

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 687 232**

51 Int. Cl.:

A61F 2/30 (2006.01)

A61F 2/40 (2006.01)

A61B 17/58 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.05.2013 PCT/US2013/043321**

87 Fecha y número de publicación internacional: **05.12.2013 WO13181365**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.05.2013 E 13796937 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.07.2018 EP 2854712**

54 Título: **Bandejas adaptadoras humerales para hombro inverso**

30 Prioridad:

31.05.2012 US 201261653860 P
13.03.2013 US 201361779363 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
24.10.2018

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

ROCHE, CHRISTOPHER;
HAMILTON, MATTHEW y
DIEP, PHONG

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 687 232 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 adaptadoras humerales para hombro inverso

Antecedentes

5 El hombro inverso se concibió primeramente al principio de la década de 1970 para tratar pacientes que sufrían de artropatía con rotura del manguito rotador (CTA). La prótesis de hombro inversa invierte las concavidades anatómicas que hacen el componente articular glenoideo convexo y el componente articular humeral cóncavo, creando un fulcro fijo que impide que el húmero migre hacia superior.

10 El documento de patente europea 1 402 854 describe un componente humeral de una prótesis de hombro. El componente incluye un vástago configurado para su implantación dentro del húmero. Un componente de articulación inversa está montado en el vástago mediante un mecanismo de conexión. Una superficie resistente se forma sobre un miembro resistente el cual está acoplado a un soporte resistente asociado con el mecanismo de conexión. La superficie resistente puede estar desviada de la línea de acoplamiento entre el componente inverso y el vástago.

15 El documento de patente de EE.UU. US 2011/00417 describe una prótesis de articulación de hombro inversa que tiene una parte de la articulación particularmente un cotilo humeral, conectable en el extremo proximal de una diáfisis humeral. La parte de la articulación asociada con la diáfisis humeral es mantenida de manera que se puede desplazar con respecto a la diáfisis en la dirección antero-posterior.

El documento de patente de EE.UU. US 2010/0087927 describe un aparato y método para artroplastia de hombro inversa. En un ejemplo específico, puede proveerse un componente glenoideo usado para resuperficializar la escápula.

20 El documento de patente de EE.UU. US 2009/0216332 describe una prueba de hombro expansible para un sistema de hombro inverso. La prueba incluye un inserto ajustable por rotación alojado dentro de una copa humeral.

Resumen

25 De acuerdo con aspectos ilustrados en esta memoria, se divulga una prótesis de hombro inversa que incluye un vástago humeral que tiene un anterior y un posterior, una bandeja adaptadora humeral de una única pieza configurada para asentar cerca de una superficie resacada de un húmero, comprendiendo la bandeja adaptadora humeral: una cavidad; un orificio central; y una cara distal que incluye una prominencia, la prominencia: (i) configurada como una extensión de la cara distal, (ii) desviada hacia posterior del orificio central de al menos 12 mm a 24 mm y (iii) configurada para cooperar con un vástago humeral (400), en el que la bandeja adaptadora humeral (200, 300) está configurada para desplazar el vástago humeral hacia posterior;

30 y un inserto humeral que comprende: un borde distal configurado para asentar dentro de la cavidad de la bandeja adaptadora humeral; y una superficie articular cóncava configurada para acoplarse con una superficie articular de una glenosfera.

Una selección de características óptimas se presenta en las reivindicaciones dependientes.

Breve descripción de los dibujos

35 Las realizaciones divulgadas en este momento se explicarán con más detalle con referencia a los dibujos adjuntos. Los dibujos mostrados no están necesariamente a escala, dando importancia en cambio generalmente a ilustrar los principios de las realizaciones divulgadas en este momento.

40 Las figuras 1A, 1B, 1C y 1D muestran vistas de los cuatro músculos rotadores internos del pecho. La figura 1A muestra el dorsal ancho; la figura 1B muestra el redondo mayor; la figura 1C muestra el pectoral mayor; y la figura 1D muestra el subescapular.

Las figuras 2A, 2B y 2C muestran vistas de los dos músculos rotadores externos del pecho, el redondo menor (figura 2A) y el infraespinoso (figura 2B), y el deltoides figura 2C.

La figura 3 muestra los componentes de un conjunto de hombro inverso Equinox® fabricado por Exactech, Inc., de Gainesville, FL con una bandeja adaptadora humeral "sin desviación".

45 Las figuras 4A, 4B, 4C y 4D muestran cuatro vistas de una realización de una bandeja adaptadora humeral con desviación posterior de la presente invención. La bandeja adaptadora humeral con desviación posterior puede usarse en lugar de la bandeja adaptadora humeral "sin desviación" del conjunto de hombro inverso Equinox® mostrado en la figura 3.

Las figuras 5A, 5B y 5C muestran tres vistas de una realización de un inserto humeral de la presente invención.

50 Las figuras 6A, 6B y 6C muestran un conjunto de modelo muscular computerizado de la bandeja adaptadora humeral con desviación posterior de las figuras 4A-D implantada en un húmero cuando el brazo está abducido

alrededor de 15° en el plano escapular. Según se ilustra, la bandeja adaptadora humeral está configurada para asentar cerca de una superficie reseca de un húmero.

5 La figura 7 muestra un conjunto de modelo muscular computerizado de longitud aumentada en el brazo de momento rotador del manguito rotador posterior cuando la bandeja adaptadora humeral con desviación posterior de la figura 4 está implantada en un húmero. Según se ilustra, la bandeja adaptadora humeral está configurada para asentar cerca (por encima) de una superficie reseca de un húmero.

10 Las figuras 8A, 8B y 8C muestran un conjunto de modelo muscular computerizado de una bandeja adaptadora humeral inversa sin desviación implantada en un húmero cuando el brazo está abducido alrededor de 15° en el plano escapular. Según se ilustra, la bandeja adaptadora humeral está configurada para asentar cerca (por encima) de una superficie reseca de un húmero.

Las figuras 9A, 9B y 9C muestran un conjunto de modelo muscular computerizado del hombro normal cuando el brazo está abducido alrededor de 15° en el plano escapular.

15 Las figuras 10A y 10B muestran dos vistas de una realización de una bandeja adaptadora humeral con desviación posterior/superior de la presente invención. La bandeja adaptadora humeral con desviación posterior/superior puede usarse en lugar de la bandeja adaptadora humeral sin desviación del conjunto de hombro inverso Equinox® mostrado en la figura 3.

20 Las figuras 11A y 11B muestran un conjunto de hombro inverso de la presente invención. La bandeja adaptadora humeral con desviación posterior/superior de las figuras 10A y 10B está siendo usada con otros diversos componentes del conjunto de hombro inverso Equinox® mostrado en la figura 3 (la bandeja adaptadora humeral con desviación posterior/superior se usa en lugar de la bandeja adaptadora humeral sin desviación).

La figura 12 muestra una vista superior-inferior del conjunto de hombro inverso de la figura 11 en un modelo muscular computerizado. Nótese la posición desplazada más hacia posterior de las tuberosidades humerales. Según se ilustra, la bandeja adaptadora humeral está configurada para asentar cerca (por encima) de una superficie reseca de un húmero.

25 Las figuras 13A y 13B muestran un modelo computerizado de 8 músculos simulados como 3 líneas desde origen a inserción, vistas anterior (izquierda) y posterior (derecha) del hombro normal en abducción de 25° en el plano escapular.

30 Las figuras 14A y 14B muestran un modelo computerizado que simula la abducción del conjunto de hombro inverso de las figuras 11A y 11B (inclinación 0°, retroversión humeral 20°) desde 0 hasta 80° en el plano escapular con respecto a la escápula fija. Según se ilustra, la bandeja adaptadora humeral está configurada para asentar cerca (por encima) de una superficie reseca de un húmero.

35 Las figuras 15A y 15B muestran un modelo computerizado que simula la rotación interna (izquierda) y externa (derecha) del conjunto de hombro inverso de las figuras 11A y 11B a 40° con respecto a la escápula fija. Según se ilustra, la bandeja adaptadora humeral está configurada para asentar cerca (por encima) de una superficie reseca de un húmero.

40 Las figuras 16A, 16B y 16C son imágenes que muestran cómo los brazos de momento de rotación externa de los músculos del manguito rotador posterior (por ejemplo el infraespinoso y el redondo menor) cambian entre un hombro anatómico, un conjunto de hombro inverso Equinox® estándar (con una bandeja adaptadora humeral sin desviación) y el conjunto de hombro inverso de las figuras 11A y 11B (con una bandeja adaptadora humeral con desviación posterior/superior). Según se ilustra, la bandeja adaptadora humeral está configurada para asentar cerca (por encima) de una superficie reseca de un húmero.

Las figuras 17A, 17B y 17C muestran una comparación de los brazos de momento de hombro inverso estándar y con desviación posterior/superior: brazos de momento del abductor del deltoides anterior (figura 17A), medio (figura 17B) y posterior (figura 17C) (eje-y) desde 0 hasta 140° de abducción en el plano escapular (eje-x).

45 Las figuras 18A, 18B y 18C muestran una comparación de los brazos de momento de hombro inverso estándar y con desviación posterior/superior: brazos de momento abductor del subescapular (figura 18A), redondo mayor (figura 18A) y el pectoral mayor (figura 18C) (eje-y) desde 0 hasta 140° de abducción en el plano escapular (eje-x).

50 Las figuras 19A y 19B muestran una comparación de los brazos de momento de hombro inverso estándar y con desviación posterior/superior: brazos de momento abductor del infraespinoso (figura 19A) y el redondo menor (figura 19B) (eje-y) desde 0 hasta 140° de abducción en el plano escapular (eje-x).

Las figuras 20A, 20B y 20C muestran una comparación de los brazos de momento de hombro inverso estándar y con desviación posterior/superior: brazos de momento rotador del deltoides anterior (figura 20A), medio (figura 20) y posterior (figura 20C) (eje-y) desde -30 (IR) hasta 60° (ER) con el brazo en abducción de 30° (eje-x).

Las figuras 21A, 21B y 21C muestran una comparación de los brazos de momento de hombro inverso estándar y

con desviación posterior/superior: brazos de momento rotador del subescapular (figura 21A), redondo mayor (figura 21B) y el pectoral mayor (figura 21C) (eje-y) desde -30 (IR) hasta 60° (ER) con el brazo en abducción de 30° (eje-x).

5 Las figuras 22A y 22B muestran una comparación de los brazos de momento de hombro inverso estándar y con desviación posterior/superior: brazos de momento rotador del infraespinoso (figura 22A) y el redondo menor (figura 22B) (eje-y) desde -30 (IR) hasta 60° (ER) con el brazo en abducción de 30° (eje-x).

10 Aunque los dibujos identificados arriba exponen realizaciones divulgadas en este momento, también se contemplan otras realizaciones, como se menciona en la discusión. Esta divulgación presenta realizaciones ilustrativas a modo de representación y no limitación. Otras numerosas modificaciones y realizaciones pueden ser concebidas por los expertos en la técnica las cuales caen dentro del alcance y espíritu de los principios de las realizaciones divulgadas en este momento.

Descripción detallada

15 En esta memoria se divulgan realizaciones detalladas de la presente invención; no obstante, debe entenderse que las realizaciones divulgadas son meramente ilustrativas de la invención que puede ser realizada de diversas formas. Además, cada uno de los ejemplos dados en conexión con las diversas realizaciones de la invención se pretende que sean ilustrativos y no restrictivos. Además, las figuras no son necesariamente a escala, algunas características pueden ser exageradas para mostrar detalles de componentes particulares. Por lo tanto, detalles funcionales y estructurales específicos divulgados en esta memoria no deben interpretarse como limitativos sino meramente como una base representativa para enseñar a un experto en la técnica a emplear de diversas maneras la presente invención.

20 Según se usa en esta memoria, el término “envolvimiento del deltoides” se refiere a una medida de la cantidad de envolvimiento del deltoides alrededor de la tuberosidad mayor del húmero, el ángulo define la cantidad de abducción en el plano humeral requerida antes de cuando el deltoides cesa de envolver la tuberosidad mayor.

25 Según se usa en esta memoria, el término “tensado del músculo” de cada músculo se mide como una comparación de la longitud del músculo para cada configuración de articulación sobre un tipo dado de movimiento con respecto a la longitud del músculo para un hombro normal sobre el mismo tipo de movimiento.

Los músculos generan fuerzas en línea recta que son convertidas a par torsor en proporción a la distancia perpendicular entre el centro de rotación de la articulación y la línea de acción del músculo. Según se usa en esta memoria, se hace referencia a esta distancia perpendicular como el “brazo de momento del músculo”.

