededor de la tuberosidad mayor de la cabeza humeral (**Figura 1**) genera una fuerza de compresión estabilizadora; sin embargo, esta fuerza de compresión es pequeña en relación con la generada por el manguito rotador.

Cambiar el centro de rotación de la articulación con artroplastia (específicamente, con un hombro inverso en el que la inversión de las concavidades anatómicas y el desplazamiento inferior y medio del centro de rotación) altera dramáticamente la relación de cada músculo (hombro) con su función fisiológica normal. En el hombro, el desplazamiento medio del centro de rotación aumenta la longitud de los brazos del momento de abducción del deltoides anterior, medio y posterior y alarga el deltoides anterior, medio y posterior, lo que les permite contribuir más hacia la abducción. Estos brazos del momento de abducción más grandes mejoran la capacidad del deltoides para elevar el brazo en los planos escapular y coronal, compensando la función deteriorada del supraespinoso y las porciones superiores del subescapular y los músculos del manguito rotador del infraespinoso que generalmente están involucrados en la patología indicada. Con el desplazamiento medio del centro de rotación también se traslada el húmero medialmente, lo que aumenta la laxitud de los músculos del manguito rotador restantes y también conduce al choque del húmero con el cuello escapular a baja elevación (es decir, muesca escapular).

Restaurar la posición lateral de las tuberosidades humerales es importante para tensar los músculos del manguito rotador restantes de una manera fisiológica más natural y ofrece el potencial para restaurar mejor la fortaleza rotacional. Si bien la tensión excesiva de estos músculos puede ofrecer la posibilidad de mejorar el tono/tensión en reposo, también puede dificultar la reparación después de la tenotomía (en el caso del subescapular).

Ser capaz de mejorar la mecánica de un músculo en particular (sin dañar ningún otro músculo) al aumentar estratégicamente su brazo de momento o alterar su línea de acción y aumentar su envoltura puede mejorar la función y potencialmente eliminar la necesidad de transferencias musculares; especialmente en patologías difíciles como la artropatía por rotura del manguito rotador o la artroplastia de revisión en las que generalmente se indica la artroplastia de hombro inverso.

Como se divulga en la **Tabla 1** a continuación, la envoltura del deltoides puede ser alterada por diferentes diseños de prótesis (hombro inverso Grammont, hombro Encore Reverse® y hombro inverso Equinox®), diferentes orientaciones (por ejemplo, cambiar la retroversión humeral y/o cambiar la inclinación del implante), o implantar el dispositivo en una escápula con morfología escapular o patrones de desgaste variables (por ejemplo, desgaste glenoideo medio). Los resultados presentados en la **Tabla 1** se calcularon a partir de un modelo informático que simula líneas de acción muscular en el hombro durante varias posiciones del brazo. **La Figura 2** es un modelo informático que ilustra la abducción del brazo en el que el deltoides medio deja de envolver la cabeza humeral con mayor tuberosidad en el hombro normal (es decir, sin prótesis) a una abducción de 48° en el plano escapular (en relación con una escápula fija). **Las Figuras 3-5** son modelos informáticos que ilustran el mismo fenómeno de envoltura del deltoides con diferentes diseños de prótesis de hombro inverso (hombro inverso de Grammont de 36 mm abducido a 8° en relación con una escápula fija (**Figura 3**), hombro Encore Reverse® de 32 mm abducido a 28° en relación con una escápula fija (**Figura 4**), y hombro inverso Equinox® de 38 mm abducido a 40° con respecto a una escápula fija, (**Figura 5**)). **En las Figuras 3-5** el deltoides medio ya no envuelve la tuberosidad mayor de la cabeza humeral y, por lo tanto, ya no imparte una fuerza de compresión estabilizadora a la glenoides.

Tabla 1. Envoltura del deltoides medio alrededor de la tuberosidad mayor (estudio de modelado por computadora)

| | Abducción donde el deltoides no envuelve la tuberosidad |
|--|---|
| Hombro normal | 48 ° |
| 36 Grammont, 20 ° retroversión | 8 ° |
| 32 Encore Reverse®, retroversión 20 ° | 28 ° |
| 38 Equinoxe®, retroversión 20 ° | 40 ° |
| 36 Grammont, 0 ° retroversión | 16 ° |
| 36 Grammont, 40 ° retroversión | 7 ° |
| 36 Grammont, inclinación de 15 ° | 7 ° |
| 32 Encore Reverse®, inclinación de 15 ° | 21 ° |
| 36 Grammont, desgaste medial de 10 mm | -1 ° |
| 32 Encore Reverse®, desgaste medial de 10 mm | 12 ° |
| 38 Equinoxe®, desgaste medial de 10 mm | 18 ° |
| 38 Equinoxe con pérdida ósea proximal (Figura 6) | 20 ° |

Como se divulga en la **Figura 7** y las **Figuras 8A-8D**, el brazo de momento de abducción del deltoides medio aumenta significativamente con la artroplastia de hombro inverso. Sin embargo, la magnitud del brazo de momento del deltoides medio se ve alterada por diferentes diseños de prótesis (hombro inverso de Grammont, hombro Encore Reverse®, hombro inverso Equinoxe®) y cambia en función de la elevación del húmero. La pérdida ósea humeral proximal también reduciría el tamaño de los brazos del momento de abducción del deltoides para el hombro normal y cada diseño de hombro inverso.

La Figura 9 ilustra una realización de un vástago de fracturas de plataforma Equinoxe® fabricado por Exactech, Inc., Gainesville, Florida. El vástago de fracturas de plataforma Equinoxe® se cementa en el canal intramedular humeral (IM) a medida que el cirujano asegura los fragmentos de fractura de tuberosidad cada vez mayor alrededor de la aleta asimétrica con suturas. El vástago de fracturas de plataforma Equinoxe® permite al cirujano reconstruir la fractura alrededor del vástago cementado y realizar una hemiartroplastia o inversión total del hombro. Si la reconstrucción por fractura fallara para la hemiartroplastia, la hemiartroplastia necesitaría convertirse en un hombro inverso (ya que la mayor y las tuberosidades se reabsorberían y los músculos del manguito rotador que se unen a los fragmentos de fractura se volverían no funcionales). Sin embargo, si la reconstrucción por fractura falla en el hombro inverso, la función y la estabilidad del hombro inverso se verían disminuidas por la pérdida ósea humeral proximal por las razones descritas anteriormente (el deltoides se medializa mediante una envoltura reducida alrededor de la tuberosidad mayor/húmero proximal lateral - este deltoides medializado disminuiría su tensión, reduciría su brazo de momento, reduciría su envoltura del deltoides y crearía problemas estéticos).

Las Figuras 10A-10D ilustran cuatro vistas diferentes de una realización de una bandeja adaptadora humeral monolítica con aumento de tuberosidad de la presente invención. La superficie externa del aumento de la tuberosidad incluye una porción inferior que es sustancialmente una superficie plana y una porción superior con una curvatura convexa configurada para permitir que el músculo deltoides se enrolle alrededor de una tuberosidad mayor de la cabeza humeral.

Las Figuras 11A-11D ilustran cuatro vistas diferentes de una realización de una bandeja adaptadora humeral modular ensamblada a un aumento de tuberosidad modular (ensamblado con una reducción y tornillo de bloqueo) de la presente invención. La superficie exterior del aumento de tuberosidad modular incluye una porción inferior que es sustancialmente una superficie plana y una porción superior con una curvatura convexa configurada para permitir que el músculo deltoides se envuelva alrededor de una tuberosidad mayor de una cabeza humeral.

La Figura 12 es una vista en sección transversal de una realización de una bandeja adaptadora humeral modular ensamblada a un aumento de tuberosidad modular de la presente invención que muestra la curvatura angular variable del aumento de tuberosidad modular. En una realización, la curvatura angular variable produce múltiples radios que varían de aproximadamente 0,254 cm a aproximadamente 63,5 cm. En una realización, uno de los radios varía de aproximadamente 43,18 cm a aproximadamente 48,26 cm en la curvatura convexa. En una realización, esta curvatura convexa estableció el desplazamiento lateral.

Las Figuras 13A y 13B ilustran la bandeja adaptadora humeral modular y el aumento de tuberosidad modular de la Figura 11 montado en un tallo del húmero (Figura 13B: la vista transparente representa el corte de la tuberosidad y se ajusta alrededor de la aleta lateral del tallo del húmero para proporcionar estabilidad rotacional y también facilitar

la fijación). Las Figuras 14A-14C ilustran tres vistas diferentes de la bandeja adaptadora humeral modular de la **Figura 11** con una reducción para conectarse a un aumento de tuberosidad modular (no representado) de la presente invención. La bandeja adaptadora humeral modular también incluye una reducción para su fijación a un tallo del húmero. **Las Figuras 15A-15E** ilustran cinco vistas diferentes del aumento de tuberosidad modular de la **Figura 11** para la conexión a una bandeja adaptadora humeral modular (no representada) de la presente invención. El aumento de tuberosidad modular incluye un orificio esférico para su fijación a la bandeja adaptadora humeral modular.

La bandeja adaptadora humeral modular de **las Figuras 14A-14C** se puede asegurar a un tallo del húmero anatómico/de revisión Equinoxe® (**Figuras 16A , 16B , 17A , 17B , 18A y 18B**) o el tallo del húmero de la fractura Equinoxe® (**Figuras 19A , 19B , 20A y 20B**) y recrear la forma de la cara lateral del húmero proximal en pacientes con pérdida ósea humeral proximal. Se debe señalar que la bandeja adaptadora humeral modular y el aumento de tuberosidad modular de la presente invención también permiten al cirujano flexibilidad intraoperatoria para seleccionar cualquier número de formas o tamaños de tuberosidades modulares. El aumento de tuberosidad modular representado en **las Figuras 15A-15E** se puede proporcionar en diferentes longitudes (**Figuras 21A y 21B**) y tamaños y/o se pueden proporcionar en diferentes cantidades de cobertura anterior o posterior (**Figuras 22A-22E**) (por ejemplo, la tuberosidad modular podría extenderse (o no extenderse) en cualquier dirección (por ejemplo, anterior/posterior) para garantizar una mejor cobertura del defecto óseo proximal). En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene una longitud que varía de aproximadamente 10 mm a aproximadamente 80 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene una longitud que varía de aproximadamente 15 mm a aproximadamente 75 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene una longitud que varía de aproximadamente 20 mm a aproximadamente 70 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene una longitud que varía de aproximadamente 25 mm a aproximadamente 65 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene una longitud que varía de aproximadamente 30 mm a aproximadamente 60 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene una longitud que varía de aproximadamente 35 mm a aproximadamente 55 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene una longitud que varía de aproximadamente 40 mm a aproximadamente 50 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene una longitud de aproximadamente 40 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene un grosor que varía de aproximadamente 5 mm a aproximadamente 50 mm. **La Figura 28B** ilustra cómo se mide el grosor "t" de un aumento de tuberosidad. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene un grosor que varía de aproximadamente 10 mm a aproximadamente 45 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene un grosor que varía de aproximadamente 15 mm a aproximadamente 40 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene un grosor que varía de aproximadamente 20 mm a aproximadamente 35 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene un grosor estándar de aproximadamente 20 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad "delgada" de la presente divulgación tiene un grosor estándar de aproximadamente 16 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad "grosso" de la presente divulgación tiene un grosor estándar de aproximadamente 24 mm.

Las Figuras 16A y 16B muestran la pérdida ósea proximal en el húmero. **La Figura 16A** ilustra una bandeja adaptadora humeral asegurada al tallo del húmero anatómico Equinoxe® para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea proximal. **La Figura 16B** ilustra la bandeja adaptadora humeral monolítica con aumento de tuberosidad de la **Figura 10** asegurada al tallo del húmero anatómico Equinoxe® para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea proximal.

Las Figuras 17A y 17B ilustran la bandeja humeral monolítica con aumento de tuberosidad de la **Figura 10** asegurada al tallo del húmero anatómico Equinoxe®. **La Figura 17B** es una vista en sección transversal que muestra un recorte para permitir la fijación de la bandeja humeral a todos los tamaños de vástagos humerales (desde tamaños de 6 a 17 mm);

Las Figuras 18A y 18B muestran la pérdida ósea proximal en el húmero. **La Figura 18A** ilustra una bandeja adaptadora humeral asegurada al tallo del húmero anatómico Equinoxe® para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea proximal. **La Figura 18B** ilustra la bandeja adaptadora humeral modular/aumento de tuberosidad de la **Figura 11** asegurada al tallo del húmero anatómico Equinoxe® para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea proximal.

Las Figuras 19A y 19B muestran la pérdida ósea proximal en el húmero. **La Figura 19A** ilustra una bandeja adaptadora humeral asegurada al tallo del húmero de la fractura Equinoxe® para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea proximal.

La Figura 19B ilustra la bandeja adaptadora humeral monolítica con aumento de tuberosidad de la **Figura 10** asegurada al tallo del húmero de la fractura Equinoxe® para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea proximal.

Las Figuras 20A y 20B ilustran la bandeja humeral monolítica con aumento de tuberosidad de la **Figura 10** asegurada a la fractura del tallo del húmero Equinoxe®. **La Figura 20B** es una vista en sección transversal que

muestra un recorte para permitir la fijación de la bandeja a todos los tamaños de vástagos humerales (desde tamaños de 6,5 a 12,5 mm).

Las **Figuras 21A y 21B** ilustran dos vistas diferentes de una realización de un aumento de tuberosidad modular de la presente invención para la conexión a una bandeja adaptadora humeral modular (no representada) de la presente invención.

Las **Figuras 22A-22E** ilustran cinco vistas diferentes de una realización de un aumento de tuberosidad modular de la presente invención con una cobertura anterior (o posterior) adicional para la conexión a una bandeja adaptadora humeral modular (no representada) de la presente invención.

La **Figura 23** ilustra la bandeja adaptadora humeral modular de la **Figura 11** con el aumento de tuberosidad modular de la **Figura 22** con cobertura anterior (o posterior) adicional para reconstruir la forma/contorno de la tuberosidad lateral en pacientes con pérdida ósea significativa proximal/anterior (o posterior).

Como este diseño puede introducir un torque mayor en la unión de la bandeja humeral/vástago, el diseño de la bandeja humeral con tuberosidad puede diseñarse para acomodar la colocación de cemento óseo para asegurarlo mejor al tallo del húmero y/o incluir orificios de sutura o tornillo para facilitar la colocación de tornillos y/o suturas para conectarlo al hueso humeral restante; de ese modo, descarga la interfaz de la bandeja humeral/vástago y minimiza el torque transmitido.

Las **Figuras 24A-24C** ilustran una realización de un aumento de tuberosidad modular de la presente invención en el que están presentes dos ranuras para la fijación a una aleta anterior-lateral de un vástago de fractura Equinox® (izquierda o derecha); dos tornillos (no mostrados) aseguran la tuberosidad modular a la aleta anterior-lateral del vástago de fractura. El aumento de tuberosidad modular de **las Figuras 24A-24C y la Figura 25** se fija a la aleta lateral del tallo del húmero de la fractura Equinox® (**Figuras 26A y 26B y Figuras 27A y 27B**) para recrear la forma de la cara lateral del húmero proximal en pacientes con pérdida ósea humeral proximal. Debe tenerse en cuenta que este tipo de aumento de tuberosidad modular no necesariamente se debe unir directamente a la aleta lateral del tallo del húmero, se puede unir de forma modular o rígida, por ejemplo, con tornillos o cables a cualquier parte de un tallo del húmero lateral para este uso previsto.

En una realización, al recrear la forma/contorno del hueso humeral proximal con un dispositivo de la presente invención, tanto la función como la estabilidad se mejoran con la artroplastia de hombro inverso en pacientes con pérdida ósea humeral proximal. En una realización, la reproducción de esta forma/contorno de tuberosidad lateral aborda las preocupaciones estéticas y reduce la probabilidad de cicatrización del deltoides al restaurar una superficie lisa para que el deltoides se deslice/articule (en lugar de la superficie rugosa del vástago/hueso irregular no resorbido, lo que podría causar abrasión del músculo). Como resultado, un dispositivo de la presente invención se proporciona típicamente como un implante altamente pulido (electropulido) para minimizar cualquier abrasión muscular a medida que el músculo se desliza sobre esta tuberosidad artificial. En una realización, al restaurar el contorno lateral del húmero proximal, un dispositivo de la presente invención aumenta la envoltura del deltoides alrededor del húmero para impartir compresión articular a mayores niveles de elevación (como se divulga en la **Tabla 1** y abajo en la **Tabla 2**) y también aumenta el brazo de momento de abducción del deltoides (lo que aumenta la eficiencia del músculo, lo que requiere menos fuerza deltoidea para elevar el brazo) mientras mantiene estos brazos de momento aumentado a mayores niveles de elevación (evitando la disminución del brazo del momento de abducción con un aumento de elevación como se divulga en **las Figuras 8A-8D**).

La forma/grosor de un aumento de tuberosidad de la presente invención se puede proporcionar en diferentes grosores o formas. **Las Figuras 28A-28C y las Figuras 29A-29C**. Específicamente, se puede proporcionar un aumento de tuberosidad de la presente invención en múltiples grosores (algunos que son incluso más laterales que anatómicos) para tensar estratégicamente una articulación intraoperatoriamente (para aumentar aún más la tensión deltoidea y aumentar aún más la envoltura deltoidea y el brazo de momento de abducción deltoidea) Además, la forma de un aumento de la tuberosidad de la presente invención podría ofrecerse en varias curvaturas o tener una curvatura en forma de leva (o sesgada en una dirección particular, ya sea posterior o anterior) para reclutar más de un músculo a un determinado movimiento. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene un grosor que varía de aproximadamente 5 mm a aproximadamente 50 mm. **La Figura 28B** ilustra cómo se mide el grosor "t" de un aumento de tuberosidad. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene un grosor que varía de aproximadamente 10 mm a aproximadamente 45 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene un grosor que varía de aproximadamente 15 mm a aproximadamente 40 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene un grosor que varía de aproximadamente 20 mm a aproximadamente 35 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad de la presente divulgación tiene un grosor estándar de aproximadamente 20 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad "delgada" de la presente divulgación tiene un grosor estándar de aproximadamente 16 mm. En una realización, un aumento de tuberosidad "grosso" de la presente divulgación tiene un grosor estándar de aproximadamente 24 mm.

Como se divulga en **Tabla 2**, la envoltura deltoidea puede aumentarse en presencia de una pérdida ósea humeral proximal con el uso de un aumento de tuberosidad de la presente invención. La cantidad de envoltura deltoidea se puede seleccionar en función del grosor del aumento de tuberosidad de la bandeja humeral elegido (para tensar intraoperatoriamente una articulación), donde las tuberosidades de la bandeja más gruesas dan como resultado una mayor envoltura. Específicamente, la adición del aumento de grosor estándar (un aumento que tiene un grosor, en una realización, de 20 mm) con pérdida ósea humeral proximal aumentó la envoltura deltoidea para el Equinox® de 38 mm de 20 a 46°, ver **Figura 6** y la **Figura 30**. Cuando el aumento es 4 mm más delgado que el estándar y se usa con pérdida ósea humeral proximal, se aumenta la envoltura deltoidea para el Equinox® de 38 mm de 20 a 36°, ver la **Figura 6** y la **Figura 31**. Cuando el aumento es 4 mm más grueso que el estándar y se usa con pérdida ósea humeral proximal, se aumenta la envoltura deltoidea para el Equinox® de 38 mm de 20 a 66°, ver la **Figura 6** y la **Figura 32**.

Tabla 2. Envoltura del deltoides medio alrededor de los aumentos de la tuberosidad de la bandeja humeral de la presente divulgación

| | Secuestro donde el deltoides no envuelve el húmero lateral/aumento de la tuberosidad |
|--|--|
| Equinox de 38 mm, retroversión de 20 ° con pérdida ósea humeral proximal (Figura 6) | 20 ° |
| Equinox de 38 mm con aumento de tuberosidad estándar, retroversión de 20 ° con pérdida ósea humeral proximal (Figura 30) | 46 ° |
| Equinox de 38 mm con aumento de tuberosidad de -4 mm, retroversión de 20 ° con pérdida ósea humeral proximal (Figura 31) | 36 ° |
| Equinox de 38 mm con aumento de tuberosidad de + 4 mm, retroversión de 20 ° con pérdida ósea humeral proximal (Figura 32) | 66 ° (impacto; deltoides medio aún envuelto en este grado de elevación) |

Además, una bandeja de adaptador humeral monolítico/aumento de la tuberosidad de la presente invención o una bandeja de adaptador humeral modular/aumento de la tuberosidad de la presente invención puede incluir características de fijación de tejidos blandos (por ejemplo, suturas) o recubrimientos especiales para facilitar la reinserción del manguito rotador u otro músculo el cirujano desea que se transfiera para volver a unir esos músculos al húmero proximal anterior o posterior, de modo que la acción de los músculos induzca una rotación interna o externa activa (**Figura 33**).

Un dispositivo de la presente invención puede fabricarse a partir de diferentes materiales biocompatibles, que incluyen Co-Cr, acero inoxidable, titanio, fibra de carbono, cerámica, cemento óseo PMMA, pirocarbono y/o injerto óseo. En una realización, una tuberosidad de la presente invención se fabrica a partir de Ti-6Al-4V. Además, un dispositivo de la presente invención puede recubrirse en la superficie o tratarse con diversos procesos para fomentar la fijación al músculo y/o al hueso. Un dispositivo de la presente invención puede conectarse directamente al hueso, músculo o tallo del húmero y puede incluir varios postes, tornillos (bloqueo/compresión/o bloqueo poliaxial), aletas y/o cables/suturas en varios ángulos y posiciones para facilita la fijación del aumento a cada localización mencionada anteriormente en el húmero (que puede incluir o no un tallo del húmero en el canal intramedular). Los vástagos humerales de los diseños de prótesis de hombro conocidos se pueden adaptar para aceptar una tuberosidad modular de la presente invención.

Se puede proporcionar una bandeja adaptadora humeral monolítica/aumento de la tuberosidad de la presente invención o una bandeja adaptadora humeral monolítica/aumento de la tuberosidad de la presente invención en un kit. Además, un kit de la presente invención puede proporcionar múltiples bandejas adaptadoras humerales monolíticas/aumentos de tuberosidad o múltiples bandejas adaptadoras humerales modulares/aumentos tuberositarios que varían con respecto a sus longitudes y grosores. Un kit de la presente invención puede incluir además al menos uno de los postes, tornillos de bloqueo/compresión, tornillos de bloqueo poliaxiales, aletas, cables, suturas y/o instrucciones.

El sector médico y sanitario representa uno de los mercados verticales más fuertes para aplicaciones de fabricación aditiva (AM) e impresión 3D (3DP) en las que se pulverizan granos minúsculos de plástico en capas superpuestas a alta temperatura y presión para producir una precisión exquisita, personalizada y prótesis compleja. En una realización, un archivo de Imagen Digital y Comunicaciones en Medicina (DICOM) de una tomografía computarizada (CT) o una imagen de resonancia magnética (MRI) del sitio del húmero lateral de un paciente se puede convertir en un archivo STL que luego puede ser un impreso 3D. La impresión 3D puede ayudar a visualizar el sitio del húmero

5 lateral y planificar un procedimiento de aumento de la presente invención. Este proceso puede permitir que un cirujano experimente una dimensión adicional al planificar un procedimiento de aumento, y la capacidad de manipular y explorar completamente el área de interés (húmero lateral) en el mundo real antes de comenzar la cirugía. Para crear un aumento de la tuberosidad anatómicamente correcto de la presente invención, se pueden utilizar imágenes por resonancia magnética y tomografías computarizadas para diseñar y construir las prótesis antes de realizar cualquier cirugía.

10 Se apreciará que varias de las características y funciones descritas anteriormente y otras, o alternativas de las mismas, pueden combinarse deseablemente en muchos otros sistemas o aplicaciones diferentes. Posteriormente, los expertos en la técnica pueden realizar varias alternativas, modificaciones, variaciones o mejoras actualmente imprevistas o no anticipadas, que también están destinadas a abarcar la siguiente descripción.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo protésico,
en el que el dispositivo protésico es modular y consiste en:
 - a. un tallo del húmero configurado para unirse a un hueso; y
 - b. un aumento protésico, que comprende una porción de bandeja adaptadora humeral configurada para conectar un revestimiento humeral al tallo del húmero,**caracterizado porque**
el aumento protésico comprende además
una porción de aumento configurada para reconstruir una forma de tuberosidad lateral de un húmero, que tiene una primera cara adaptada para contactar con el tallo del húmero, y una segunda cara adaptada para contactar con la parte inferior de un músculo, en el que al menos una porción de la segunda cara incluye una superficie bulbosa adaptada para alterar un ángulo de envoltura del músculo alrededor de la tuberosidad lateral en un grado deseado, y en el que la segunda cara tiene un radio de curvatura seleccionado entre uno de un radio de curvatura constante o un radio de curvatura variable.
2. El dispositivo protésico de la reivindicación 1,
en el que el aumento protésico es monolítico.
3. El dispositivo protésico de la reivindicación 1 o 2,
en el que la porción de la bandeja adaptadora humeral y la porción de aumento son modulares y están configuradas para engancharse entre sí de manera bloqueable.
4. El dispositivo protésico de una de las reivindicaciones 1 a 3,
que comprende además una placa adaptadora humeral, un revestimiento humeral, una glenosfera y una placa glenoidea, y
en el que la bandeja adaptadora humeral está configurada para unir la placa adaptadora humeral.
5. El dispositivo protésico de una de las reivindicaciones 1 a 4,
en el que el aumento protésico está configurado además para incluir perforaciones de sutura para la fijación de tejidos blandos; y/o
en el que el aumento protésico está recubierto adicionalmente para facilitar la reinserción muscular.
6. El dispositivo protésico de una de las reivindicaciones 1 a 5,
en el que la porción de aumento se configura además para incluir cobertura anterior y/o posterior adicional, en el que la cobertura anterior y/o posterior adicional se configura para reconstituir la tuberosidad lateral en un paciente con pérdida ósea proximal significativa.
7. El dispositivo protésico de una de las reivindicaciones 1 a 6,
en el que el tallo del húmero es un tallo del húmero de revisión; o
en el que el tallo del húmero es un tallo del húmero fracturado.
8. Un kit, que comprende:
un dispositivo protésico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el dispositivo protésico comprende una pluralidad de aumentos protésicos,
en el que cada aumento protésico individual dentro de la pluralidad tiene una porción de bandeja adaptadora humeral configurada para conectar un revestimiento humeral al tallo del húmero, y
una porción de aumento configurada para reconstruir una forma de tuberosidad lateral de un húmero, que tiene una primera cara adaptada para contactar el tallo del húmero, y una segunda cara adaptada para contactar la parte inferior de un músculo,
en el que al menos una porción de la segunda cara incluye una superficie bulbosa adaptada para alterar un ángulo de envoltura del músculo alrededor de la tuberosidad lateral en un grado deseado, y en el que la segunda cara tiene un radio de curvatura seleccionado de uno de un radio de curvatura constante o un radio de curvatura variable.
9. El kit de la reivindicación 8,
en el que cada aumento protésico individual dentro de la pluralidad es monolítico.
10. El kit de la reivindicación 8 o 9,
en el que la porción de la bandeja adaptadora humeral y la porción de aumento de cada aumento protésico individual dentro de la pluralidad son modulares y están configuradas para engancharse entre sí de manera bloqueante.
11. El kit de una de las reivindicaciones 8 a 10,
que comprende además una placa adaptadora humeral, un revestimiento humeral, una glenosfera y una placa glenoidea, y

en el que la bandeja adaptadora humeral está configurada para unir la placa adaptadora humeral.

- 5 12. El kit de una de las reivindicaciones 8 a 11,
en el que cada aumento protésico individual dentro de la pluralidad está configurado además para incluir orificios de sutura para la fijación de tejidos blandos.
- 10 13. El kit de una de las reivindicaciones 8 a 12,
en el que cada aumento protésico individual dentro de la pluralidad está recubierto adicionalmente para facilitar la reinserción muscular.
- 15 14. El kit de una de las reivindicaciones 8 a 13,
en el que una porción de aumento individual dentro de la pluralidad de aumentos protésicos está configurada además para incluir cobertura anterior y/o posterior adicional, en el que la cobertura adicional anterior y/o posterior está configurada para reconstituir la tuberosidad lateral en un paciente con pérdida ósea proximal significativa.
- 20 15. El kit de una de las reivindicaciones 8 a 14,
en el que el tallo del húmero es un tallo del húmero de revisión; o
en el que el tallo del húmero es un tallo del húmero fracturado.