30 La pérdida de rotación externa (y la rotación interna excesiva) reduce la capacidad de un paciente para mantener su brazo en rotación neutra cuando el brazo está elevado (por ejemplo, signo de hornblower positivo), impidiendo numerosas actividades de la vida diaria que incluyen: saludar dando la mano, beber/comer y lavarse el pelo. El origen del músculo dorsal ancho, ilustrado en la figura 1A, es la caja torácica y su inserción es en el húmero anterior por debajo del cuello quirúrgico. El origen del redondo mayor, ilustrado en la figura 1B, es la escápula posterior y su inserción es en el húmero anterior por debajo del cuello quirúrgico. El origen del pectoral mayor, ilustrado en la figura 35 1C, está en la caja torácica y la clavícula medial y su inserción está en el húmero anterior por debajo del cuello quirúrgico. El origen del subescapular, ilustrado en la figura 1D, está en la escápula anterior y su inserción está en la tuberosidad menor.

40 Las transferencias de músculos se recomiendan a menudo en pacientes de hombro inverso con deficiencia de rotación externa porque el deltoides posterior solo es insuficiente para restaurar la rotación externa activa, incluso con diseños de hombro inverso lateralizados. En general, los músculos de rotación interna (por ejemplo, músculos que se insertan en lado anterior del húmero) son transferidos a través del centro de rotación de la articulación hasta el lado posterior del húmero donde su contracción causa, ahora, rotación externa. El dorsal ancho es el músculo más común transferido en artroplastia de hombro inversa, es separado de la diáfisis anterior del húmero y reinsertado en la tuberosidad mayor. Otra transferencia de músculo común es una modificación del método de L'Episcopo en la cual tanto el dorsal ancho como el redondo mayor son transferidos a la tuberosidad mayor. Aunque 45 las transferencias de músculos han demostrado que restauran exitosamente la rotación externa activa, no deben ser ejecutadas si el redondo menor es funcional. Adicionalmente, debe reconocerse que tales procedimientos limitan la rotación interna activa y, además, modifican la relación de cada músculo del hombro con su función fisiológica normal.

50 Las figuras 2A-2C muestran vistas de los dos músculos rotadores externos del pecho, el redondo menor (figura 2A) y el infraespinoso (figura 2B) y el deltoides (figura 2C). El origen del redondo menor, ilustrado en la figura 2A, está en el borde lateral de la escápula y su inserción está en la porción inferior de la tuberosidad mayor. El origen del infraespinoso, ilustrado en la figura 2B, está en la escápula posterior y su inserción está en la porción superior de la tuberosidad mayor.

55 La figura 3 muestra componentes del conjunto de hombro inverso Equinox® estándar 100 fabricado por Exactech, Inc., de Gainesville, FL. El conjunto de hombro inverso Equinox® estándar 100 incluye (a) un cajetín de hueso el cual puede mejorar la fijación glenoidea y permite el “crecimiento pasante” del hueso usando injertos óseos

inductivos/conductivos; (b) una placa glenoidea desplazada hacia inferior la cual puede permitir que la fijación ocurra en el centro del glenoides a la vez que asegura también el sobresalimiento inferior de la glenosfera, eliminando/minimizando, de este modo, la erosión escapular; (c) una glenosfera (en una realización, una glenosfera biselada) la cual puede ayudar en la inserción de la glenosfera y protege cualesquiera tejidos blandos que queden intactos; (d) una superficie articular de glenosfera ampliada la cual puede mejorar el rango de movimiento y maximizar el sobresalimiento inferior de la glenosfera para minimizar la potencial erosión escapular; (e) múltiples opciones de insertos humerales (estándar y constreñido), bandeja adaptadora humeral (con prominencia centrada, es decir, sin desviación) y glenosfera las cuales proporcionan flexibilidad intraoperatoria; (f) características anti-rotación en los insertos humerales mejoran la conexión y estabilidad del implante; (g) vástago humeral de plataforma facilita una revisión de un vástago humeral Equinoxe® primario a uno inverso. Casquillos de bloqueo bloquean los tornillos de compresión a la placa glenoidea en un ángulo variable (no representado); (h) la placa glenoidea/glenosfera curvada hacia atrás puede conservar el hueso y convertir fuerzas de cizalladura en fuerzas de compresión; (i) tornillos de compresión de ángulo variable pueden comprimir la placa glenoidea contra el hueso a la vez que proporcionan 30 grados de variabilidad angular; y (j) una placa glenoidea con forma anatómica la cual puede proporcionar múltiples opciones para la inserción de los tornillos, lo cual es particularmente importante cuando se está revisando una glenoidea con tetones y/o quilla a una inversa. El par de torsión que define el tornillo inmoviliza la bandeja adaptadora humeral a 11 N*m (no representado).

Las figuras 4A-4D muestran una realización de una bandeja adaptadora humeral 200 con desviación posterior de la presente invención. La bandeja adaptadora humeral 200 incluye una cavidad 202 la cual es de forma no circular y está configurada para aceptar un inserto humeral para dar como resultado estabilidad rotacional. La bandeja adaptadora humeral 200 incluye una cara distal 204 que tiene una prominencia 210 la cual está configurada como una extensión de la cara distal. La prominencia 210 es un botón, gorrón u otra protuberancia o extensión. La prominencia 210 está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 200 al menos 12 mm a 24 mm.

En una realización, la prominencia 210 está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 200 una distancia que varía de 12 mm a 24 mm. En una realización, la prominencia 210 está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 200 una distancia que varía de 14 mm a 22 mm. En una realización, la prominencia 210 está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 200 una distancia que varía de 16 mm a 20 mm. En una realización, la prominencia 210 está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 200 18 mm. En una realización, la prominencia 210 está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 200 22 mm. En una realización, la bandeja adaptadora humeral 200 está construida de titanio. En una realización, la bandeja adaptadora humeral 200 está mecanizada a partir de un forjado de Ti-6Al-4V. En una realización, la bandeja adaptadora humeral 200 presenta un mecanismo de bloqueo de dos componentes el cual comprende una cazoleta de bloqueo hembra 224 y un elemento cola de milano macho lateral 226. En una realización, la bandeja adaptadora humeral 200 tiene una característica anti-rotación 228. La característica anti-rotación 228 es una superficie angulada hembra conformada asimétricamente sobre la bandeja adaptadora humeral 200 – su intención es impedir el movimiento de rotación entre el inserto humeral 250 y la bandeja humeral 200. En una realización, la bandeja adaptadora humeral 200 tiene ambos, un mecanismo de bloqueo de dos componentes y una característica anti-rotación.

Las figuras 5A, 5B y 5C muestran tres vistas de una realización de un inserto humeral 250 de la presente invención. El inserto humeral 250 es un componente cóncavo el cual se acopla con una glenosfera convexa. El inserto humeral 250 incluye un borde distal 252 el cual está configurado para posicionarse dentro de la cavidad 202 de la bandeja adaptadora humeral 200 para dar como resultado estabilidad rotacional. En una realización, el borde distal 252 tiene una forma no circular configurada para acoplarse con la forma no circular de la cavidad 202 de la bandeja adaptadora humeral 200. En una realización, el inserto humeral 250 presenta un mecanismo de bloqueo de dos componentes el cual comprende un saliente circular de bloqueo macho 254 y un elemento cola de milano hembra lateral 256. En una realización, el inserto humeral 250 presenta una base anti-rotación 258. La característica anti-rotación 258 es una superficie angulada macho conformada asimétricamente sobre el inserto humeral 250 – su intención es impedir el movimiento de rotación entre el inserto humeral 250 y la bandeja humeral 200. En una realización, el inserto humeral 250 presenta ambos, un mecanismo de bloqueo de dos componentes y una base anti-rotación. En una realización, el inserto humeral 250 es mecanizado a partir de un UHMWPE moldeado por compresión.

La bandeja adaptadora humeral 200 con desviación posterior puede ser fijada a un vástago humeral, por ejemplo un vástago humeral Equinoxe®, usando un tornillo que define un par de torsión que comprime la bandeja adaptadora humeral 200 contra el vástago humeral. El tornillo que define un par de torsión está posicionado a través de la prominencia 210 sobre el lado de la cavidad 202 de la bandeja adaptadora humeral 200. Un inserto humeral 250, por ejemplo un inserto humeral Equinoxe®, es fijado a la bandeja adaptadora humeral con desviación posterior por vía del orificio central 220. Agujeros 230 en la bandeja adaptadora humeral 200 se fijan a un instrumento para proporcionar par antagonista. La bandeja adaptadora humeral 200 con desviación posterior desplaza hacia posterior la prominencia 210 para aumentar los brazos de momento de rotación externa del manguito rotador posterior. Aumentar los brazos de momento de rotación externa del manguito rotador posterior tiene el potencial de mejorar la función para pacientes con rotadores externos que funcionan pero son débiles (por ejemplo, pacientes con un infraespinoso no funcional pero un redondo menor funcional), lo cual es común en pacientes con artropatía con

rotura del manguito rotador.

Se llevó a cabo un modelo muscular computerizado para evaluar el efecto de la bandeja adaptadora humeral 200 con desviación posterior de la presente invención (como parte de un conjunto de hombro inverso Equinox®) sobre los alargamiento/acortamiento muscular, elongación del deltoides y brazos de momento de los manguitos rotadores anterior y posterior cuando la bandeja adaptadora humeral con desviación posterior era abducida en el plano escapular (con respecto a una bandeja adaptadora humeral de hombro inverso sin desviación del conjunto de hombro inverso estándar Equinox®). Se simularon cinco músculos en este análisis: deltoides medio, deltoides posterior, subescapular, infraespinoso y redondo menor; el centro de inserción de cada músculo sobre el húmero y la escápula fueron digitalizados sobre el modelo de cada hueso y se dibujó una línea para conectar cada punto para simular cada músculo. Después del ensamblado, cada conjunto fue abducido en el plano escapular y evaluado con respecto a un hombro normal cuantificando el brazo de momento abductor de cada músculo, la longitud de cada músculo y la línea de acción de cada músculo. Las longitudes de músculo se midieron directamente en Unigraphics. Los brazos de momento abductor se calcularon usando Matlab (Mathworks, Inc.) en Matlab, la escápula fue rotada en el plano escapular 1° por cada 1,8° de movimiento humeral en el plano escapular.

Como se describe en la Tabla 1, el modelo computerizado demostró que una bandeja adaptadora humeral con desviación posterior de la presente invención (figuras 6A-6C y figura 7), que tiene una prominencia que está desviada hacia posterior 10 mm, restauró mejor la tensión anatómica del infraespinoso (de -2,2% a 1,2% de la longitud normal del músculo) y del redondo menor (de -5,9% a -0,9% de la longitud normal del músculo) con respecto a una bandeja adaptadora humeral sin desviación (figuras 8A-8C) cuando se ensamblan al hombro inverso Equinox® de 38 mm. Nótese que las figuras 6A-6C y la figura 7 representan la bandeja adaptadora humeral con desviación cuando está abducida en alrededor de 15° en el plano escapular, y las figuras 8A-8C representan una bandeja adaptadora humeral sin desviación cuando está abducida en alrededor de 15° en el plano escapular. Con propósitos comparativos, las figuras 9A-9C representan un hombro normal abducido alrededor de 15° en el plano escapular. Como se describe en la Tabla 2, la bandeja adaptadora humeral con desviación posterior de la presente invención, que tiene una prominencia que está desviada hacia posterior 10 mm, aumentó los brazos de momento rotador externo del deltoides posterior un 2%, el infraespinoso un 45% y el redondo menor un 18% con respecto a los aumentos asociados con una bandeja adaptadora humeral sin desviación sobre un hombro normal.

Tabla 1. Elongación media de los músculos de los manguitos rotadores anterior y posterior con respecto a un hombro normal cuando el húmero es elevado en el plano escapular desde 0 hasta 60 grados (con respecto a una escápula fija).

Configuración del implante	Subescapular	Infraespinoso	Redondo menor
38 Equinox® (bandeja humeral sin desviación)	2,4%	-2,2%	-5,9%
38 Equinox® (bandeja humeral con desviación hacia posterior de 10 mm – figura 4))	-1,8%	1,2%	-0,9%
Diferencia	-4,2%	3,4%	5%

Tabla 2. Longitud media del brazo de momento rotador con respecto a un hombro normal para hombro inverso variando cuando el húmero es elevado en el plano escapular desde 0 hasta 60 grados (con respecto a una escápula fija).

Configuración del implante	Subescapular	Infraespinoso	Redondo menor	Deltoides posterior
38 Equinox® (bandeja humeral sin desviación)	-58%	-4%	-25%	18%
38 Equinox® (bandeja humeral con desviación hacia posterior – figura 4))	-90%	41%	-7%	20%
Diferencia	-32%	45%	18%	2%

En una realización, una bandeja humeral para hombro inverso de la presente divulgación se usa en una prótesis de hombro inversa que puede incluir al menos alguno de los siguientes componentes, un vástago humeral (el cual puede usarse en aplicaciones cementadas y/o de encaje a presión y puede estar construido de titanio), un inserto humeral (un componente cóncavo el cual se acopla con una glenosfera convexa; puede estar construido de UHMWPE), una glenosfera (puede estar construida de cobalto-cromo), una placa de ajuste (puede estar construida de titanio), una placa de bloqueo (puede estar construida de titanio) y una placa glenoidea (puede estar construida

de titanio), y una serie de tornillos y dispositivos de fijación para ensamblado de los componentes individuales unos a otros y para ensamblado de la construcción al hueso nativo (todos pueden estar contruidos de titanio).