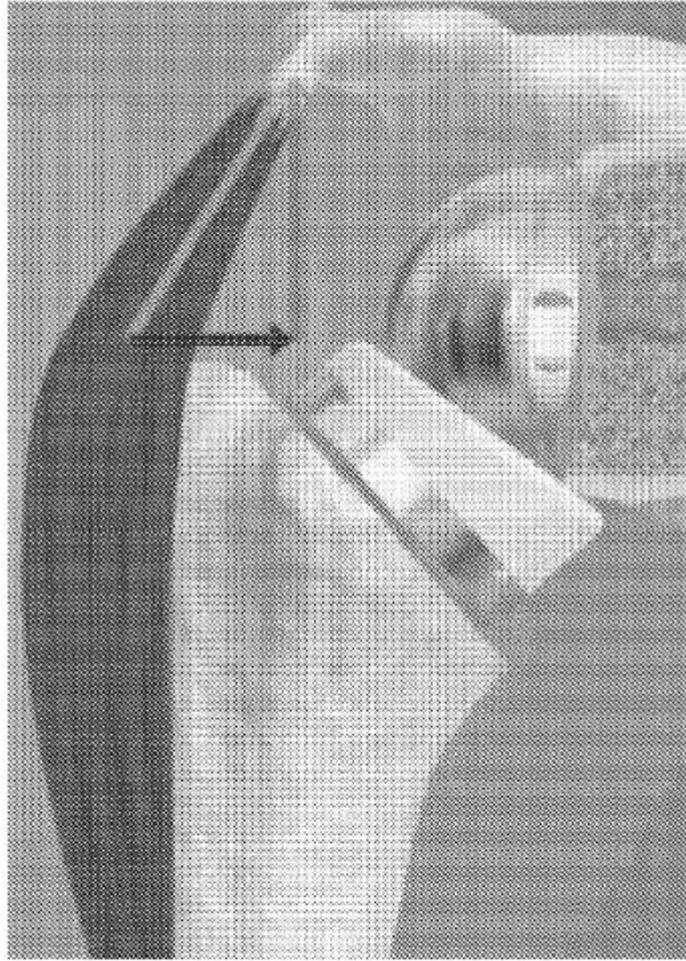


FIGURA 1

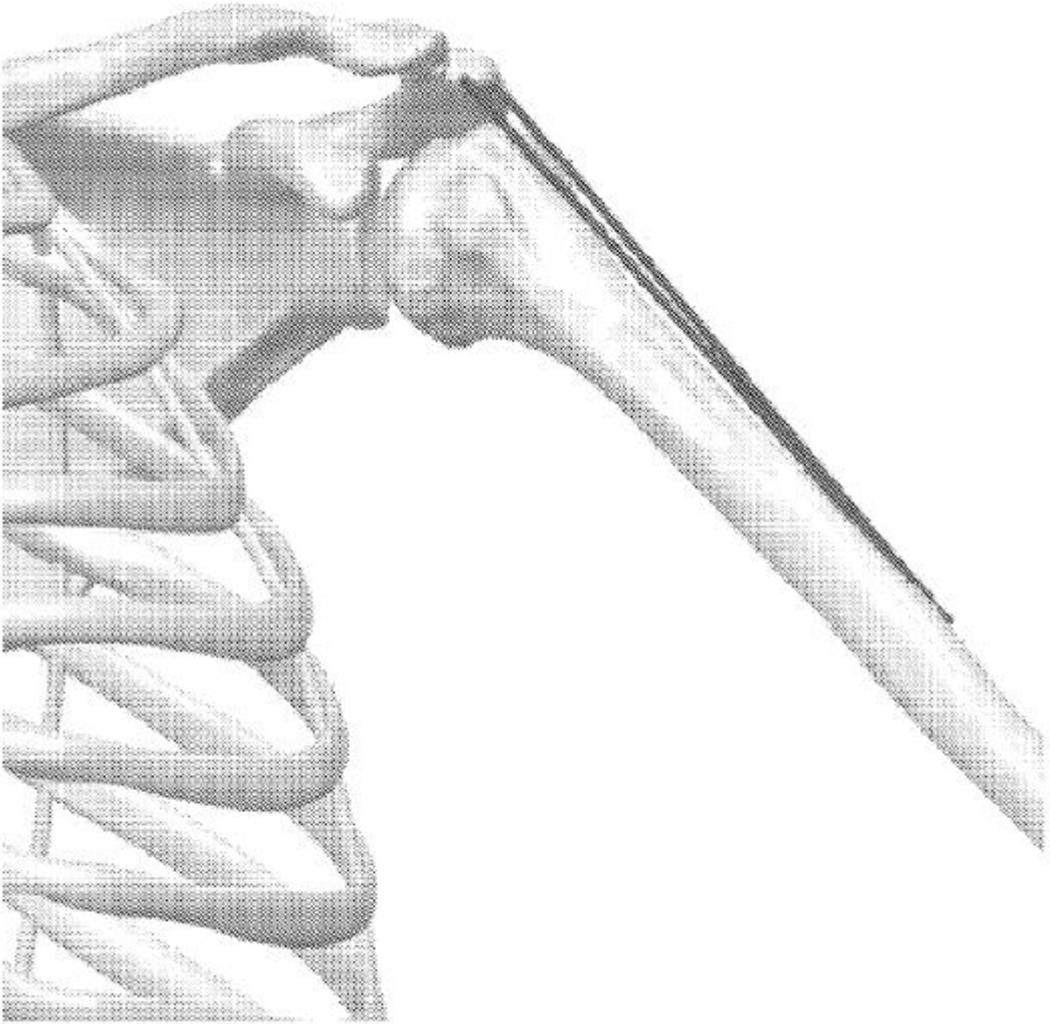


FIGURA 2

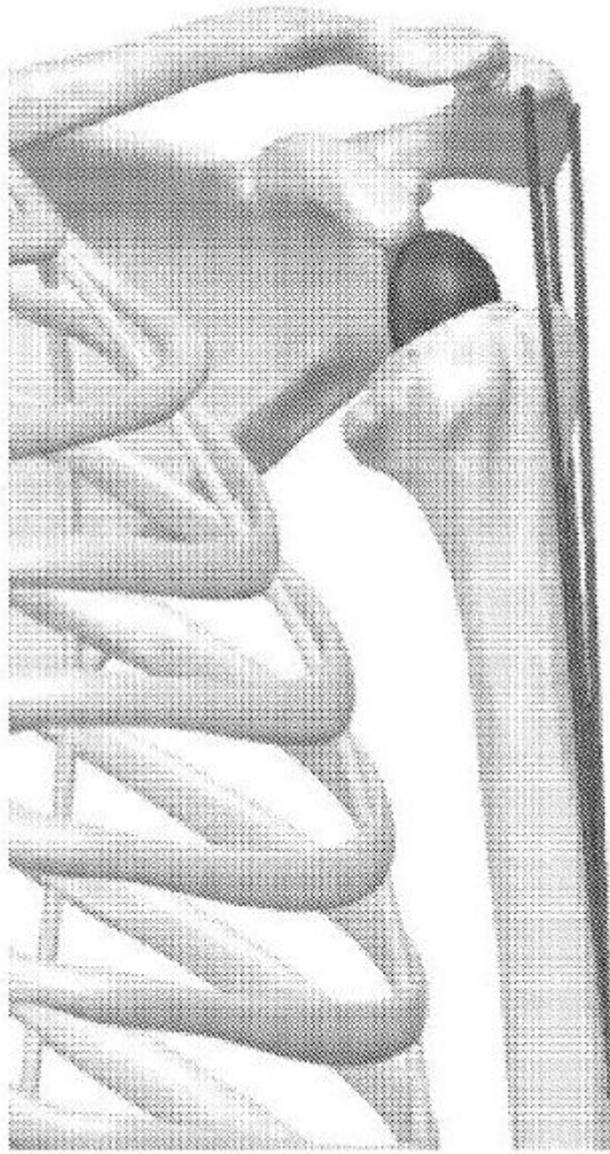


FIGURA 3

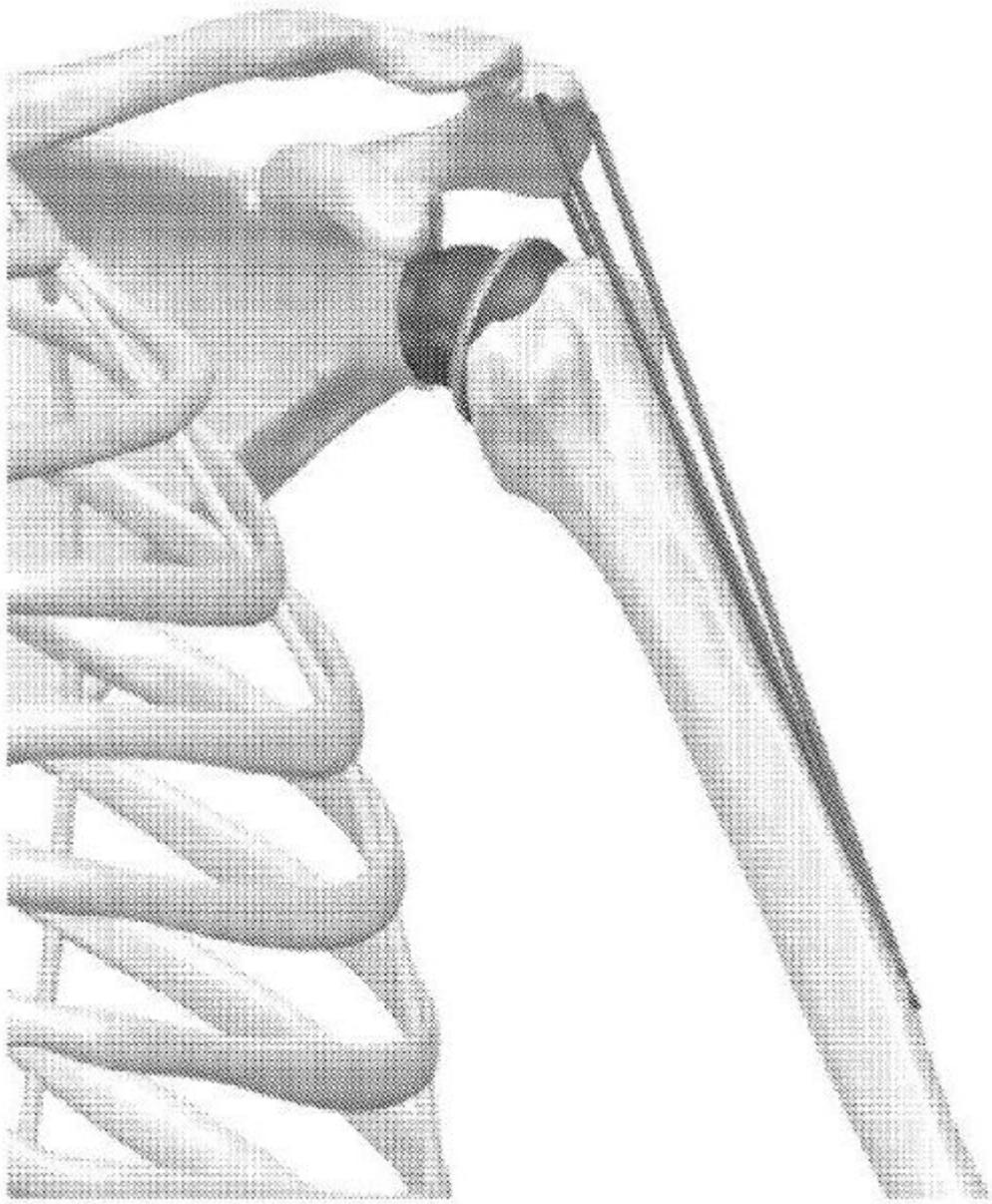


FIGURA 4

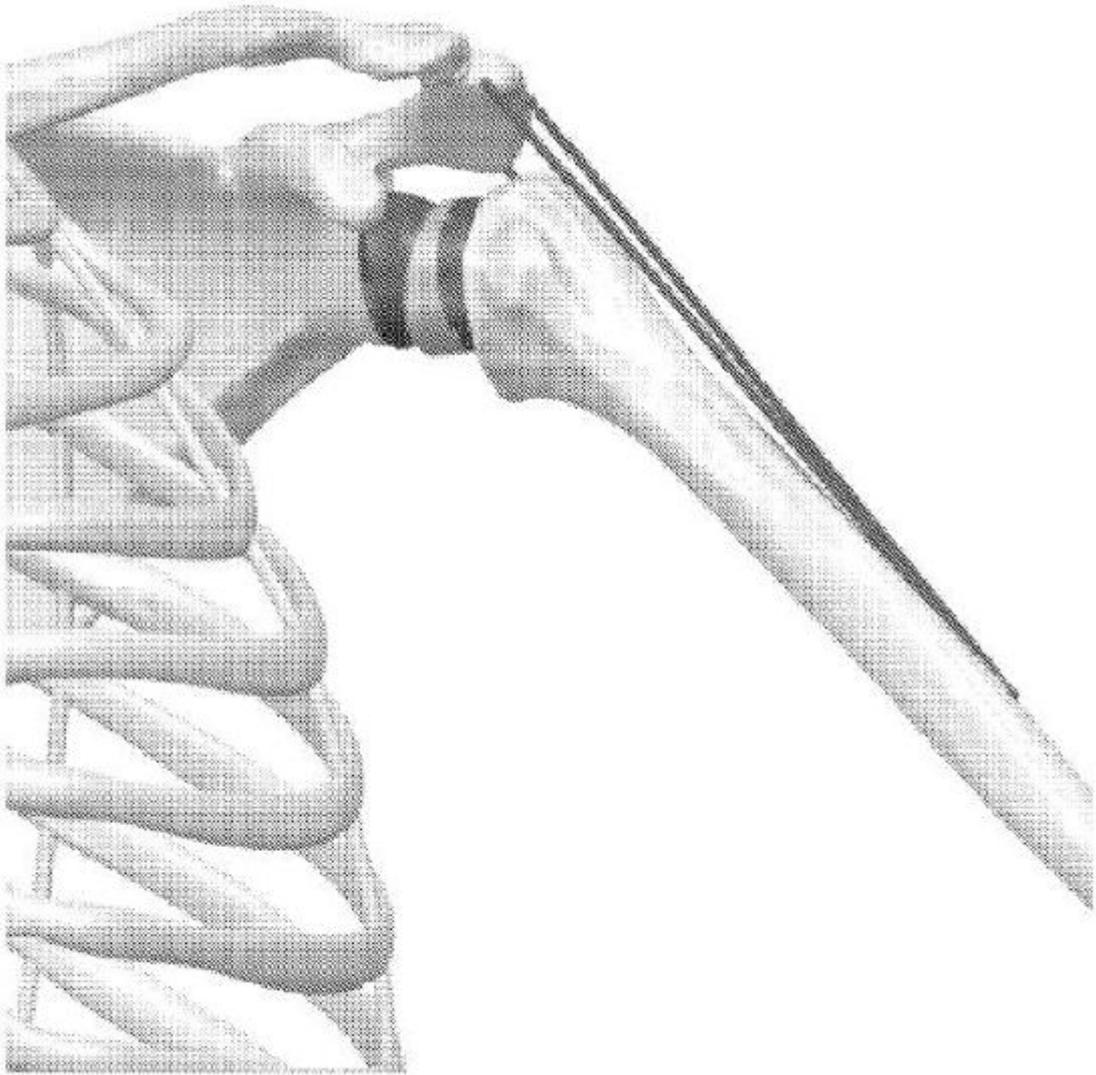


FIGURA 5

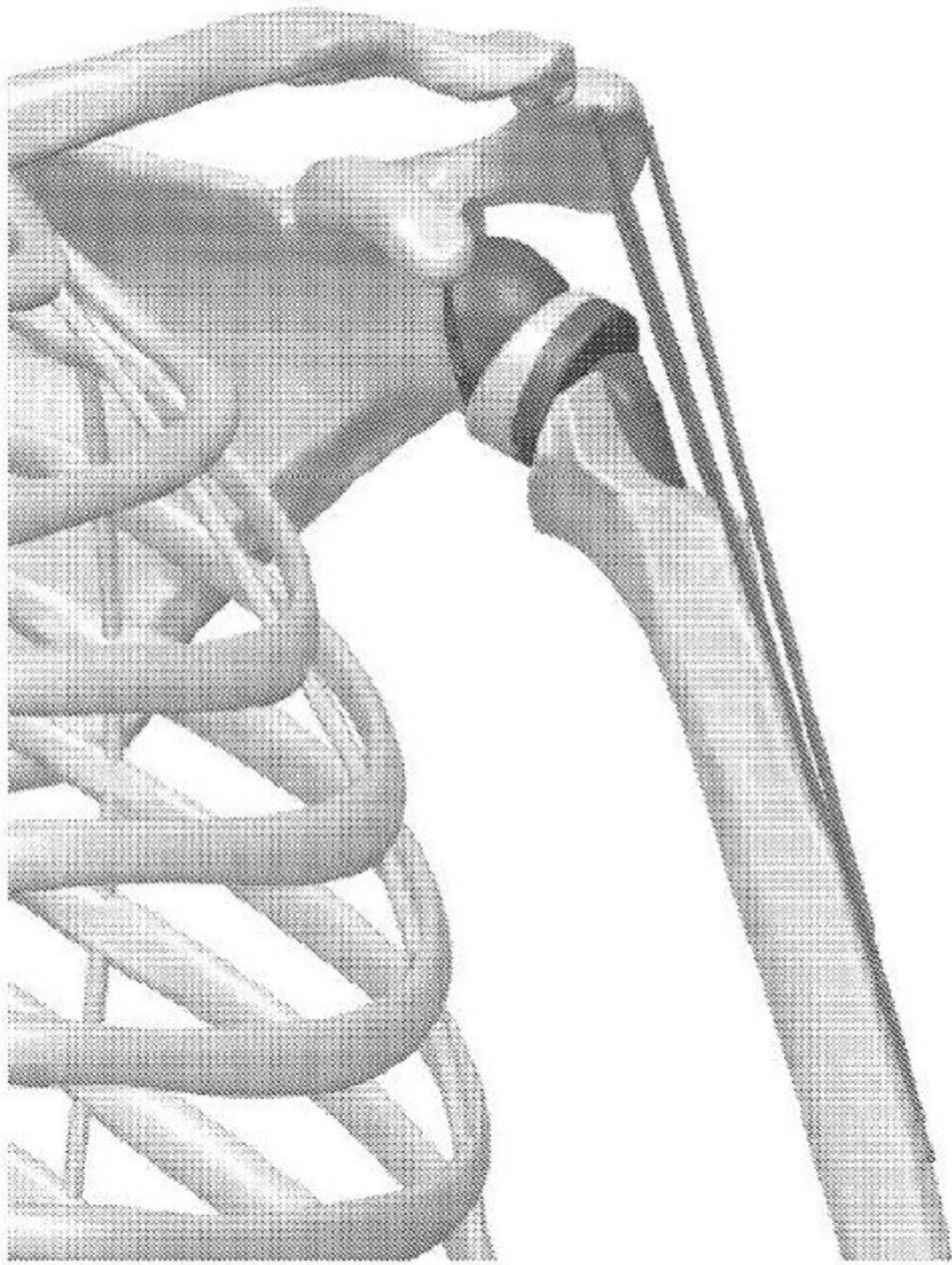


FIGURA 6

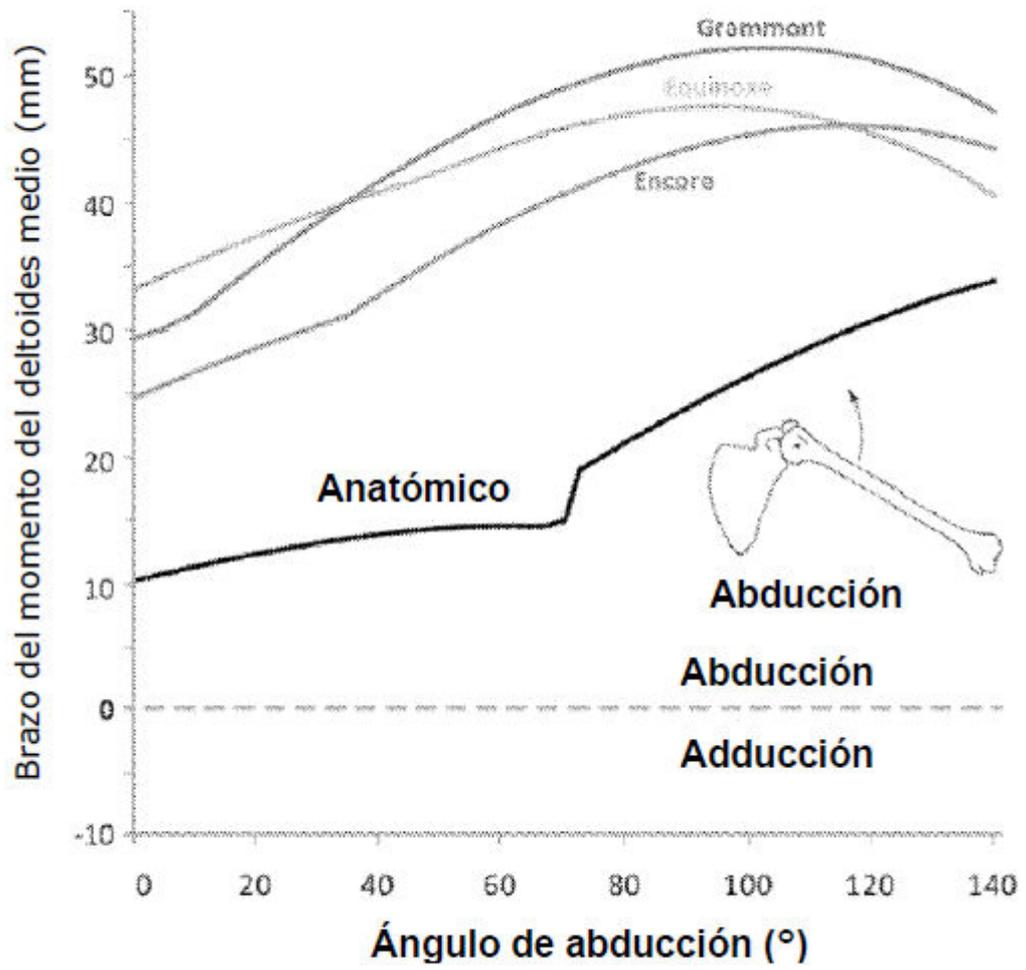


FIGURA 7

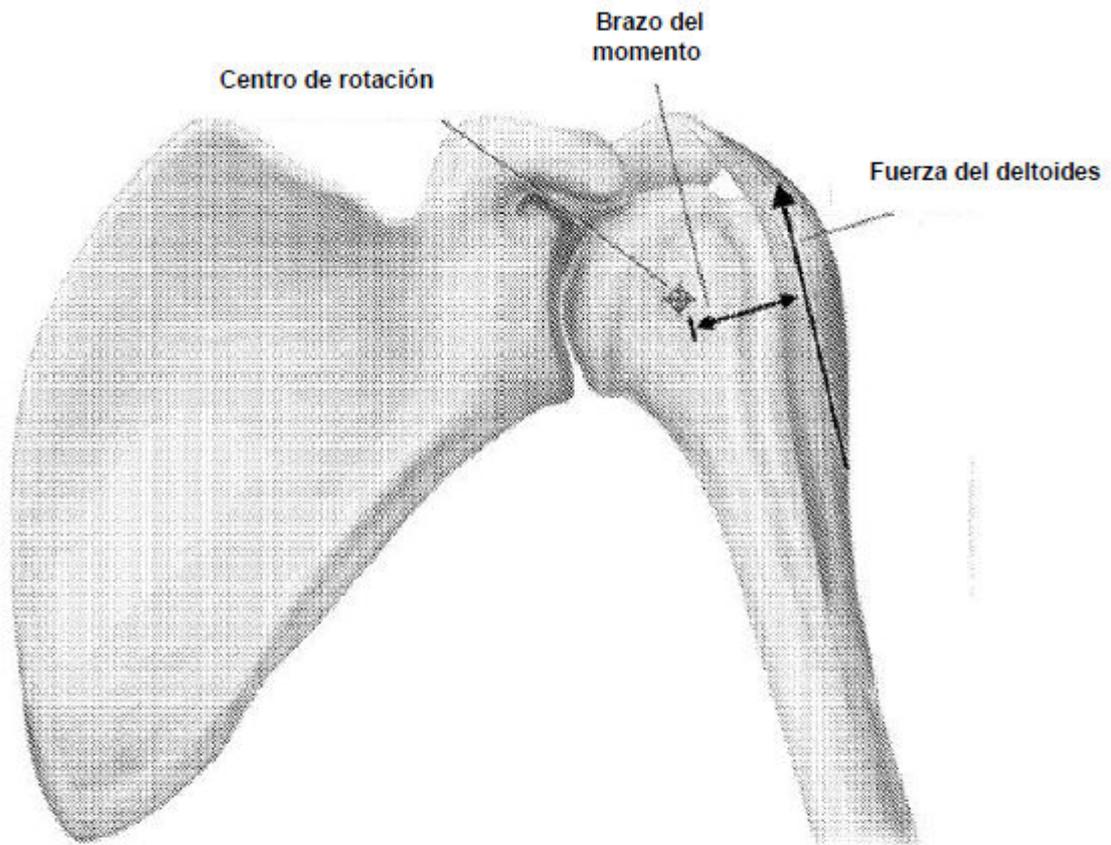


FIGURA 8A

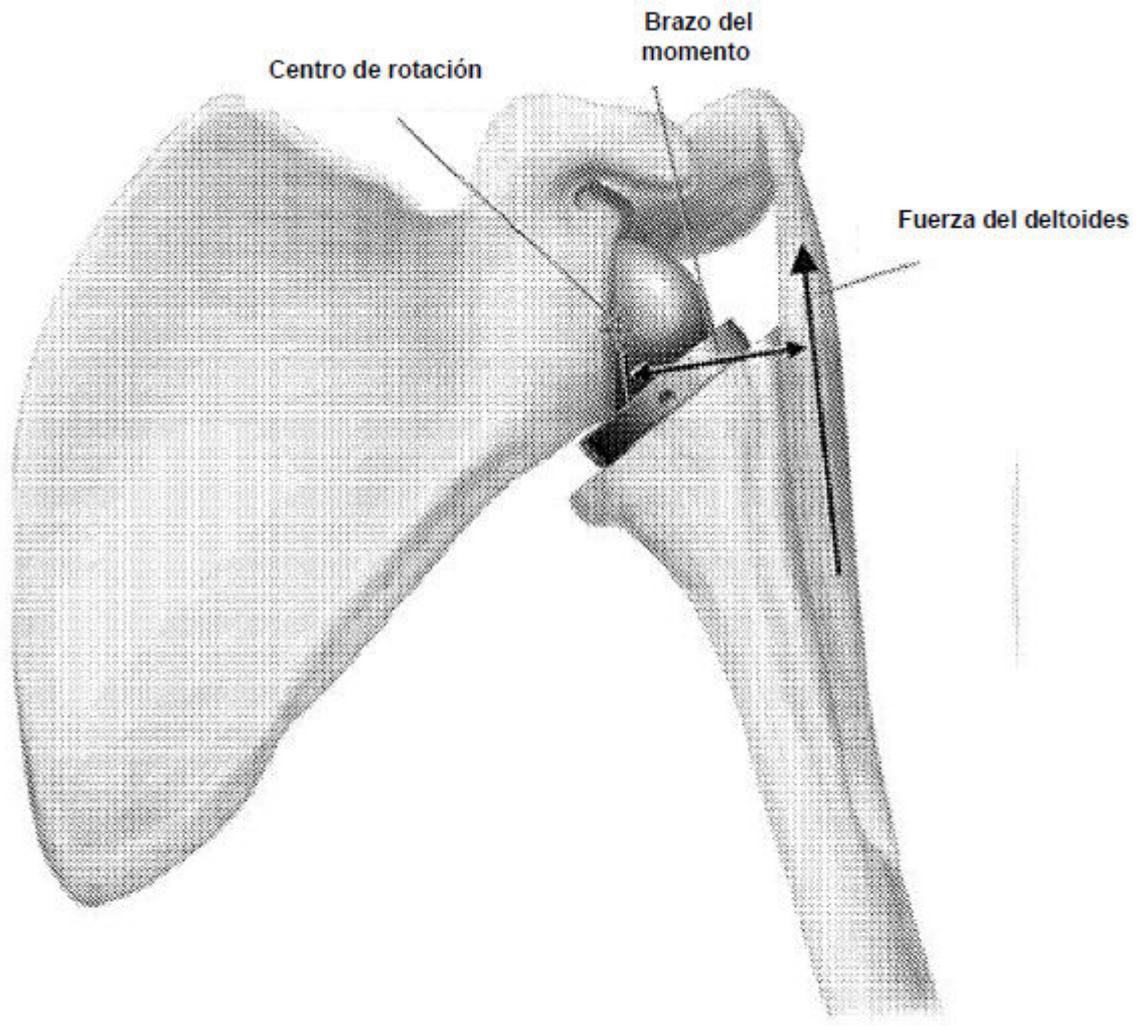


FIGURA 8B