5 Las figuras 10A y 10B muestran una realización de una bandeja adaptadora humeral 300 con desviación posterior/superior de la presente invención. La bandeja adaptadora humeral 300 incluye una cavidad 302 la cual es de forma no circular y está configurada para aceptar un inserto humeral para dar como resultado estabilidad rotacional. La bandeja adaptadora humeral 300 incluye una cara distal 304 que tiene una prominencia 310 la cual está configurada como una extensión de la cara distal. La prominencia 310 es un botón, gorrón u otra protuberancia o extensión.

10 En una realización, la prominencia 310 está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 300 de alrededor de 12 mm a alrededor de 24 mm. En una realización, la prominencia 310 está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 300 de alrededor de 14 mm a alrededor de 22 mm. En una realización, la prominencia 310 está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 300 de alrededor de 16 mm a alrededor de 20 mm. En una realización, la prominencia 310 está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 300 alrededor de 18 mm. En una realización, la prominencia 310 está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 300 alrededor de 22 mm. En una realización, la prominencia 310 está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 300 al menos 8 mm. En una realización, la prominencia está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 300 una distancia que varía desde al menos 8 mm hasta 25 mm. En una realización, la prominencia está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 300 una distancia que varía desde al menos 9 mm hasta 24 mm. En una realización, la prominencia está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 300 una distancia que varía desde al menos 10 mm hasta 23 mm. En una realización, la prominencia está desviada hacia posterior del centro de la bandeja adaptadora humeral 300 una distancia que varía desde al menos 11 mm hasta 20 mm. En una realización, la prominencia está desviada hacia superior del centro de la bandeja adaptadora humeral 300 8 mm. En una realización, la prominencia está desviada hacia superior del centro de la bandeja adaptadora humeral 300 10 mm. En una realización, la prominencia está desviada hacia superior del centro de la bandeja adaptadora humeral 300 12 mm.

30 Según se ilustra en las figuras 11A y 11B, la bandeja adaptadora humeral 300 con desviación posterior/superior puede ser fijada al vástago humeral 400 de un conjunto de hombro inverso Equinoxe® usando un tornillo que define par de torsión posicionado a través de la prominencia 310. También se ilustra una glenosfera 500 del conjunto de hombro inverso Equinoxe®. Un inserto humeral 250, por ejemplo un inserto humeral Equinoxe®, está fijado a la bandeja adaptadora humeral con desviación posterior por vía del orificio central. Agujeros en la bandeja adaptadora humeral 300 se fijan a un instrumento para proporcionar para antagonista. La bandeja adaptadora humeral 300 con desviación posterior desplaza hacia posterior la prominencia 310 para aumentar los brazos de momento de rotación externa del manguito rotador posterior. Aumentar los brazos de momento de rotación externa del maguito rotador posterior tiene el potencial de mejorar la función para pacientes con rotadores externos que funcionan pero son débiles (por ejemplo, pacientes con infraespinoso no funcional pero redondo menor funcional), lo cual es común en pacientes con artropatía con rotura del manguito rotador.

40 En una realización, la bandeja adaptadora humeral 300 está construida de titanio. En una realización, la bandeja adaptadora humeral 300 está mecanizada a partir de un forjado de Ti-6Al-4V. En una realización, la bandeja adaptadora humeral 300 presenta un mecanismo de bloqueo de dos componentes el cual comprende una cazoleta de bloqueo hembra 324 y un elemento cola de milano macho lateral 326. En una realización, la bandeja adaptadora humeral 300 tiene una característica anti-rotación 328. La característica anti-rotación 328 es una superficie angulada hembra conformada asimétricamente sobre la bandeja adaptadora humeral 300 – su propósito es impedir el movimiento de rotación entre el inserto humeral 250 y la bandeja humeral 300. En una realización, la bandeja adaptadora humeral 300 tiene ambos, un mecanismo de bloqueo de dos componentes y una característica anti-rotación.

50 La bandeja adaptadora humeral 300 con desviación posterior/superior traslada la cabeza humeral y las tuberosidades hacia posterior (figura 12) para tensar mejor los músculos del manguito rotador posterior y aumentar su brazo de momento externo (para mejorar la capacidad de par torsor) y traslada la cabeza humeral y las tuberosidades hacia superior para reducir el sobretensado del deltoides (como ocurre con la artroplastia de hombro inversa).

55 Un conjunto de hombro inverso estándar Equinoxe® de 38 mm (que tiene la bandeja adaptadora humeral sin desviación) y un conjunto de hombro inverso con desviación Equinoxe® de 38 mm (que tiene una prominencia que está desviada 11 mm hacia posterior y desviada 9 mm hacia superior) se modelaron geoméricamente y se implantaron en una escápula y un húmero digitalizados en 3D; también se incluyeron una clavícula y una caja torácica digitales en 3D (Pacific Research Laboratories, Inc.; Vashon Island, WA). El húmero y la escápula digitales fueron ensamblados para simular un hombro normal, funcionando como el control en este análisis; la cabeza humeral estaba centrada en el glenoides y desviada 4 mm del centro del glenoides para tener en cuenta el espesor del cartílago y labrum. Se simularon ocho músculos como 3 líneas desde su origen en la escápula o la clavícula hasta su inserción en el húmero: deltoides anterior, deltoides medio, deltoides posterior, subescapular, infraespinoso, redondo mayor, redondo menor y la porción clavicular del pectoral mayor (figura 13A y figura 13B).

Para caracterizar el impacto biomecánico del conjunto de hombro inverso con desviación Equinoxe® de 38 mm (que tiene una prominencia que está desviada 11 mm hacia posterior y 9 mm hacia superior) sobre cada músculo, cada dispositivo se implantó de manera idéntica sobre el glenoides de forma que la placa base del glenoides se alinee con el borde del glenoides inferior cuando el componente humeral se orientó sucesivamente en retroversión de 20°.

5 Después del ensamblado, se simularon dos movimientos: 1) abducción (figura 14A y figura 14B) y 2) rotación interna/externa (figura 15A y figura 15B). Para simular la abducción, el componente humeral fue abducido desde 0 hasta 80° en el plano escapular con respecto a la escápula fija. Para simular la rotación interna/externa, el componente humeral fue rotado 40° hacia interior y 40° hacia exterior con el brazo en abducción de 0°.

Para cada movimiento simulado, se midieron las longitudes de músculo como la longitud media de las 3 líneas que representaban el músculo en cada grado de movimiento; cada longitud de músculo media, en cada grado de movimiento se comparó como porcentaje de la correspondiente longitud de músculo del hombro normal. Para clarificar, un porcentaje positivo indica elongación del músculo con respecto al hombro normal; mientras que, un porcentaje negativo indica acortamiento del músculo con respecto al hombro normal. El ángulo de abducción en el cual el deltoides medio cesa de envolver alrededor de la tuberosidad mayor también se cuantificó como una medida de la estabilidad (por ejemplo, menos envolvimiento del deltoides implica una compresión reducida de la cabeza humeral en el glenoides) para el hombro normal y los hombros inversos Equinoxe® estándar y con desviación. Los brazos de momento se calcularon usando un código cliente en Matlab (Mathworks, Inc.). Los brazos de momento de abductor se calcularon para cada músculo en abducción desde 0 hasta 140° (debe notarse que en Matlab, la escápula fue rotada en el plano escapular 1° por cada 1,8° de movimiento humeral en el plano escapular; mientras que en Unigraphics la escápula permaneció fija). Los brazos de momento de rotación se calcularon para cada músculo desde -30 (RI) hasta 60° (RE) con el brazo en abducción de 30°.

Según se describe en la Tabla 3, ambos hombros inversos Equinoxe®, independientemente de la desviación o posición de la bandeja humeral, desplazaron el centro de rotación (CoR) hacia medial y hacia inferior con respecto al hombro normal. Para el estándar (bandeja humeral sin desviación) este desplazamiento en el CoR causó un desplazamiento medial e inferior del húmero y una reducción en el ángulo de envolvimiento del deltoides medio con respecto al hombro normal, véase la Tabla 4. Para la bandeja humeral con desviación, el húmero fue desplazado hacia superior y hacia posterior con respecto a la bandeja humeral sin desviación, véase las Tablas 3 y 4.

Tabla 3. Cambio en el centro de rotación para cada hombro inverso con respecto al hombro normal

	Desplazamiento hacia medial del centro de rotación ("CoR")	Desplazamiento hacia inferior del centro de rotación ("CoR")	Desplazamiento hacia posterior del húmero
38 mm Equinoxe®, desviación estándar	27,1 mm	4,5 mm	0 mm
38 mm Equinoxe®, desviación post/sup	27,1 mm	4,5 mm	14,3 mm

Tabla 4. Posición medial/lateral del húmero y su impacto en el envolvimiento del deltoides

	Distancia lateral desde el coracoides hasta la tuberosidad mayor con húmero abducido en 0°	Ángulo de abducción en el cual el deltoides medio cesa de envolver la tuberosidad mayor	Distancia desde parte inferior del acromion hasta la parte superior de la tuberosidad mayor
Hombro normal	56,2 mm	48°	19,0 mm
38 mm Equinoxe®, desviación estándar	47,1 mm	40°	53,8 mm
38 mm Equinoxe®, desviación post/sup	57,4 mm	>65°	44,9 mm

Según se describe en las Tablas 5-7, para cada movimiento simulado, ambos hombros inversos Equinoxe® alargaron cada cabeza del deltoides, acortaron los rotadores internos (subescapular y redondo mayor, con la excepción del pectoral mayor el cual se alargó) y acortaron los rotadores externos (infraespinoso y redondo menor) con respecto al hombro normal. Según se describe en la Tabla 5, en abducción, el diseño de hombro inverso con bandeja humeral con desviación posterior/superior Equinoxe® sobretensó menos las tres cabezas del deltoides,

tenso más el pectoral y restauró mejor la tensión anatómica del subescapular, infraespinoso, redondo mayor y redondo menor que el diseño de hombro inverso con bandeja humeral estándar (sin desviación) Equinox®. Tendencias similares se observaron durante la rotación interna y externa, véanse Tablas 6 y 7.

5 **Tabla 5.** Longitud de músculo media con respecto al hombro normal cuando cada hombro inverso es abducido en el plano escapular desde 0 hasta 65°. Nótese que la bandeja humeral con desviación traspasó hacia superior a 65° por ello el análisis de redujo de 0 a 80°.

	Deltoides anterior	Deltoides medio	Deltoides posterior	Subescap.	Infraespin.	Redondo mayor	Redondo menor	Pectoral mayor
38 mm Equinox®, desviación estándar	8,8 %	9,8 %	7,5 %	-0,7 %	-2,9 %	-1,9 %	-5,7 %	5,9 %
38 mm Equinox®, desviación post/sup	7,3 %	6,0 %	4,7 %	0,5 %	0,4 %	-1,0 %	0,3 %	8,5 %

Tabla 6. Longitud de músculo media con respecto al hombro normal cuando cada hombro inverso es rotado hacia interno desde 0 hasta 40° con el brazo en abducción de 0°.

	Deltoides anterior	Deltoides medio	Deltoides posterior	Subescap.	Infraespin.	Redondo mayor	Redondo menor	Pectoral mayor
38 mm Equinox®, desviación estándar	15,4 %	18,4 %	14,5 %	-8,5 %	-11,7 %	-10,4 %	-19,1 %	7,5 %
38 mm Equinox®, desviación post/sup	13,5 %	14,9 %	12,5 %	-3,1 %	-5,4 %	-5,0 %	-9,3 %	9,8 %

10

Tabla 7. Longitud de músculo media con respecto al hombro normal cuando cada hombro inverso es rotado hacia externo desde 0 hasta 40° con el brazo en abducción de 0°.

	Deltoides anterior	Deltoides medio	Deltoides posterior	Subescap.	Infraespin.	Redondo mayor	Redondo menor	Pectoral mayor
38 mm Equinox®, desviación estándar	16,6 %	18,3 %	14,3 %	-8,5 %	-12,4 %	-12,3 %	-22,4 %	11,4 %
38 mm Equinox®, desviación post/sup	15,6 %	15,0 %	11,3 %	-7,1 %	-9,0 %	-11,9 %	-15,2 %	14,4 %

15 Las figuras 16A, 16B y 16C son imágenes que muestran cómo los brazos de momento de rotación externa de los músculos del manguito rotador posterior (por ejemplo, el infraespinoso y el redondo menor) cambian entre un hombro anatómico, un hombro inverso estándar y el hombro inverso con desviación posterior/superior de la presente invención.

Se presentan más abajo los brazos de momento abductor de las tres cabezas del deltoides anterior (figura 17A), medio (figura 17B) y posterior (figura 17C); los rotadores internos: subescapular (figura 18A), redondo mayor (figura

18A) y el pectoral mayor (figura 18C); y los rotadores externos: infraespinoso (figura 19A) y redondo menor (figura 19B) durante la abducción en el plano escapular desde 0 hasta 140° (con movimiento escapular de 1° por cada 1,8° de movimiento humeral). Según se ilustra en las figuras 17A, 17B y 17C, la bandeja humeral estándar y con desviación posterior/superior están asociadas con brazos de momento abductor similares cada una de las tres cabezas del deltoides durante la abducción en el plano escapular. Según se ilustra en las figuras 18A, 18B y 18C, la bandeja humeral con desviación posterior/superior está asociada con un brazo de momento abductor ligeramente mayor para los músculos rotadores internos: ~5 mm mayor para ambos el subescapular y el redondo mayor y ~2,5 mm mayor para el pectoral mayor, con respecto a la bandeja humeral estándar (sin desviación) durante la abducción en el plano escapular. Según se ilustra en las figuras 19A y 19B, la bandeja humeral con desviación posterior/superior está asociada con un brazo de momento abductor ligeramente mayor para los músculos rotadores externos: ~5 mm mayor para ambos el infraespinoso y el redondo menor, con respecto a la bandeja humeral estándar (sin desviación) durante la abducción en el plano escapular. Según se describe en las figuras 18A-18C y figuras 19A-19B, debido a que la bandeja humeral con desviación posterior/superior desplaza el húmero hacia superior con respecto a la bandeja sin desviación, cada músculo del hombro anterior/posterior de las figuras 18A-18C y figuras 19A-19B convierte desde un abductor a un abductor más temprano en abducción (por ejemplo, cruza 0 mm), donde el subescapular convierte a 62°, el infraespinoso convierte a 43° y el redondo menor convierte a 110°. Para que la bandeja humeral desviación posterior/superior cause que cada músculo se convierta de abductores en abductores más temprano potencialmente da como resultado una capacidad de abducción mejorada limitando el comportamiento antagónico de cada músculo con el deltoides reduciendo, de este modo, la fuerza del deltoides requerida para elevar el brazo.

Se presentan más abajo los brazos de momento rotador interno/externo de las tres cabezas del deltoides: anterior (figura 20A), medio (figura 20) y posterior (figura 20C); los rotadores internos: subescapular (figura 18A), redondo mayor (figura 18A) y el pectoral mayor (figura 18C); y los rotadores externos: infraespinoso (figura 19A) y redondo menor (figura 19B) durante la rotación interna desde 30 hasta 0° y la rotación externa desde 0 hasta 60° con el brazo en abducción de 30°. Según se describe en las figuras 20A-20C, la bandeja humeral estándar (sin desviación) está asociada con un brazo de momento de rotación del deltoides anterior ligeramente mayor (~4 mm) durante la rotación interna y temprana en rotación externa. De manera similar, la bandeja humeral estándar (sin desviación) está asociada también con un brazo de momento de rotación del deltoides medio ligeramente mayor (~2 mm) durante la rotación interna, con respecto a la bandeja humeral con desviación durante la rotación RI/RE. A la inversa, la bandeja humeral con desviación posterior/superior está asociada con un brazo de momento de rotación del deltoides posterior ligeramente mayor (~3 mm) durante la rotación interna y temprana en rotación externa, con respecto a la bandeja humeral estándar (sin desviación) durante la rotación RI/RE. Según se describe en las figuras 21A-21C, la bandeja humeral con desviación posterior/superior está asociada con un brazo de momento rotador del subescapular y el redondo mayor ligeramente mayor (~5 mm) durante la rotación interna y externa. De manera similar, la bandeja humeral con desviación posterior/superior está asociada con un brazo de momento rotador del pectoral mayor ligeramente mayor (~4 mm) durante la rotación externa, con respecto a la bandeja humeral estándar (sin desviación) durante la rotación RI/RE. A la inversa, durante la rotación interna, la bandeja humeral estándar (sin desviación) está asociada también con un brazo de momento rotador del pectoral mayor ligeramente mayor (~4 mm) durante la rotación interna, con respecto a la bandeja humeral con desviación durante la rotación RI/RE. Según se describe en las figuras 22A y 22B, la bandeja humeral con desviación posterior/superior 300 está asociada con un brazo de momento abductor mayor para los músculos rotadores externos: ~5 mm mayor para ambos, el infraespinoso y el redondo menor durante la rotación interna y ~10 mm mayor para ambos, el infraespinoso y el redondo menor, durante la rotación externa, con respecto a la bandeja humeral estándar (sin desviación) durante la rotación interna y externa. Las figuras 22A y 22B ilustran que los brazos de momento de ambos músculos rotadores externos son sustancialmente aumentados a lo largo del rango de movimiento, véanse las Tablas 8 y 9. Según se describe en las Tablas 8 y 9, la bandeja con desviación posterior/superior da como resultado un brazo de momento de rotación externa un 44% mayor para el infraespinoso con respecto a la bandeja humeral estándar con desviación (28,3 mm frente a 19,6 mm) cuando el brazo es rotado desde rotación interna ("RI") de 30 hasta rotación externa ("RE") de 60 grados. De manera similar, la bandeja con desviación posterior/superior da como resultado un brazo de momento de rotación externa un 35% mayor para el redondo menor con respecto a la bandeja humeral estándar con desviación (30,1 mm frente a 22,3 mm) cuando el brazo es rotado desde rotación interna ("RI") de 30 hasta rotación externa ("RE") de 60 grados. Debido a que la bandeja con desviación posterior/superior desplaza el húmero hacia posterior, la capacidad de rotación interna del subescapular y el redondo mayor se reduce 7,1 mm y 9,5 mm, respectivamente, mientras que la capacidad de rotación externa del infraespinoso y el redondo menor se aumenta 8,6 mm y 7,8 mm, respectivamente. En rotación, la bandeja humeral con desviación causó que los músculos del hombro posteriores fueran rotadores externos más efectivos. Una capacidad de rotación externa mejorada es importante para pacientes con deficiencia de rotación externa; como la rotación externa se requiere para muchas actividades de la vida diaria, aumentar las longitudes de brazo de momento rotador de los sólo dos rotadores externos es ventajoso para restaurar la función.

Tabla 8. Brazos de momento de rotación de hombro inverso sin desviación cuando el húmero está abducido en 30° y es rotado desde 30° RI hasta 60° RE.

rTSA sin desviación	30° RI	0°	30° RE	60° RE	Media
Subescapular	-24,0	-16,5	-5,0	6,5	-9,8
Redondo mayor	-12,5	-4,8	4,5	12,0	-0,2
Infraespinoso	2,5	15,5	26,5	34,0	19,6
Redondo menor	9,5	19,5	28,0	32,0	22,3

Tabla 9. Brazos de momento de rotación (mm) de hombro inverso con desviación cuando el húmero está abducido en 30° y es rotado desde 30° RI hasta 60° RE.

rTSA sin desviación	30° RI	0°	30° RE	60° RE	Media
Subescapular	-19,5	-9,0	4,0	14,0	-2,6
Redondo mayor	-5,0	5,0	15,0	22,0	9,3
Infraespinoso	7,0	24,0	37,0	45,0	28,3
Redondo menor	14,3	26,0	37,0	43,0	30,1

- 5 Invertir las concavidades anatómicas con artroplastia de hombro inversa cambia fundamentalmente la posición del CoR con respecto al hombro normal y causa un desplazamiento en la posición del húmero lo cual tiene implicaciones sobre el envolvimiento del deltoides, tensado de los músculos y brazos de momento de los músculos. Desviar la bandeja adaptadora humeral de hombro inverso desplazó el húmero en la dirección posterior/superior para dar como resultado un mejor envolvimiento del deltoides, un tensado más anatómico de los músculos y mayores brazos de momento de los músculos durante tanto la abducción como la rotación interna/externa.
- 10 Específicamente, con la bandeja adaptadora humeral con desviación posterior/superior, el ángulo de envolvimiento del deltoides medio se aumentó, las tres cabezas del deltoides fueron capaces de sobretensarse menos, el pectoral se tensó más y la tensión del subescapular, el infraespinoso, el redondo mayor y el redondo menor se restauró más cerca de su tensión anatómica con respecto a la bandeja adaptadora humeral estándar (sin desviación) Equinox®.
- 15 Adicionalmente, con la bandeja adaptadora humeral con desviación posterior/superior, los brazos de momento abductor de los rotadores internos y externos se aumentaron durante abducción y los brazos de momento rotador del deltoides posterior, el subescapular, el redondo mayor, el redondo menor y el infraespinoso se aumentaron durante la rotación interna y externa.

20 Aunque se han descrito varias realizaciones de la presente invención, se entiende que estas realizaciones son solamente ilustrativas, y no restrictivas, y que muchas modificaciones pueden hacerse evidentes a los expertos normales en la técnica. Por ejemplo, cualquier elemento descrito en esta memoria puede proveerse en cualquier tamaño deseado (por ejemplo, cualquier elemento descrito en esta memoria puede proveerse en cualquier tamaño deseado por el cliente o cualquier elemento descrito en esta memoria puede proveerse en cualquier tamaño deseado seleccionado de entre una "familia" de tamaños, tal como pequeño, mediano, grande). Además, uno o más de los componentes puede ser hecho de cualquiera de los materiales siguientes: (a) cualquier material biocompatible (cuyo material biocompatible puede ser tratado para permitir crecimiento de hueso superficial o impedir el crecimiento de hueso superficial – dependiendo del deseo del cirujano); (b) un plástico; (c) una fibra; (d) un polímero; (e) un metal (un metal puro tal como titanio y/o cualquier aleación tal como Ti-Al-Nb, Ti-6Al-4V, acero inoxidable); (f) cualquier combinación de los mismos. Aún más, la construcción de metal puede ser una construcción de metal mecanizado. Aún más, las prótesis pueden utilizar uno o más elementos modulares.

35 Se apreciará que varias de las características y funciones descritas arriba y otras, o alternativas de las mismas, pueden ser combinadas convenientemente en muchos otros sistemas o aplicaciones. Diversas alternativas, modificaciones, variaciones o mejoras no previstas o no anticipadas en este momento en ellas pueden ser hechas subsiguientemente por los expertos en la técnica las cuales también se pretende que estén abarcadas por las reivindicaciones siguientes.

REIVINDICACIONES

1. Una prótesis de hombro inversa que comprende:

un vástago humeral que tiene un anterior y un posterior;

5 una bandeja adaptadora humeral (200, 300) de única pieza configurada para asentar cerca de una superficie reseca de un húmero, comprendiendo la bandeja adaptadora humeral (200, 300):

una cavidad (202, 302);

y

una cara distal (204, 304) que incluye una prominencia (210, 310), la prominencia (210, 310):

10 (i) configurada como una extensión de la cara distal (204, 304),

y

(ii) configurada para cooperar con el vástago humeral (400),

un inserto humeral (250) que comprende:

15 un borde distal (252) configurado para asentar dentro de la cavidad (202, 302) de la bandeja adaptadora humeral (200, 300); y

una superficie articular cóncava configurada para acoplarse con una superficie articular convexa de una glenósfera (500),

caracterizada por que

20 la bandeja adaptadora humeral (200, 300) comprende un orificio central (220, 320) y por que la prominencia (210, 310) está desviada hacia posterior del orificio central al menos 12 mm a 24 mm en la que la bandeja humeral (200, 300) está configurada para desplazar el vástago humeral hacia posterior.

2. La prótesis de hombro inversa de la reivindicación 1, en la que la prominencia (210, 310) desviada hacia posterior está configurada para desplazar hacia posterior una posición del húmero con el fin de:

25 (i) aumentar un ángulo de envolvimiento de un músculo deltoides de un hombro para dar como resultado estabilidad de la articulación,

(ii) tensar los músculos de un hombro para dar como resultado una estabilidad de la articulación y una función muscular mejorada, y

(iii) aumentar los brazos de momento de los rotadores internos y externos de un hombro para dar como resultado una función muscular mejorada.

30 3. La prótesis de hombro inversa de la reivindicación 1, en la que la prominencia (210, 310), además de estar desviada hacia posterior, está desviada hacia superior del orificio central al menos 8 mm.

4. La prótesis de hombro inversa de la reivindicación 3, en la que la prominencia (210, 310) está desviada hacia superior del orificio central una distancia que varía desde al menos 8 mm hasta 25 mm.