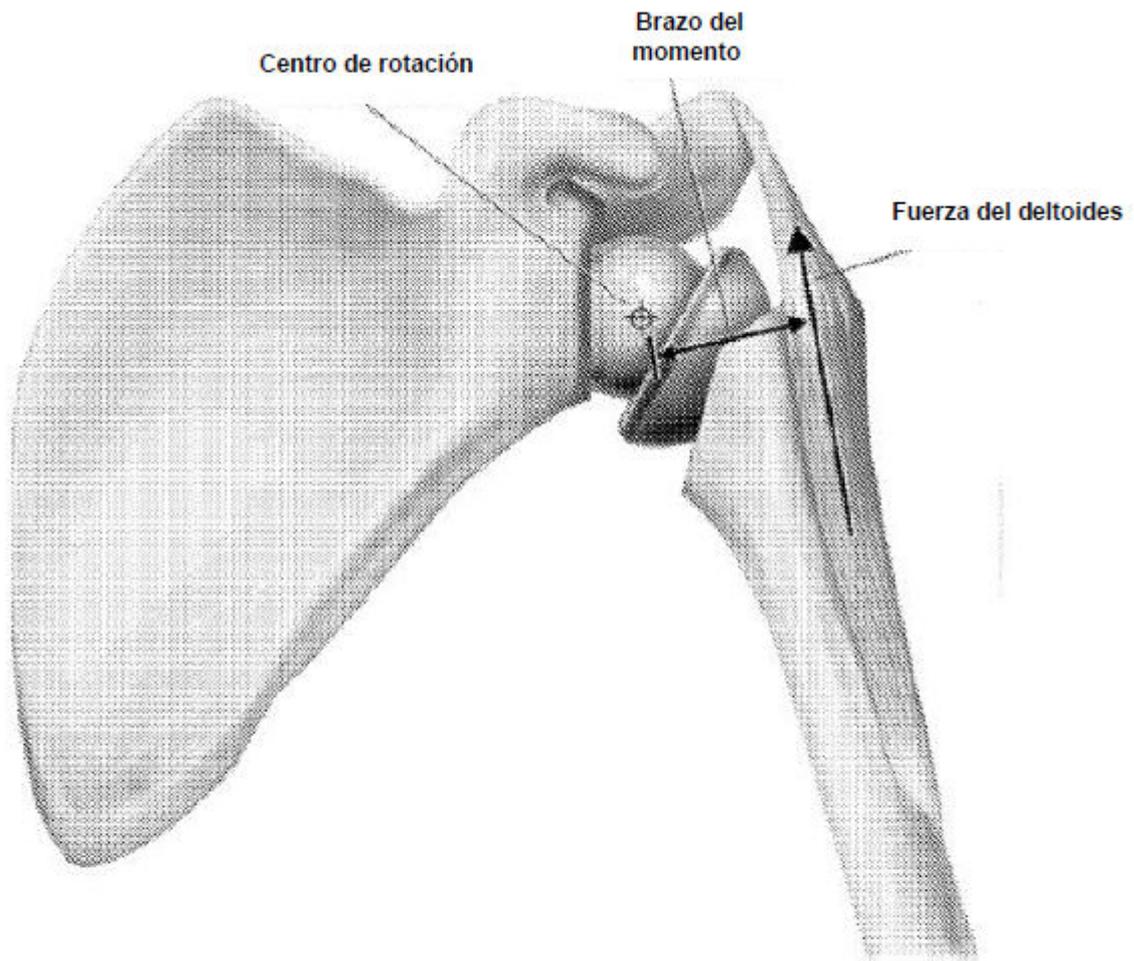


FIGURA 8C

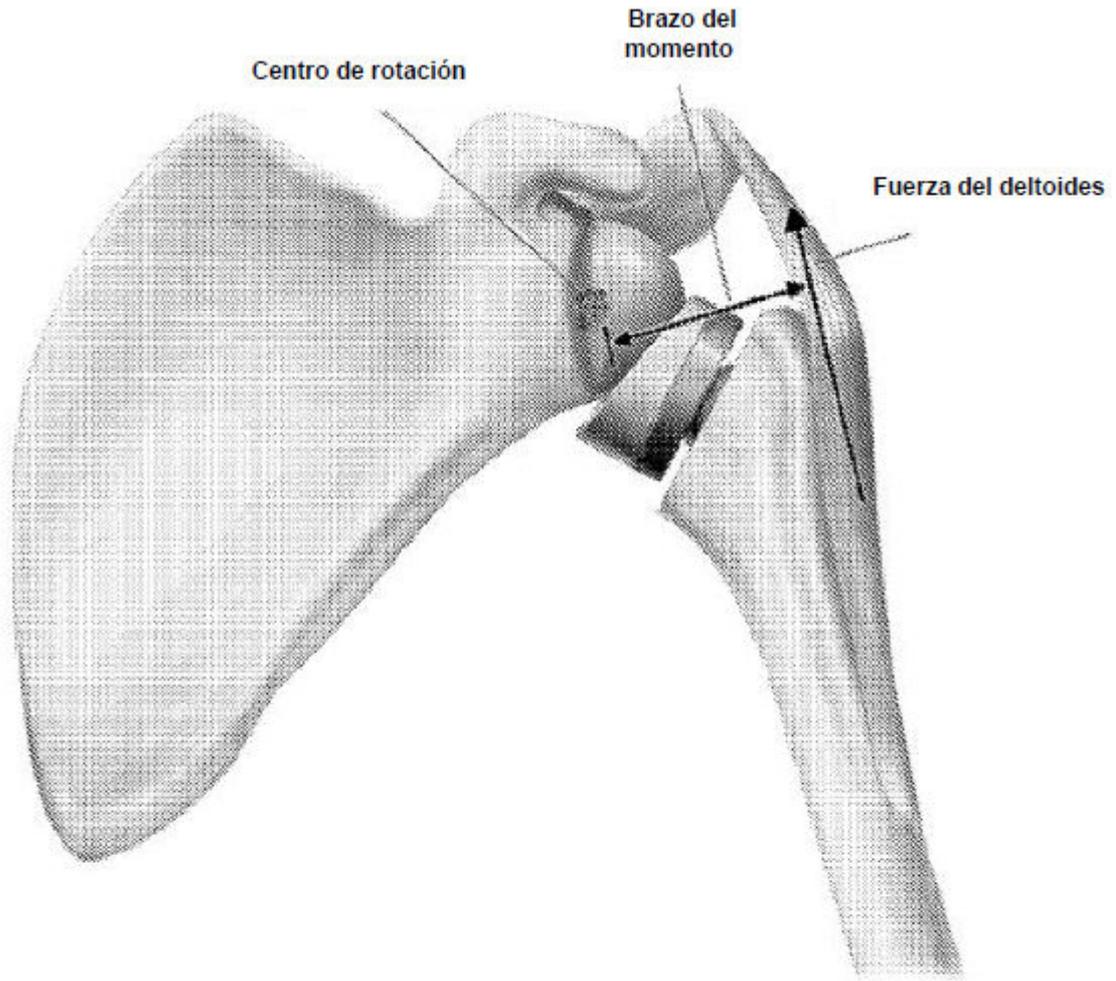


FIGURA 8D

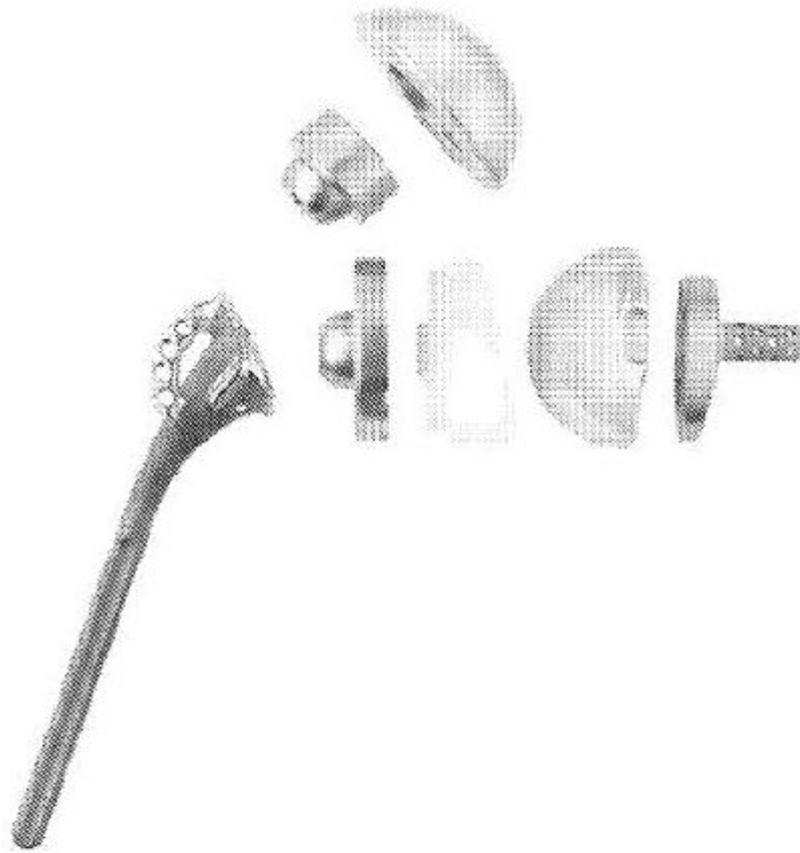


FIGURA 9



FIGURA 10A

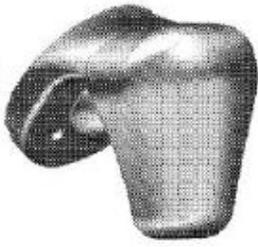


FIGURA 10B

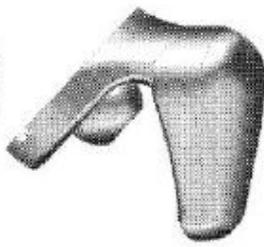


FIGURA 10C



FIGURA 10D



FIGURA 11A



FIGURA 11B



FIGURA 11C



FIGURA 11D

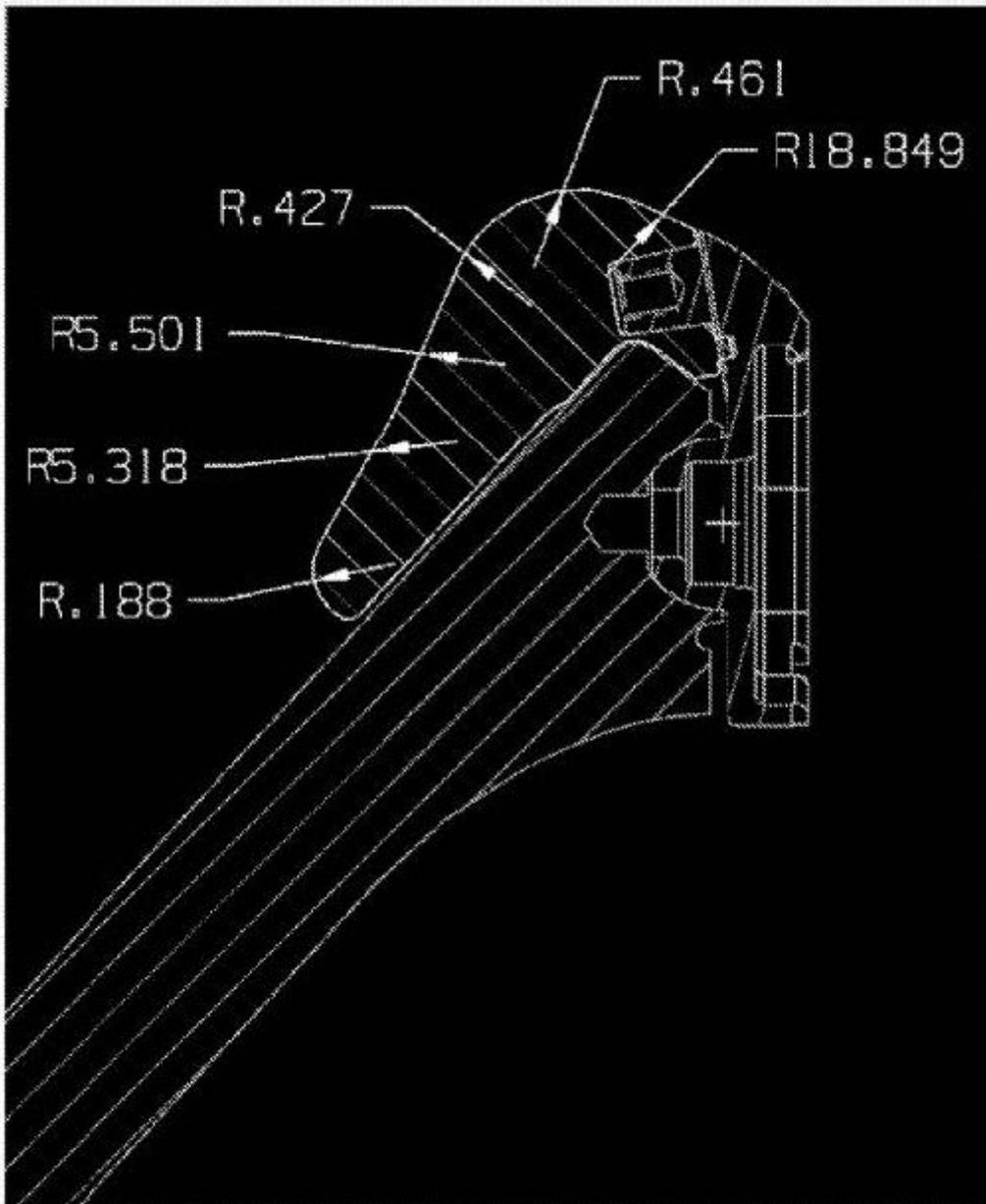


FIGURA 12

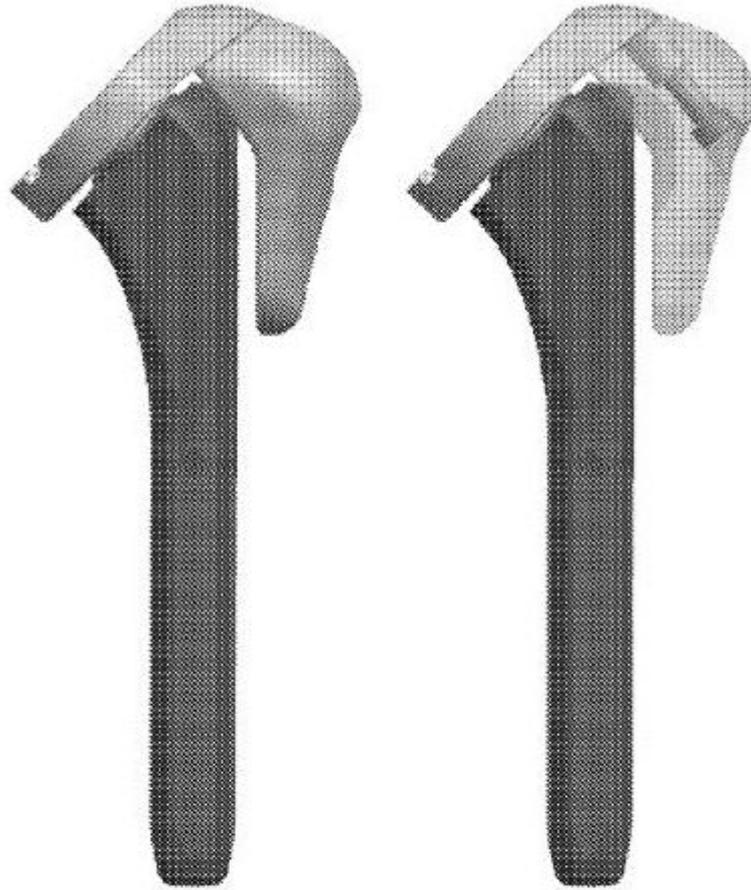


FIGURA 13A

FIGURA 13B