5. Una prótesis de hombro inversa que comprende:

35 una placa glenoidea;

una glenósfera (500); y

una bandeja adaptadora humeral (200, 300) que comprende:

una cavidad (202, 302); y

una cara distal (204, 304) que incluye una prominencia (210, 310), la prominencia:

40 (i) configurada como una extensión de la cara distal (204, 304),

(ii) configurada para cooperar con el vástago humeral (400),

un inserto humeral (250) que comprende:

un borde distal (252) configurado para asentar dentro de la cavidad (202, 302) de la bandeja adaptadora humeral (200, 300); y

una superficie articular cóncava configurada para acoplarse con una superficie articular convexa de la glenofera (500),

5 caracterizada por que la bandeja adaptadora humeral (200, 300) comprende un orificio central (220, 320) y por que la prominencia (210, 310) está desviada hacia posterior del orificio central al menos 12 mm a 24 mm en la que la bandeja humeral (200, 300) está configurada para desplazar el vástago humeral hacia posterior.

6. La prótesis de hombro inversa de la reivindicación 5, en la que la prominencia (210, 310) desviada hacia posterior está configurada para desplazar hacia posterior una posición del húmero con el fin de:

10 (i) aumentar un ángulo de envolvimiento de un músculo deltoides de un hombro para dar como resultado estabilidad de la articulación,

(ii) tensar los músculos de un hombro para dar como resultado una estabilidad de la articulación y una función muscular mejorada, y

15 (iii) aumentar los brazos de momento de los rotadores internos y externos de un hombro para dar como resultado una función muscular mejorada.

7. La prótesis de hombro inversa de la reivindicación 1 o 5, en la que la bandeja adaptadora humeral (200, 300) incluye una característica anti-rotación (228).

8. La prótesis de hombro inversa de la reivindicación 1 o 5, en la que el inserto humeral (250) incluye una característica anti-rotación (258).

20 9. La prótesis de hombro inversa de la reivindicación 1 o 5, en la que la bandeja adaptadora humeral (200, 300) presenta un mecanismo de bloqueo de dos componentes.

10. La prótesis de hombro inversa de la reivindicación 1 o 5, en la que el inserto humeral (250) presenta un mecanismo de bloqueo de dos componentes.

25 11. La prótesis de hombro inversa de la reivindicación 5, en la que la prominencia (210, 310), además de estar desviada hacia posterior, está desviada hacia superior del orificio central al menos 8 mm.

12. La prótesis de hombro inversa de la reivindicación 11, en la que la prominencia (210, 310) está desviada hacia superior del orificio central una distancia que varía desde al menos 8 mm hasta 25 mm.

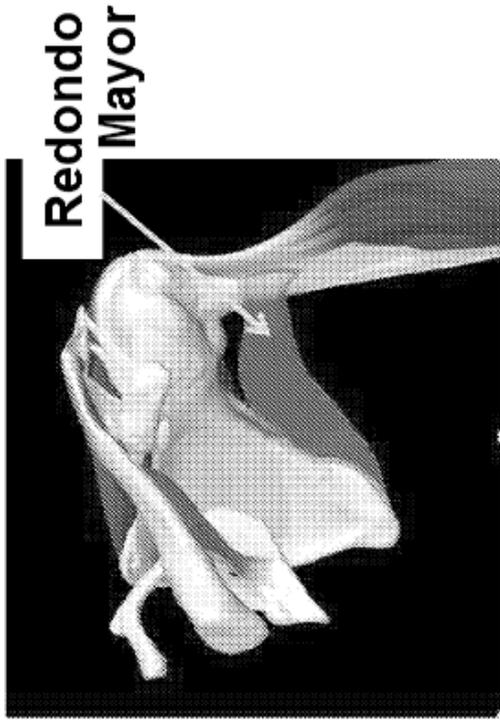


FIG. 1B

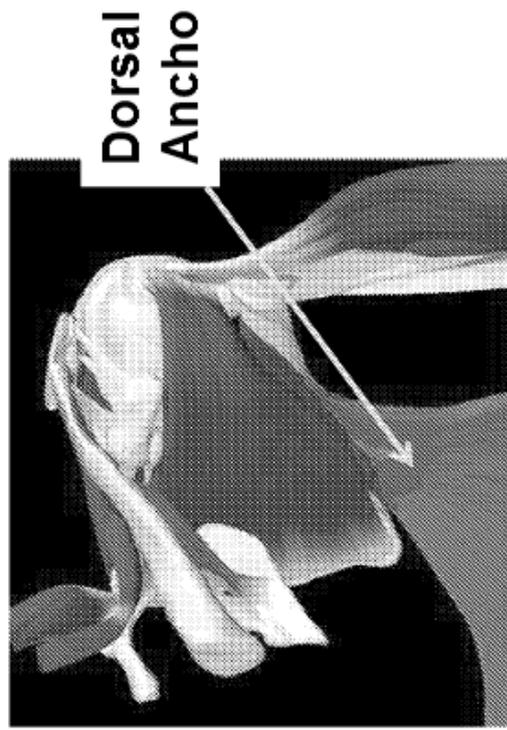


FIG. 1D

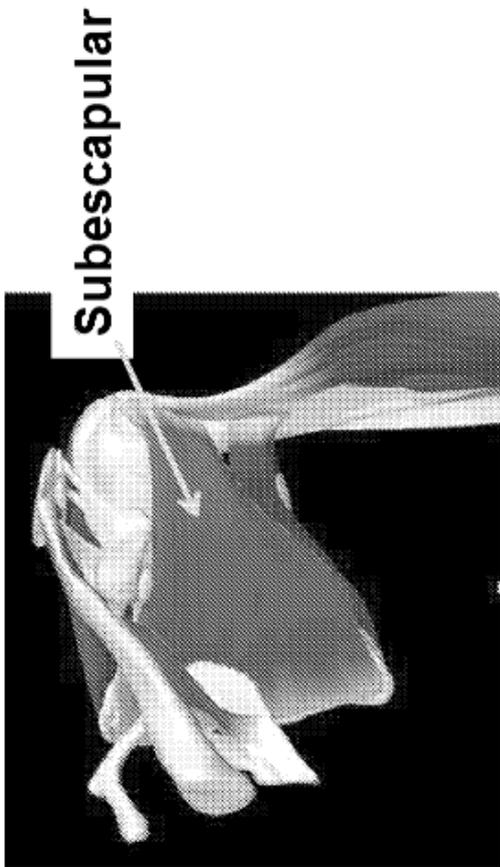


FIG. 1A

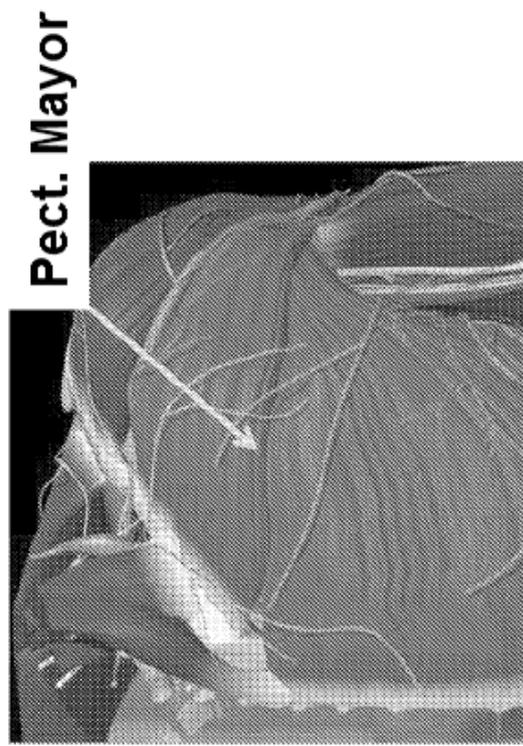


FIG. 1C

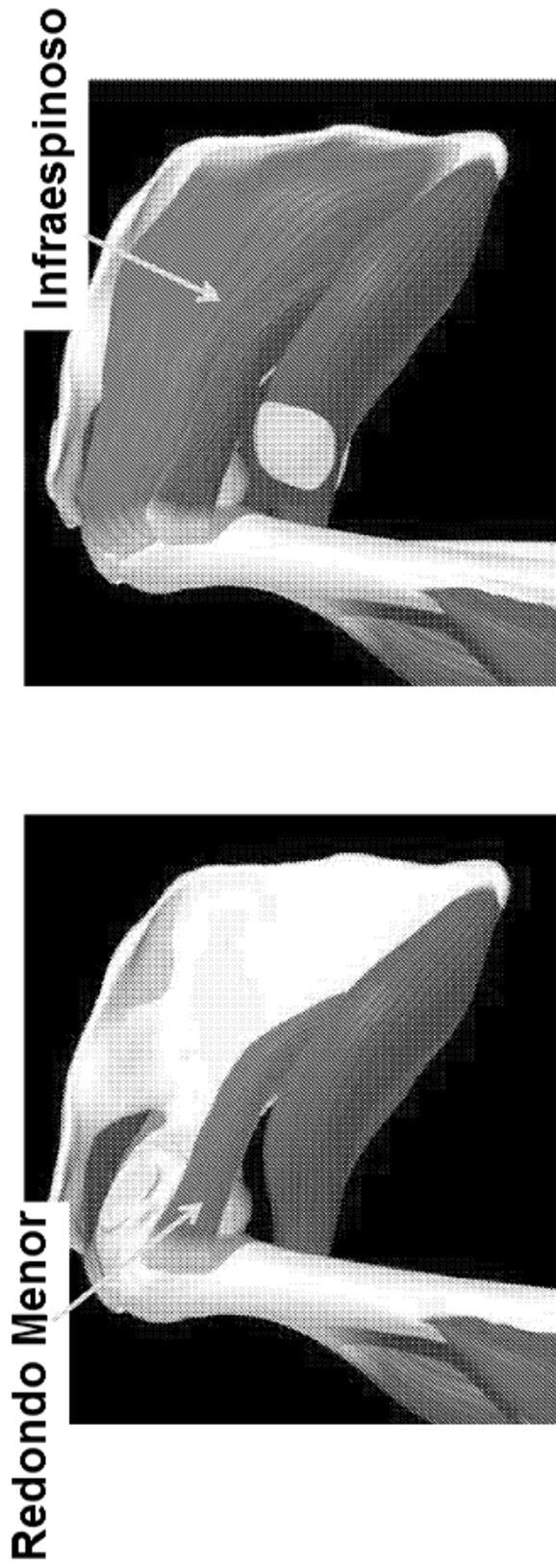


FIG. 2A

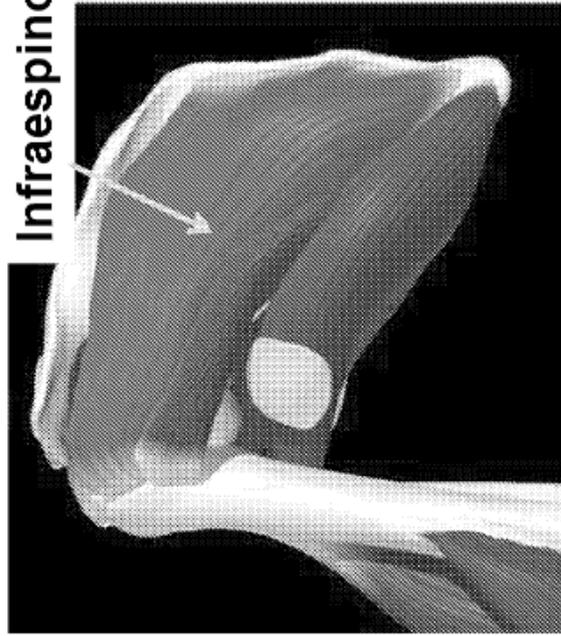


FIG. 2B