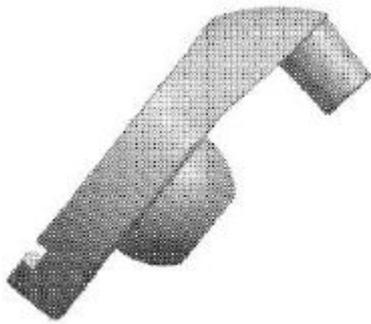


FIGURA 14A

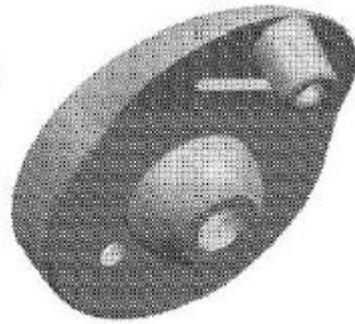


FIGURA 14B

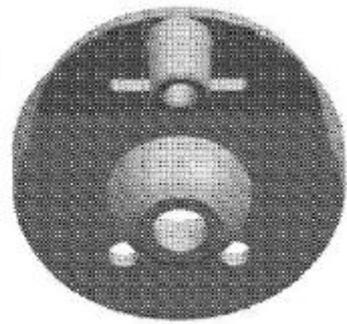


FIGURA 14C

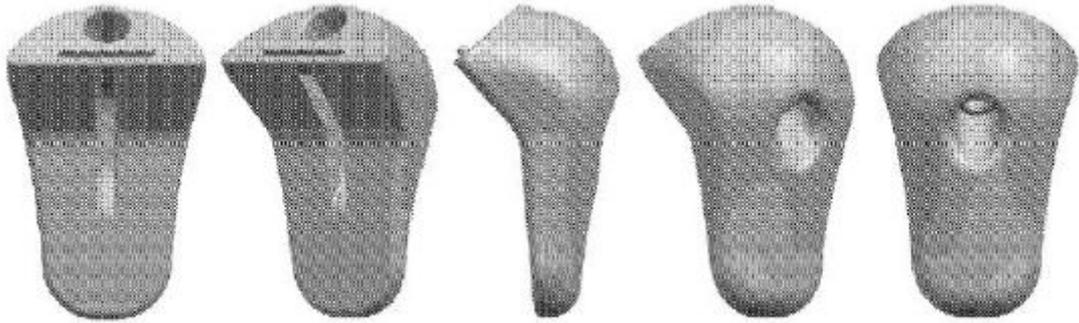


FIGURA 15A **FIGURA 15B** **FIGURA 15C** **FIGURA 15D** **FIGURA 15E**

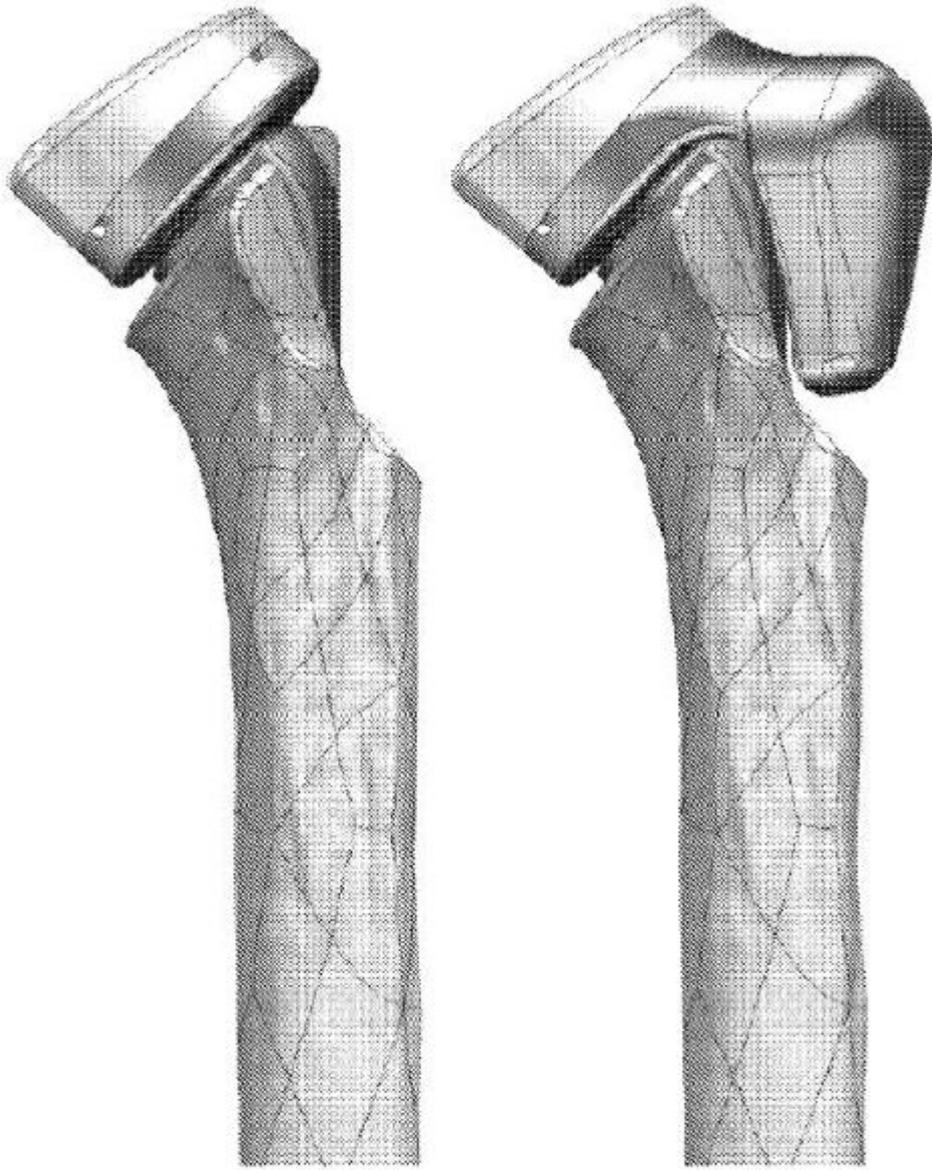


FIGURA 16A

FIGURA 16B

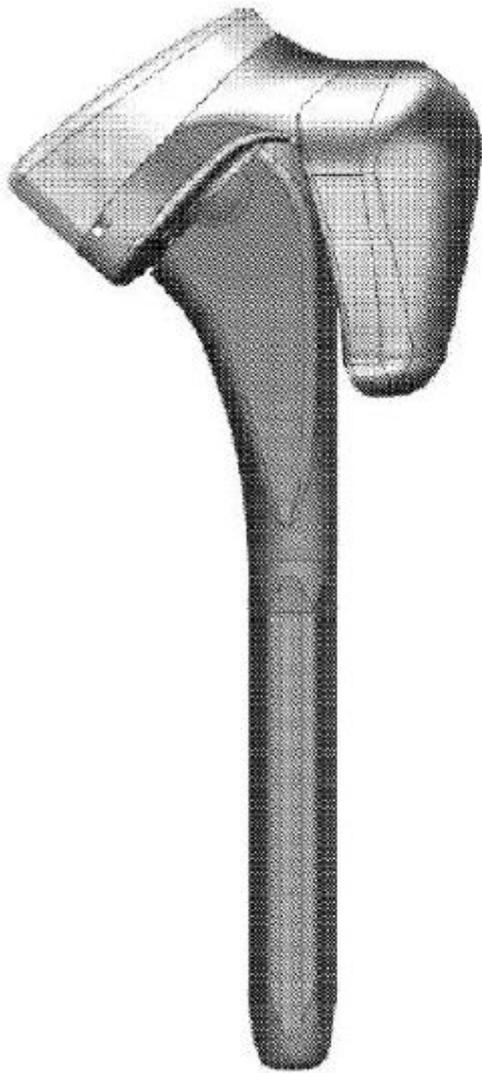


FIGURA 17A

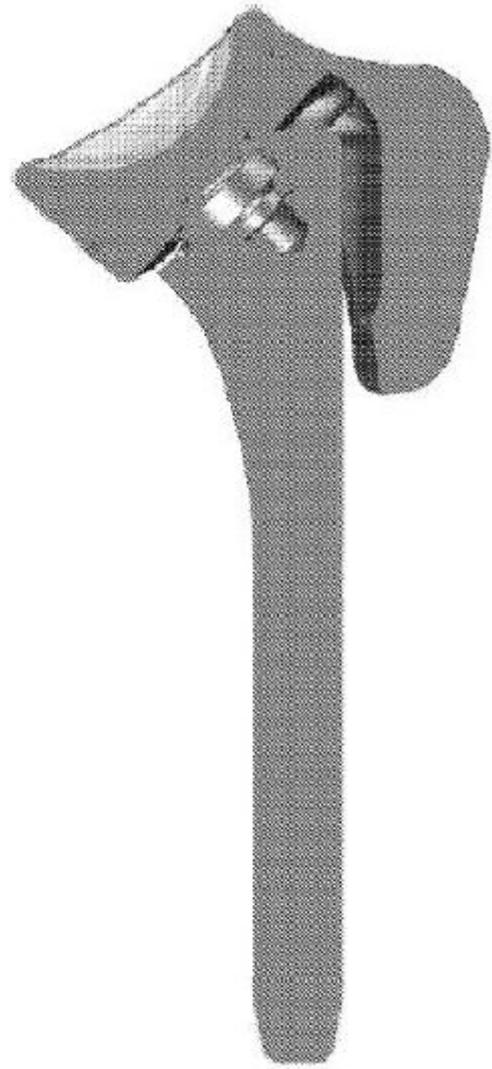


FIGURA 17B

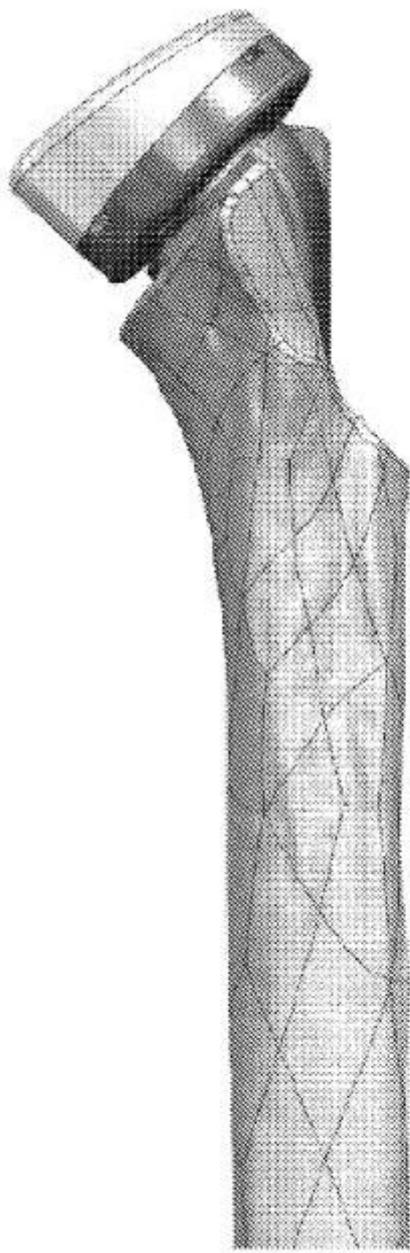