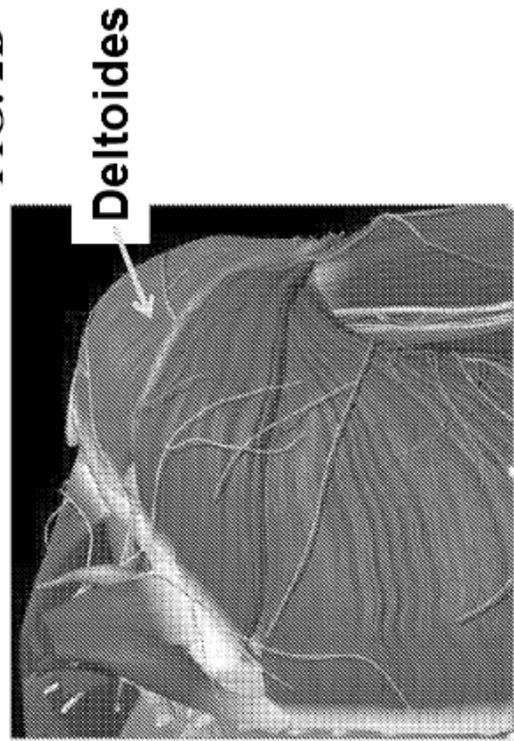


FIG. 2C

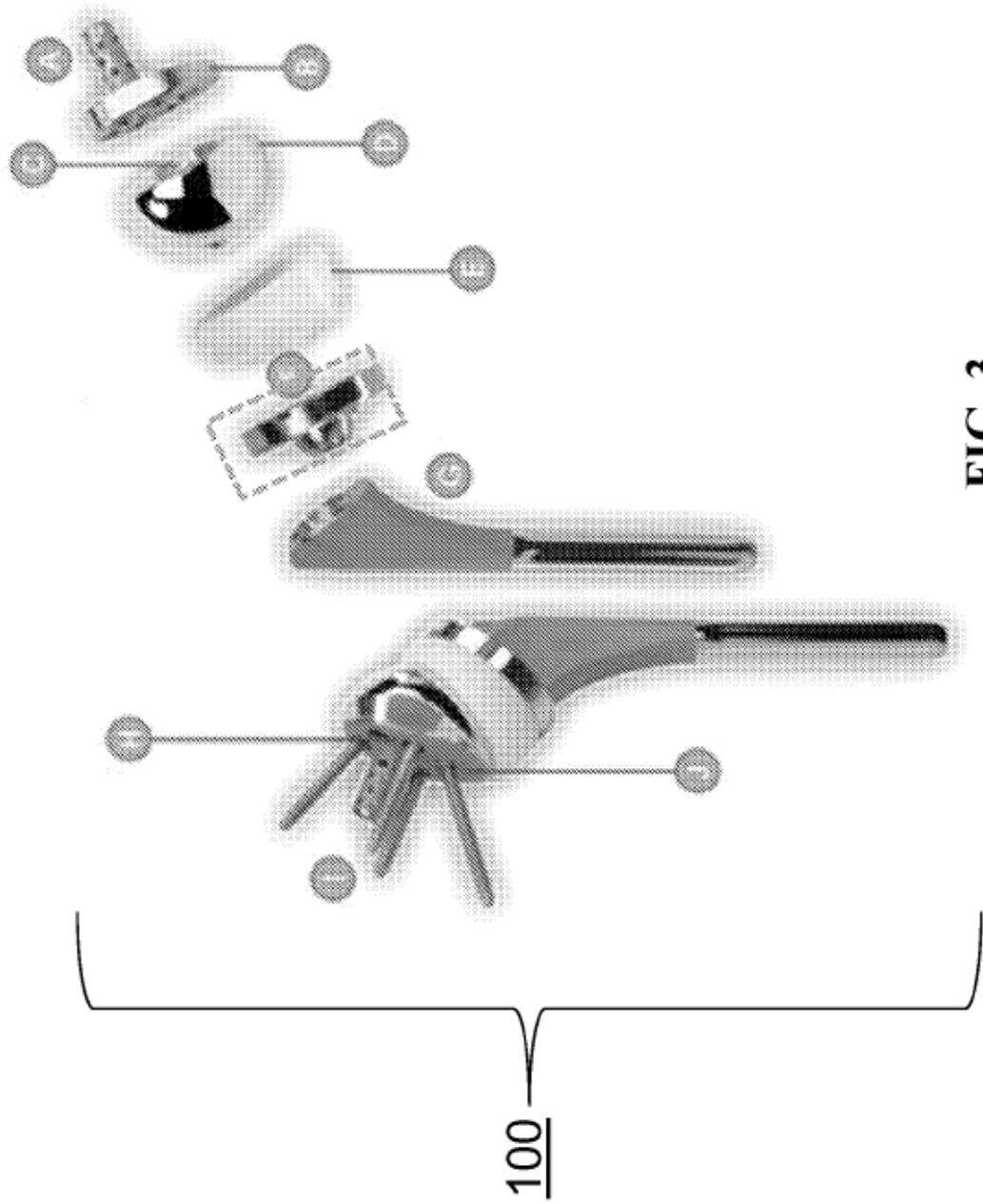


FIG. 3

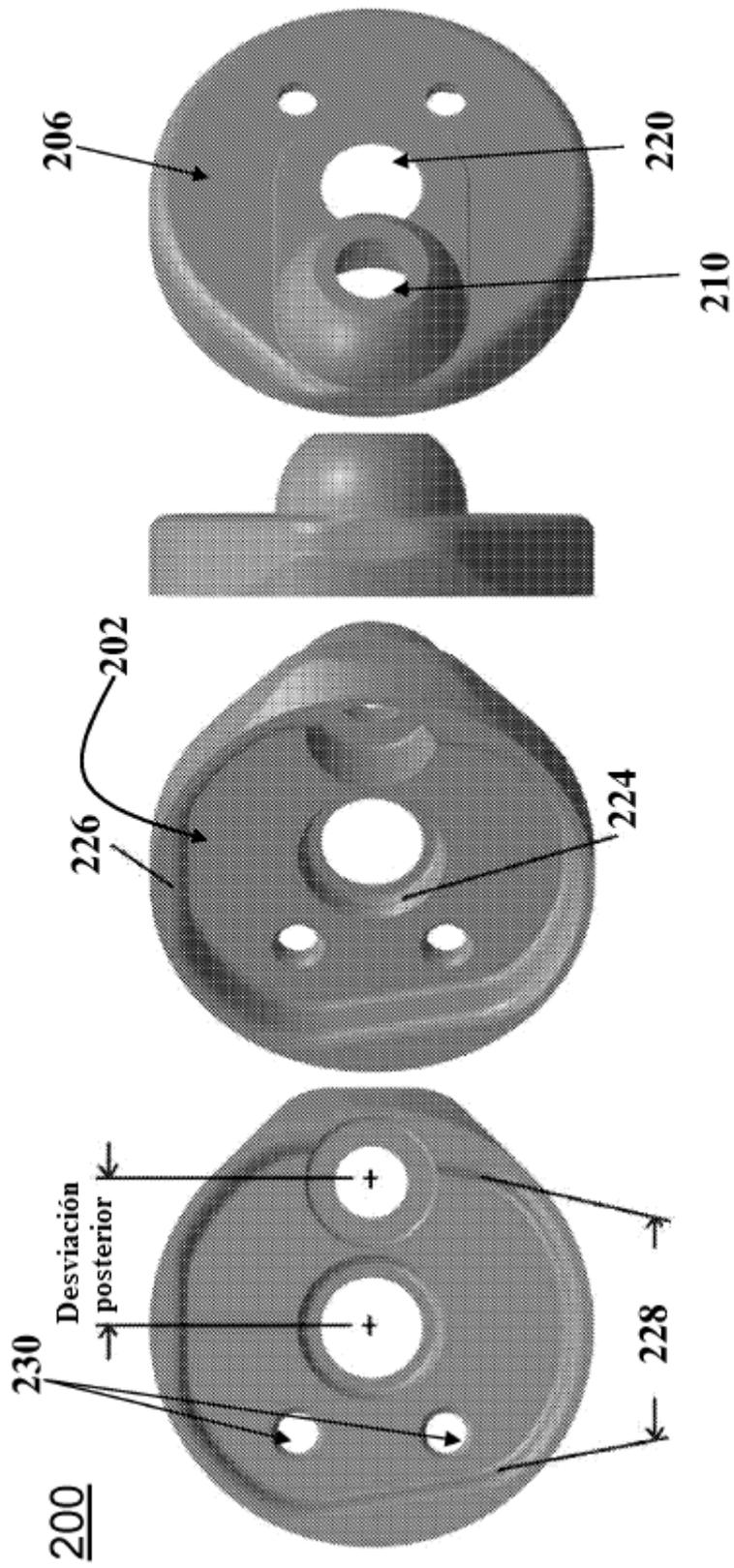


FIG. 4A

FIG. 4B

FIG. 4C

FIG. 4D

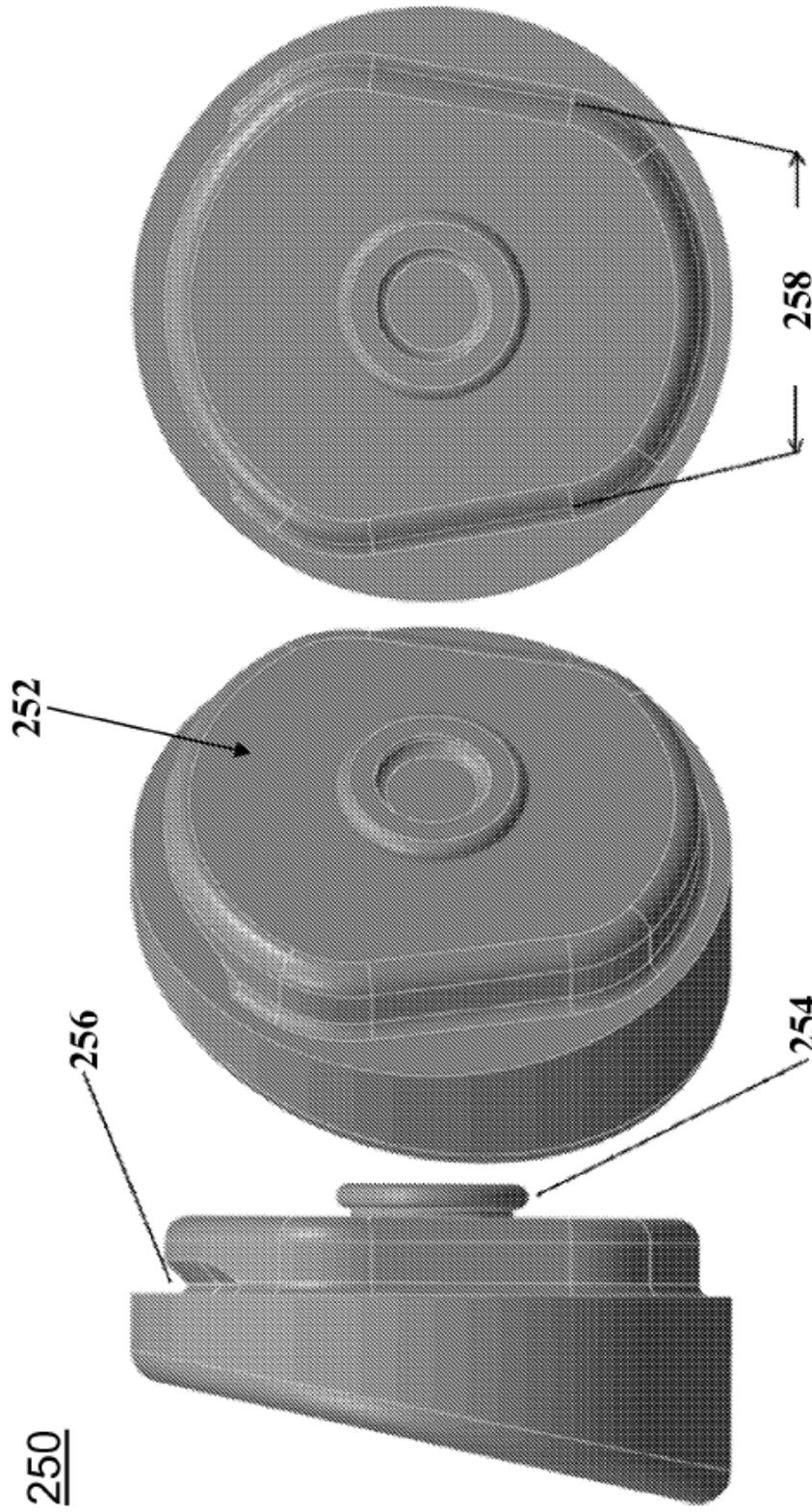


FIG. 5C

FIG. 5B

FIG. 5A

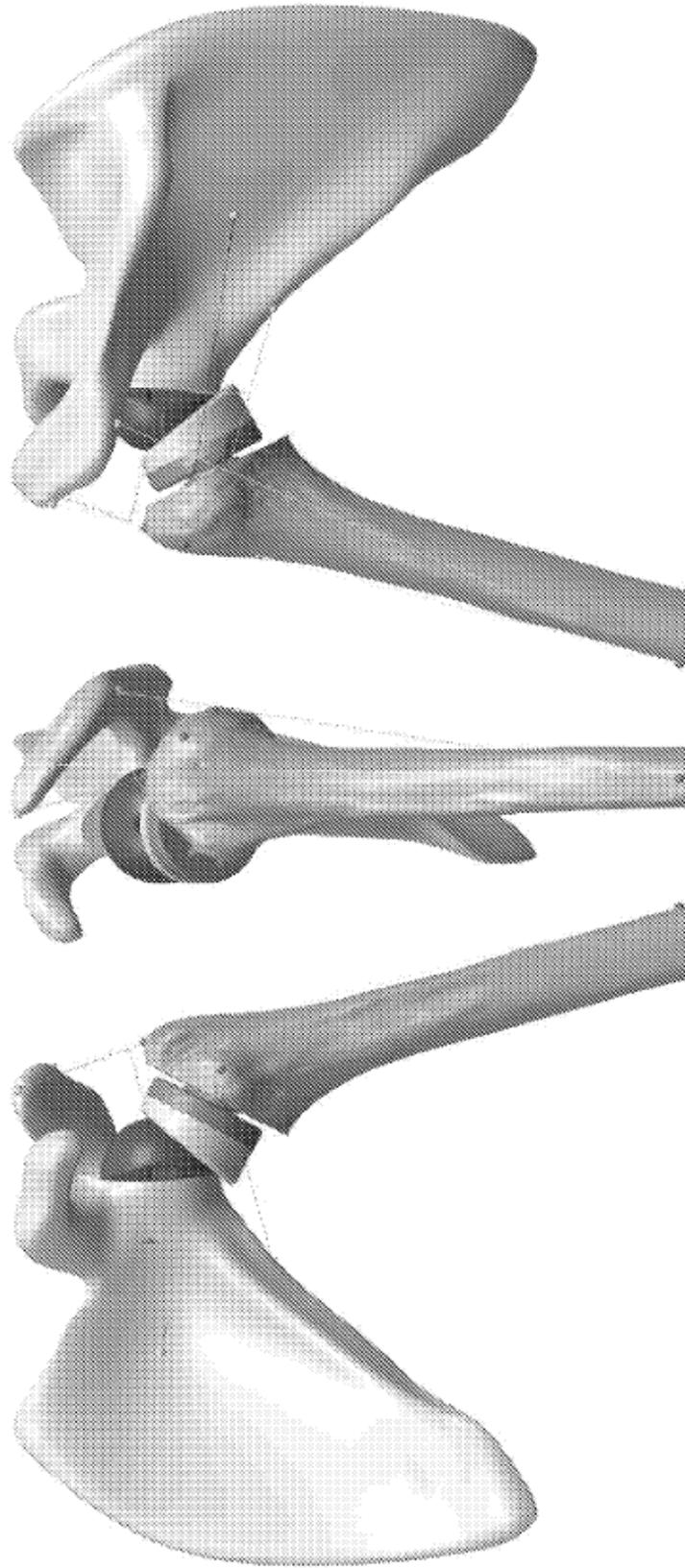
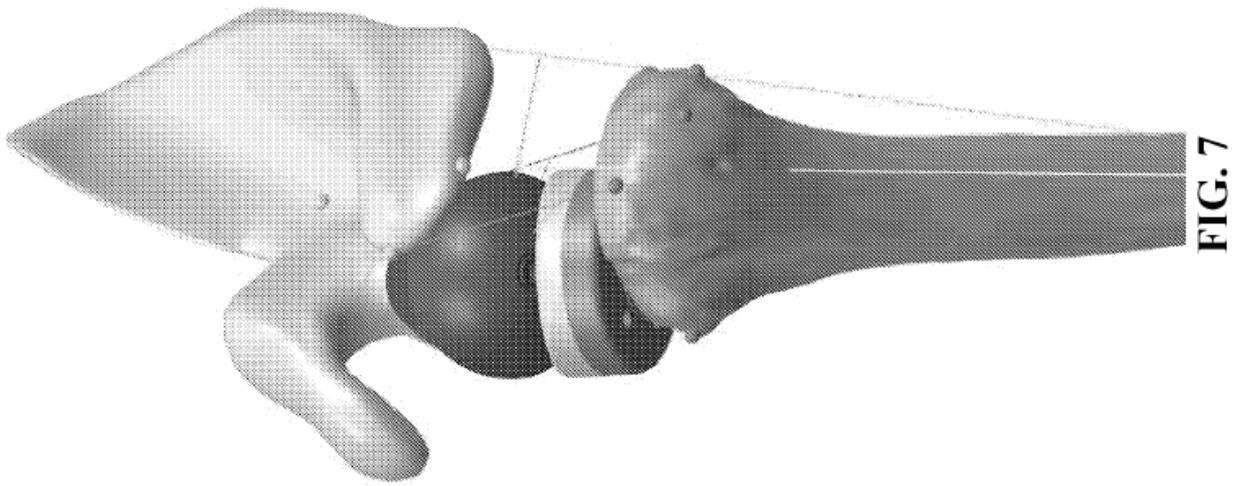