FIGURA 18A

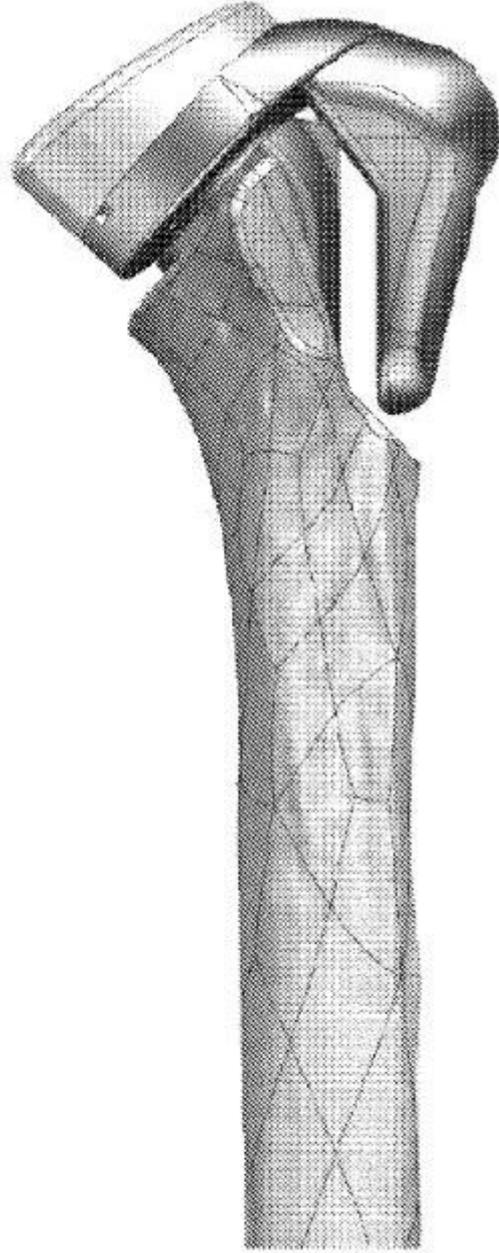


FIGURA 18B

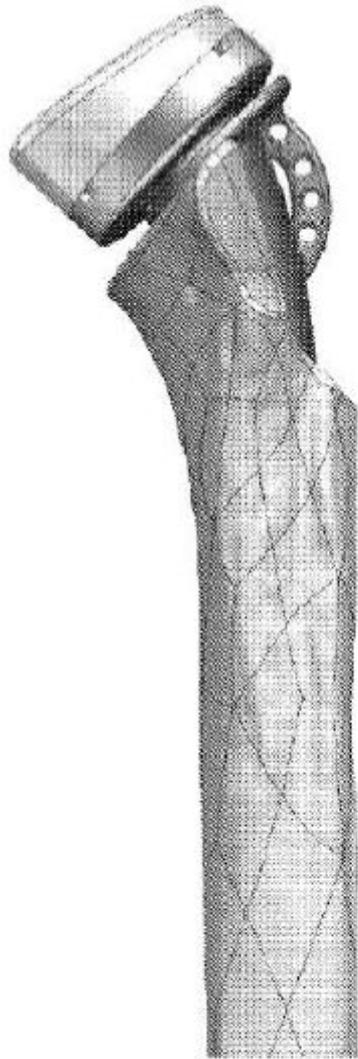


FIGURA 19A

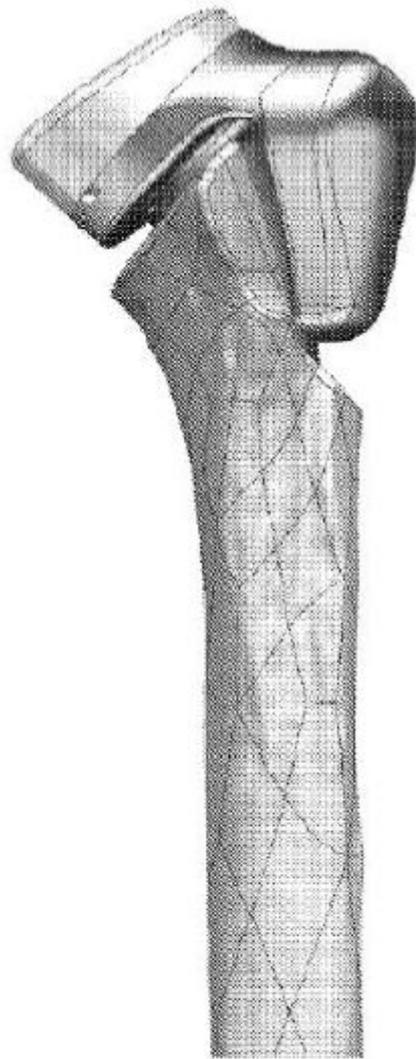


FIGURA 19B

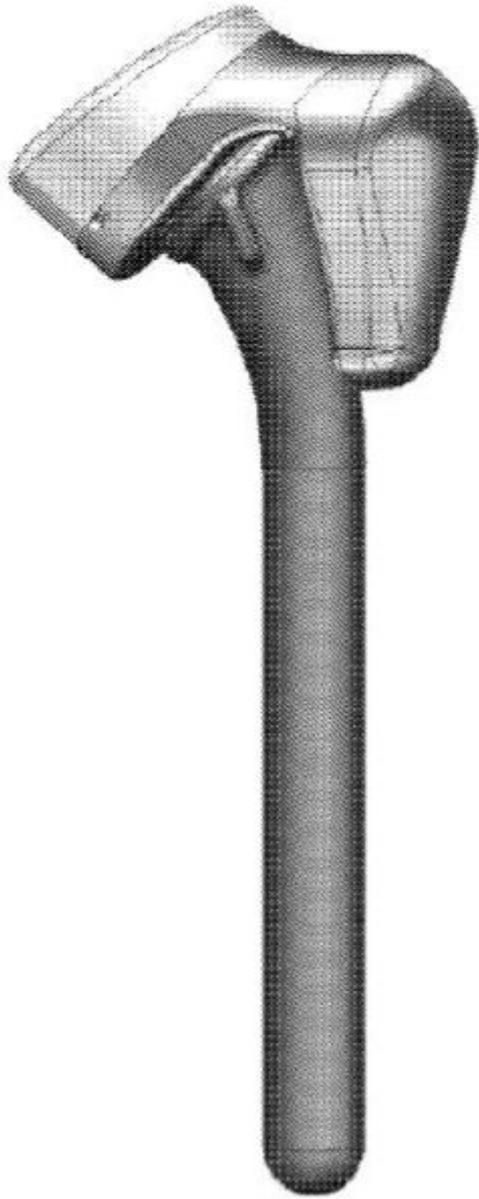


FIGURA 20A

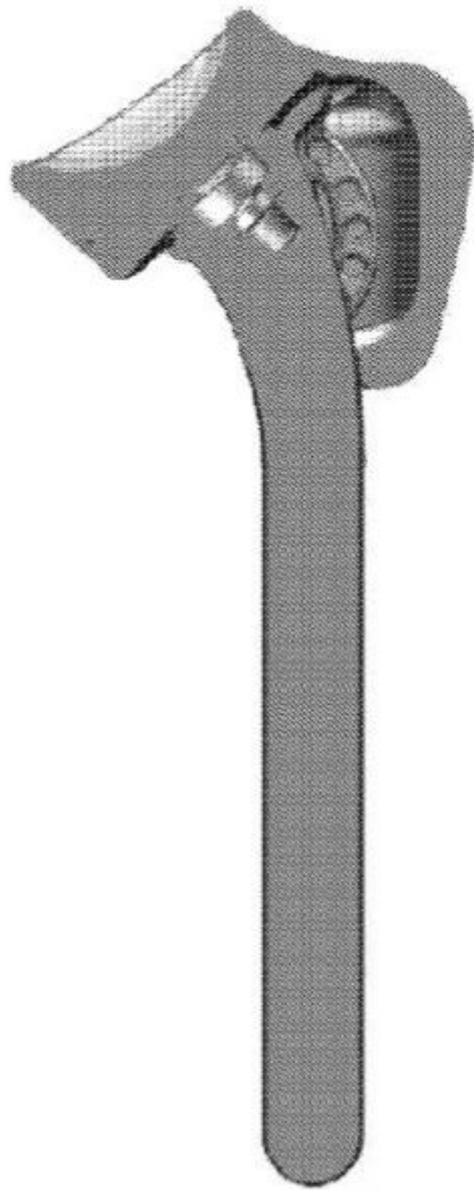


FIGURA 20B

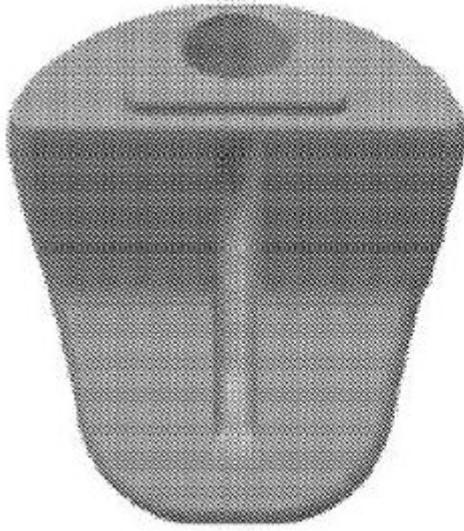


FIGURA 21A

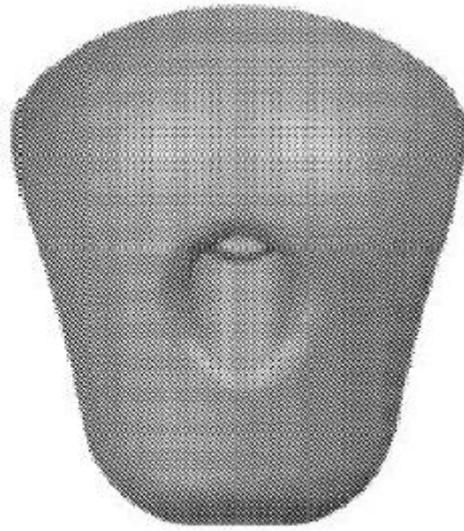


FIGURA 21B

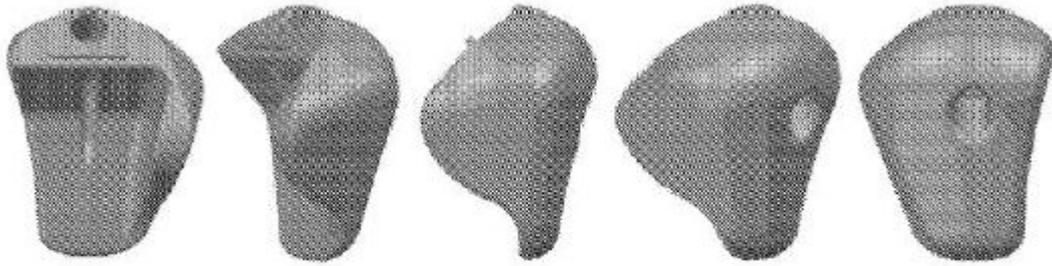


FIGURA 22A **FIGURA 22B** **FIGURA 22C** **FIGURA 22D** **FIGURA 22E**

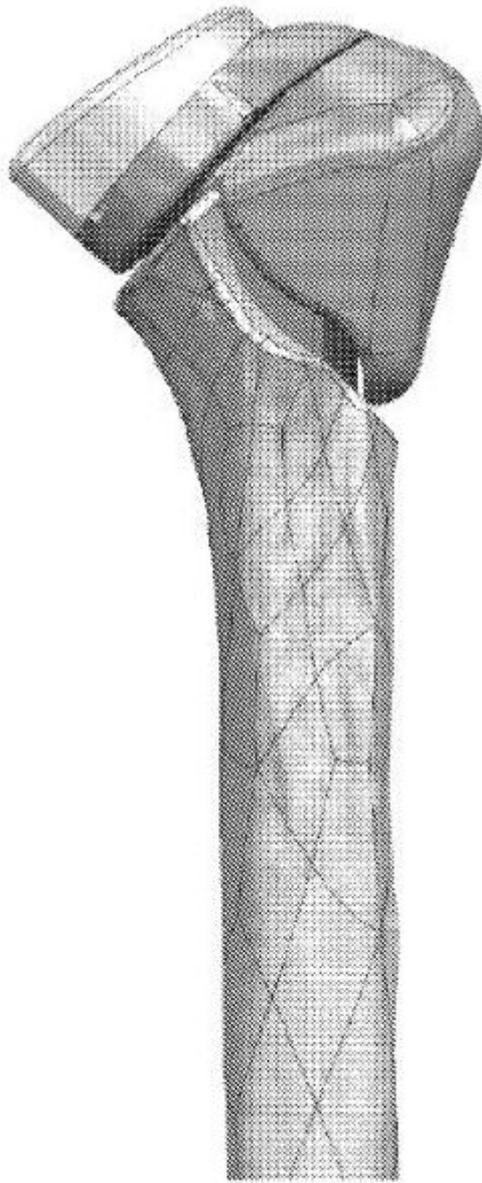


FIGURA 23

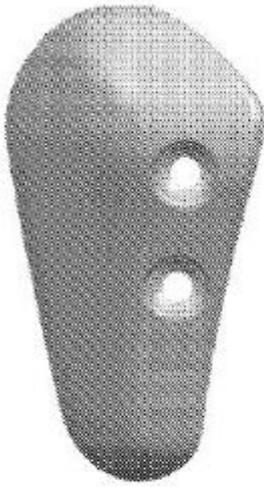


FIGURA 24A

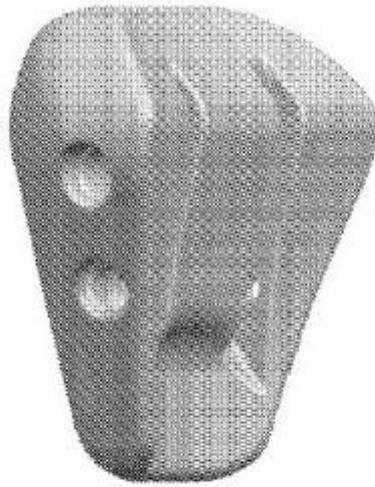


FIGURA 24B

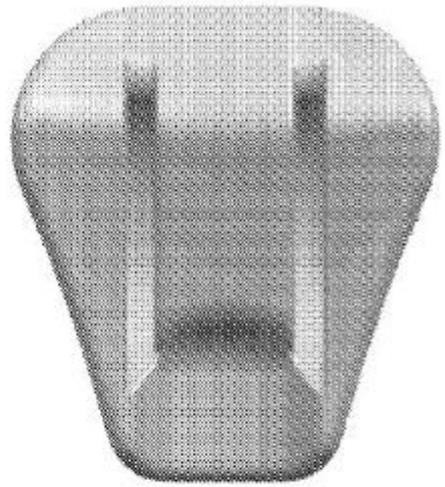


FIGURA 24C

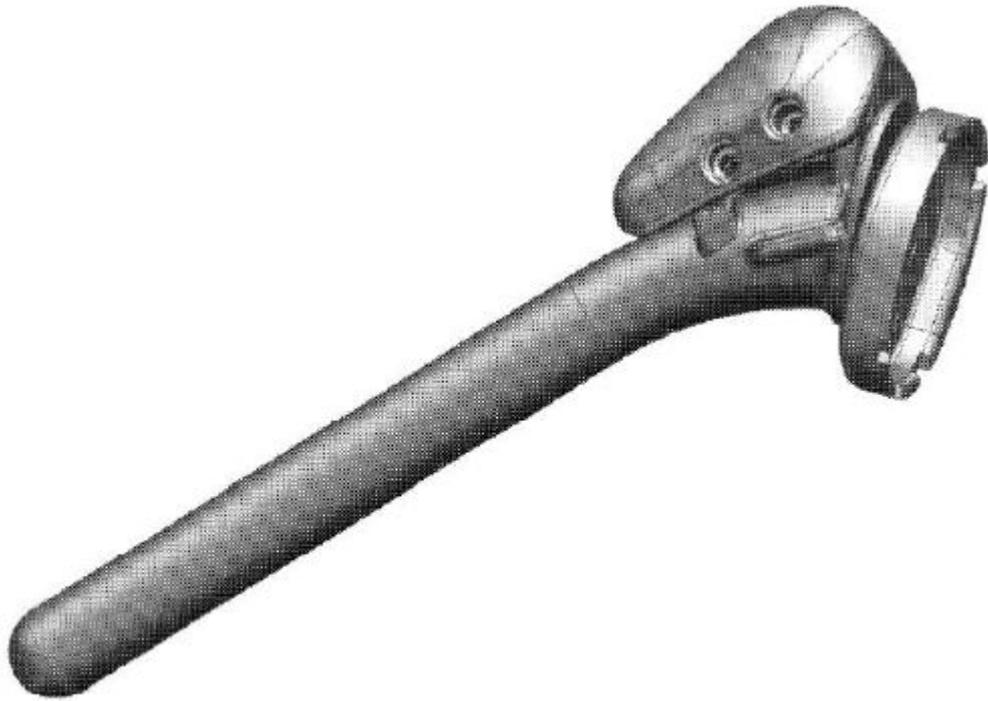


FIGURA 25

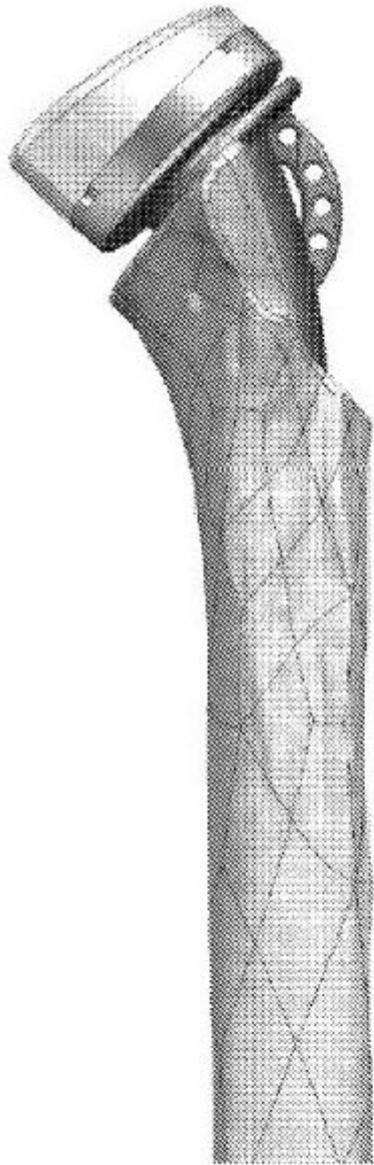


FIGURA 26A

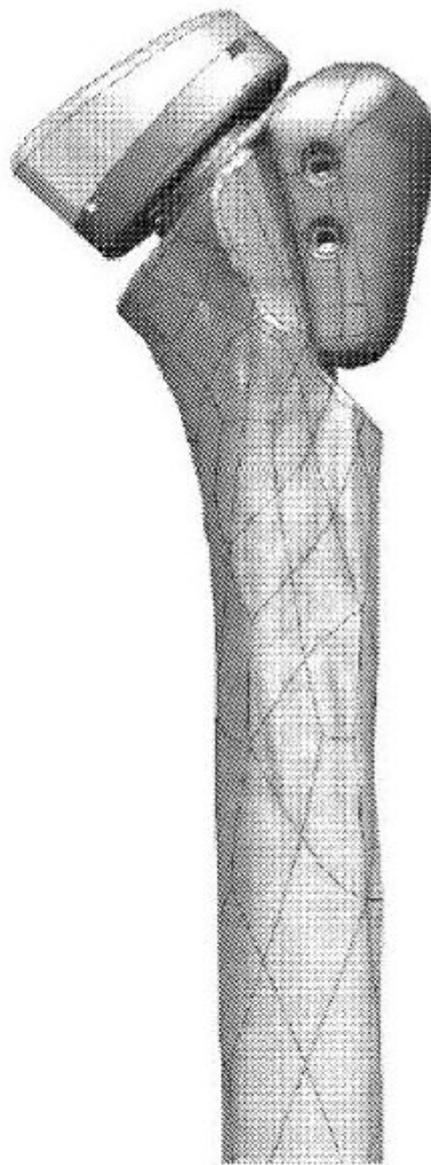


FIGURA 26B

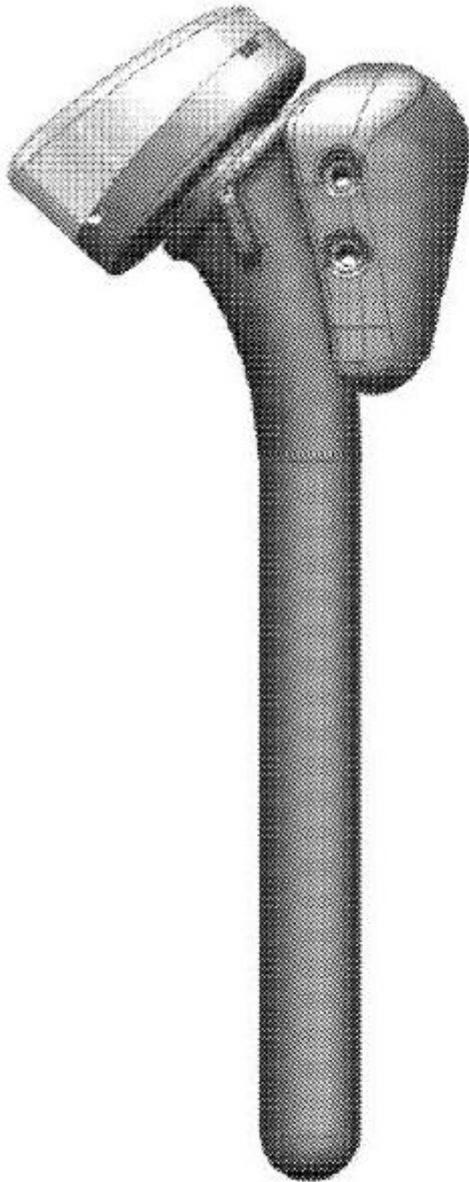


FIGURA 27A

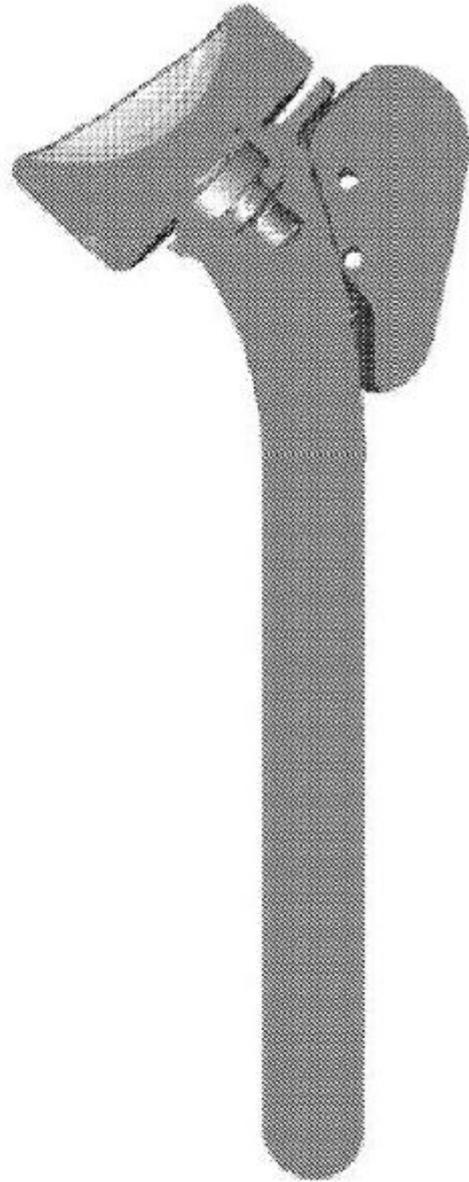


FIGURA 27B

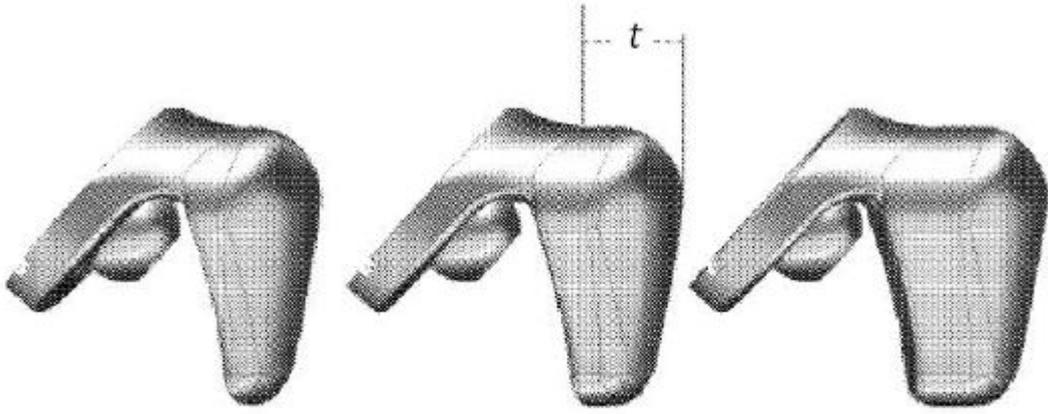


FIGURA 28A

FIGURA 28B

FIGURA 28C



FIGURA 29A

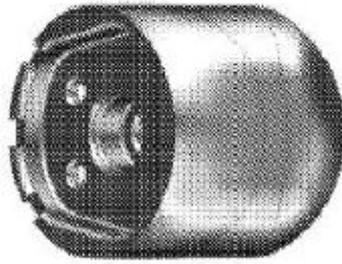


FIGURA 29B

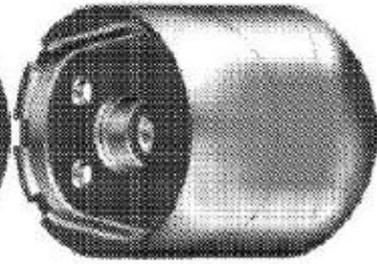


FIGURA 29C

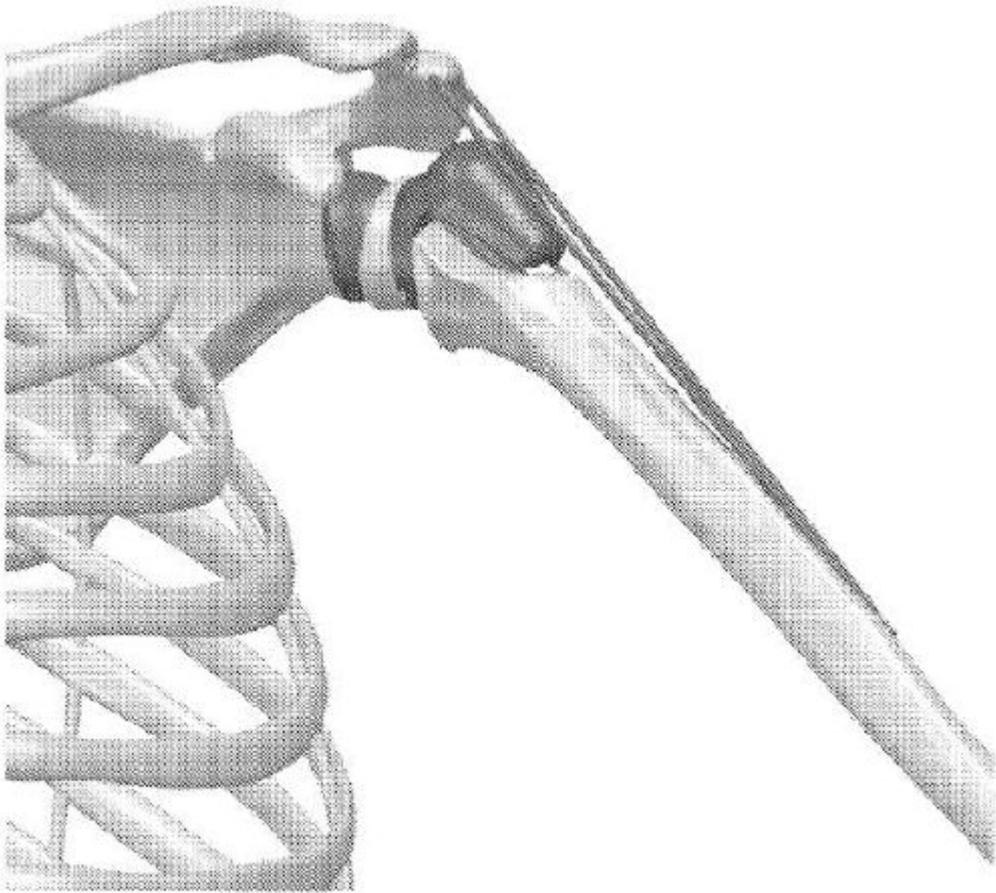


FIGURA 30

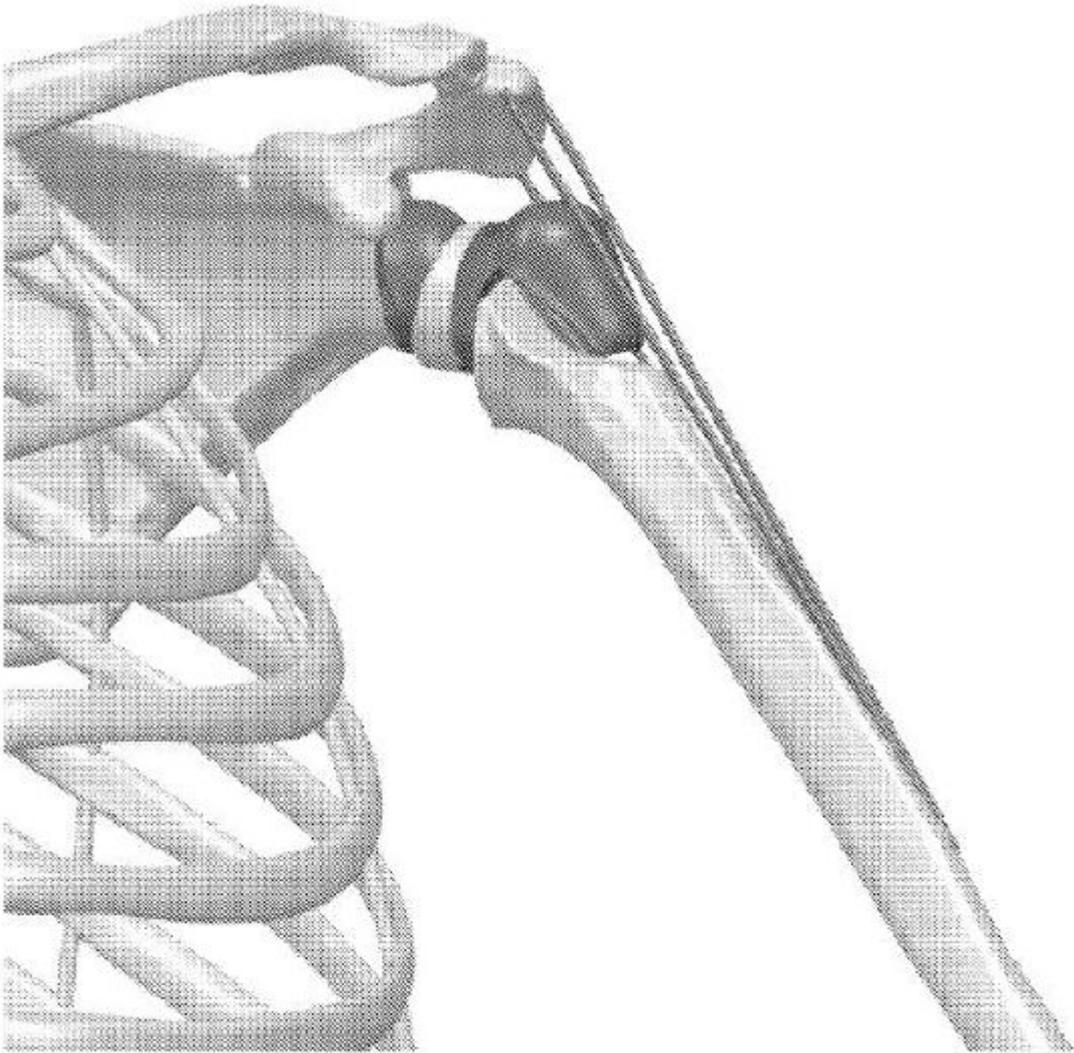


FIGURA 31

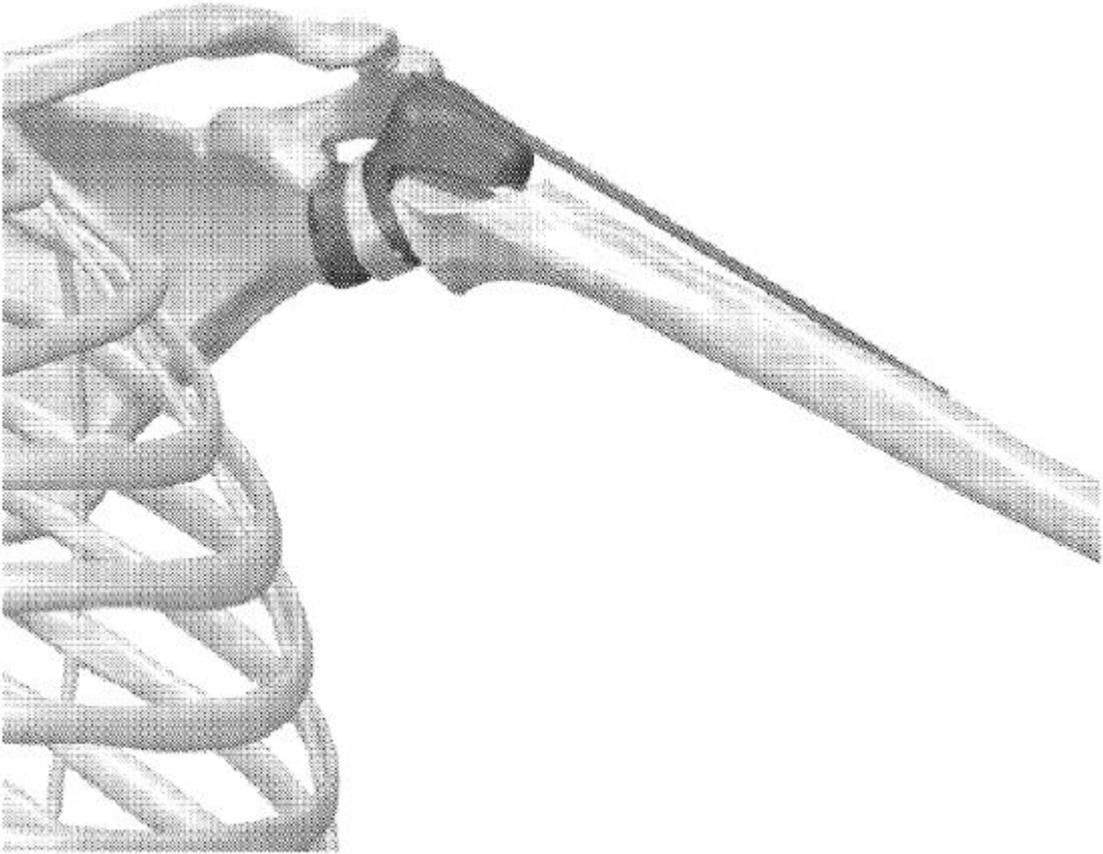


FIGURA 32

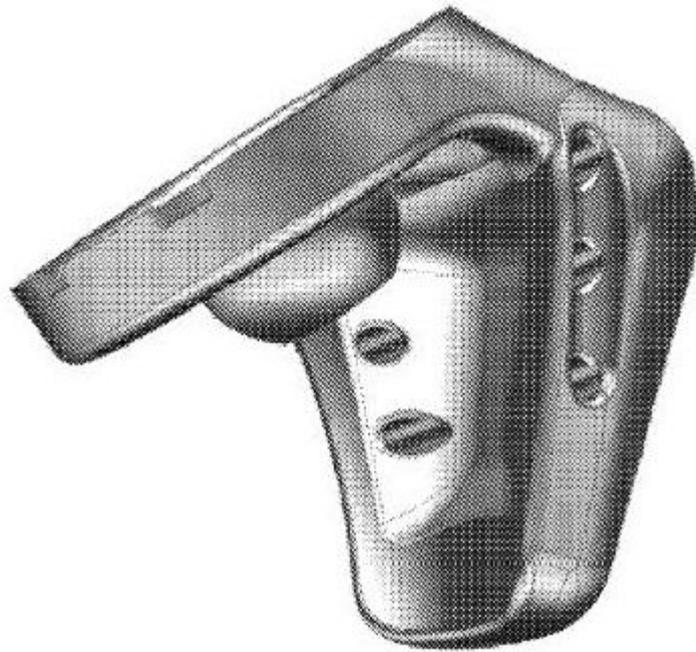


FIGURA 33