FIG. 6A FIG. 6B FIG. 6C



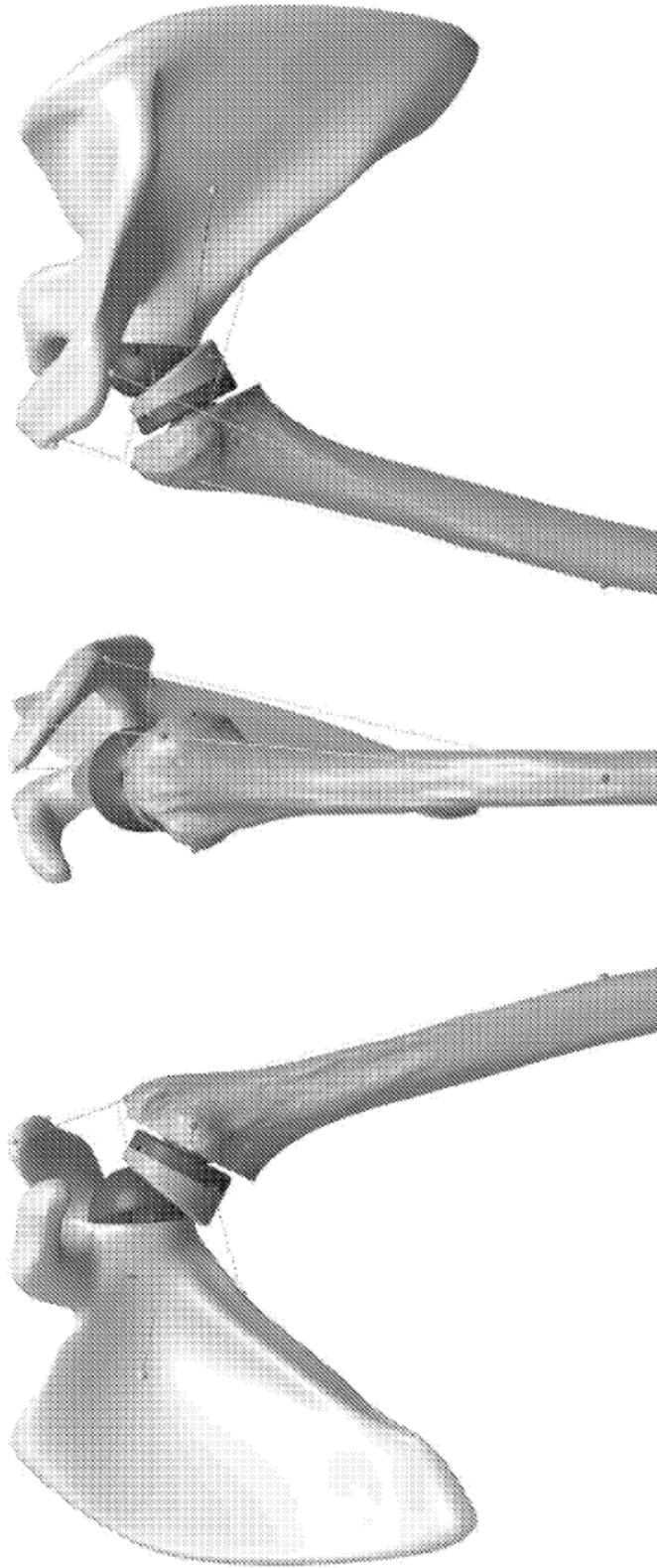


FIG. 8A FIG. 8B FIG. 8C

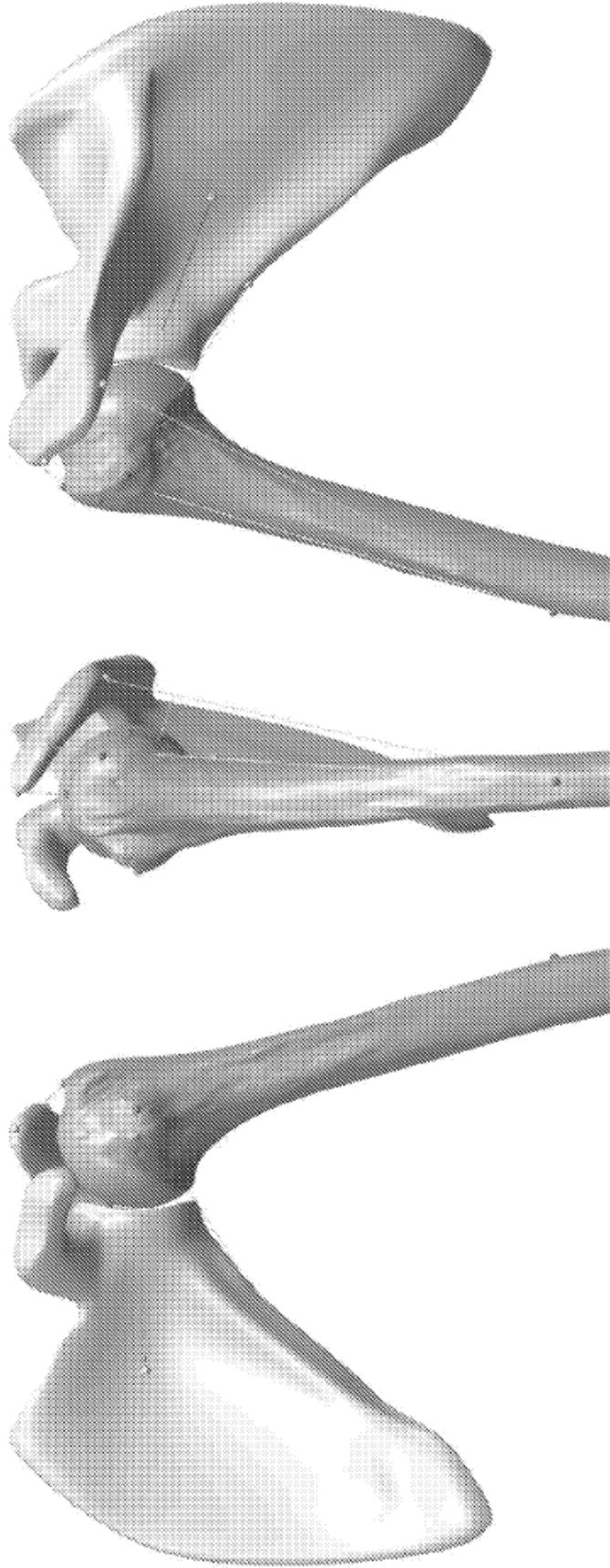


FIG. 9A FIG. 9B FIG. 9C

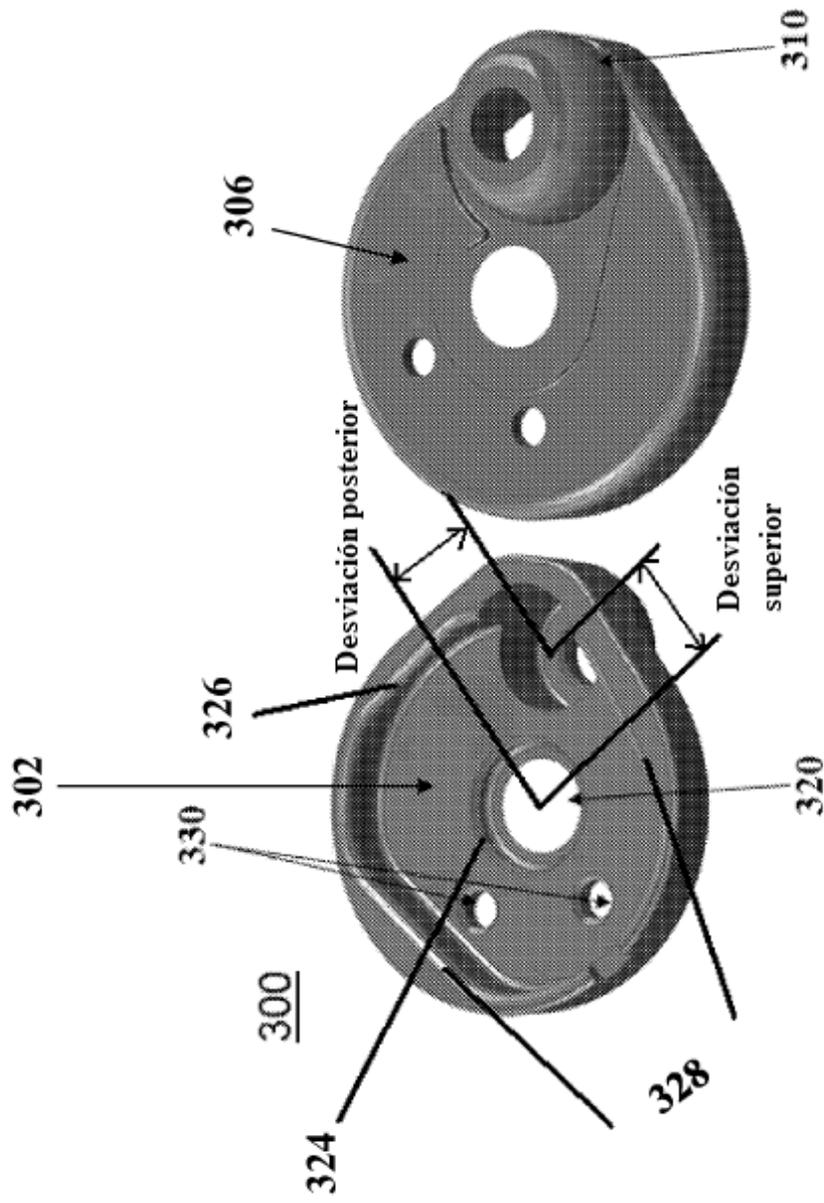
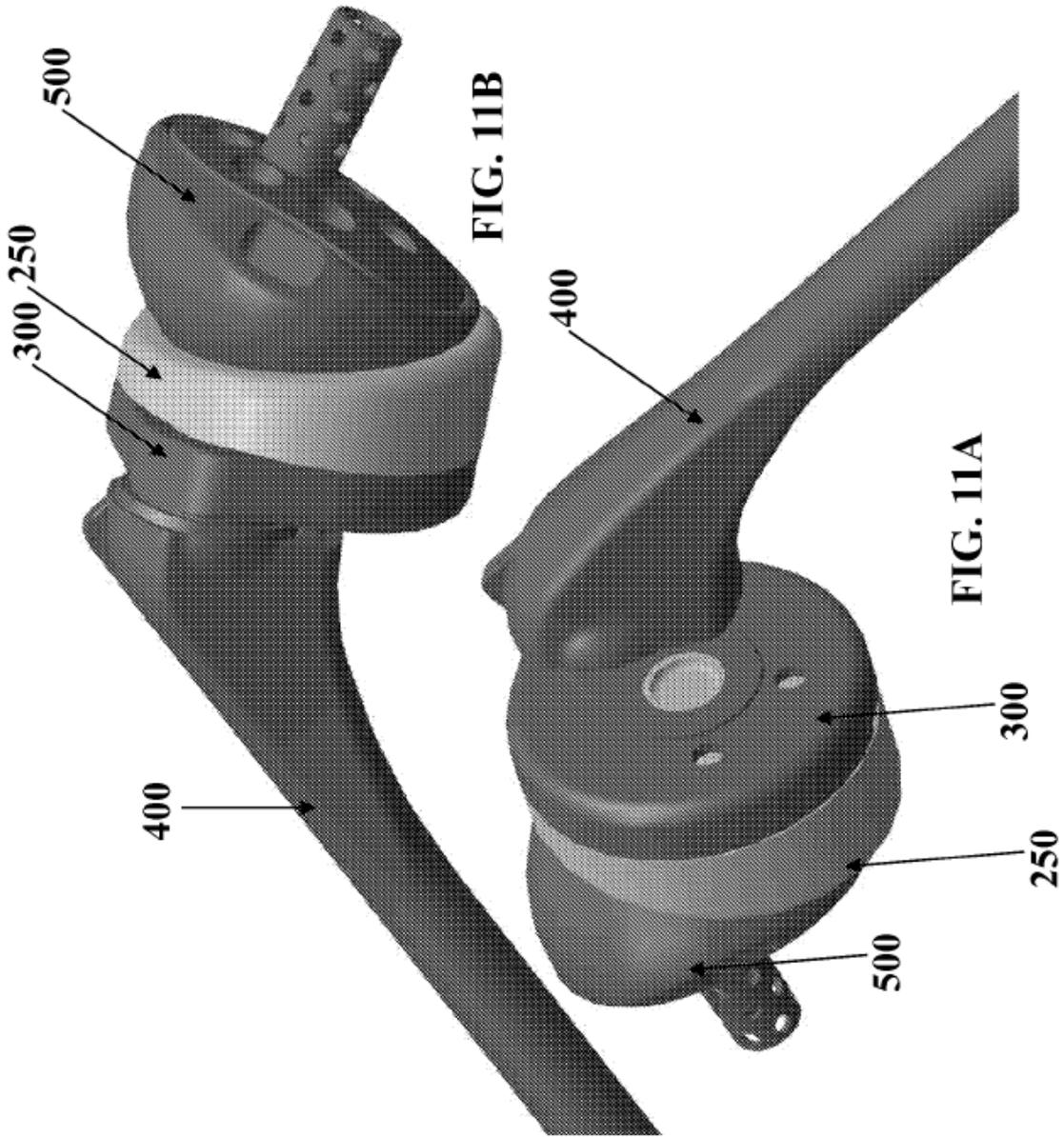


FIG. 10B

FIG. 10A



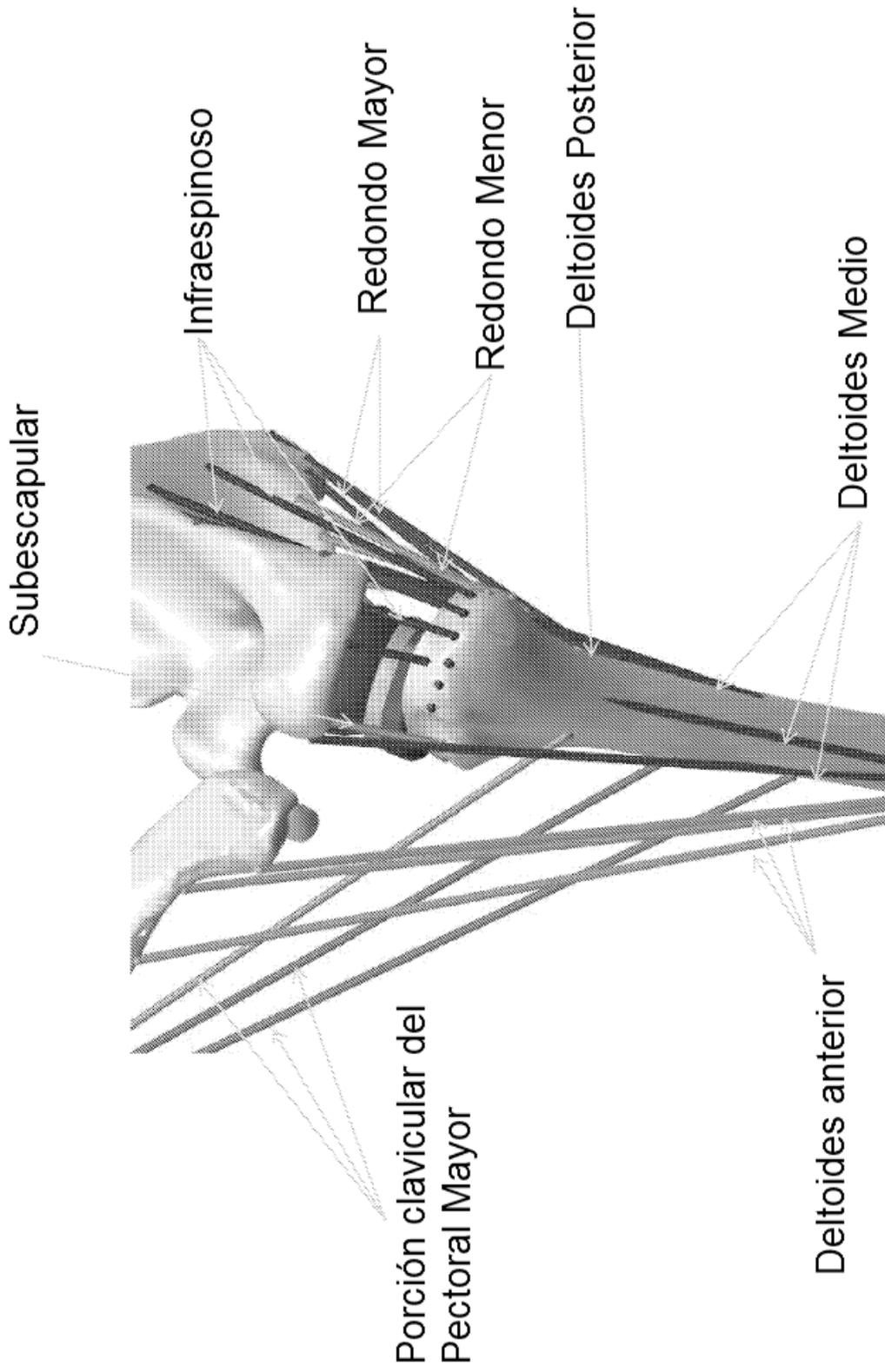


FIG. 12

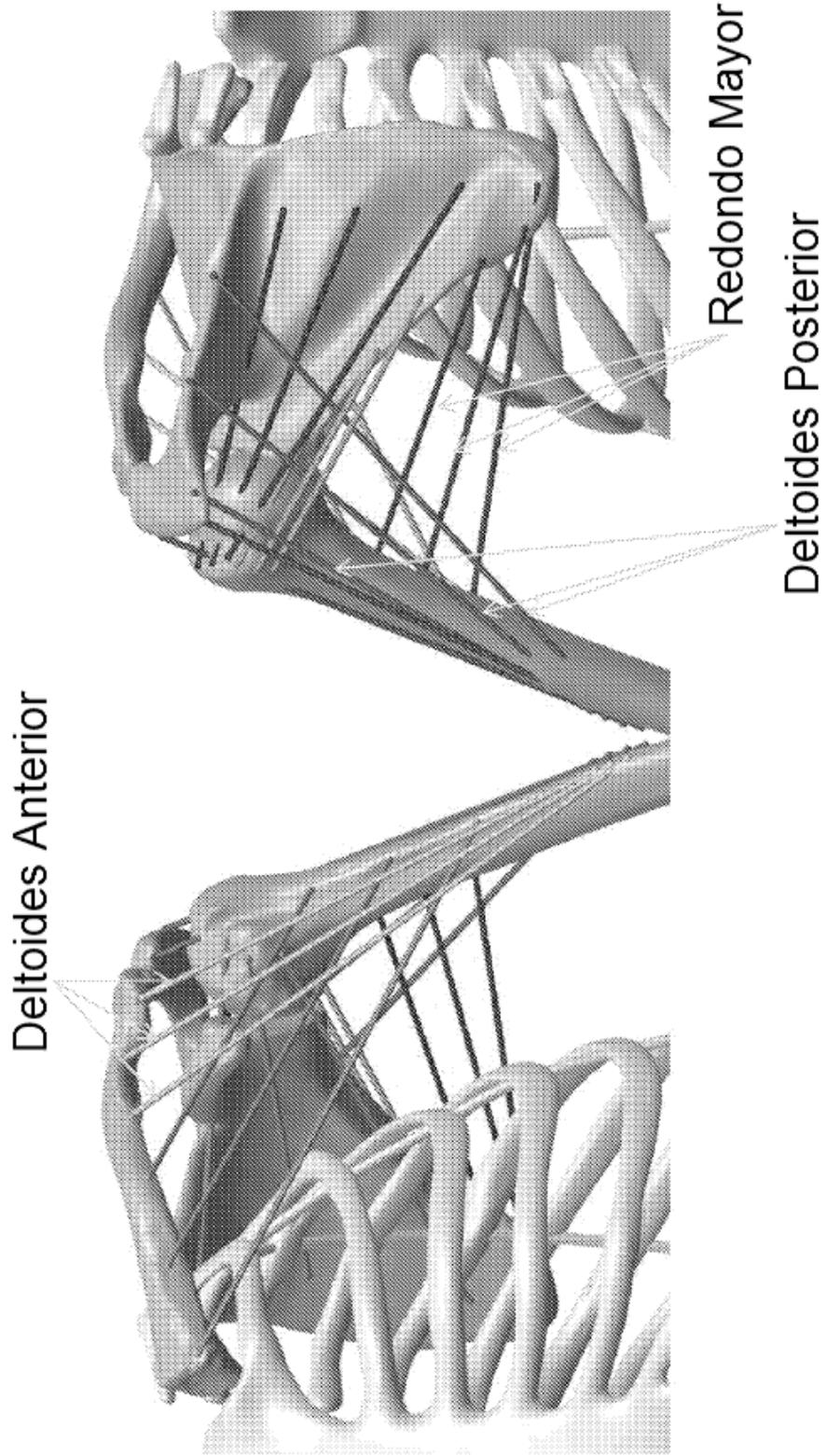


FIG. 13A

FIG. 13B

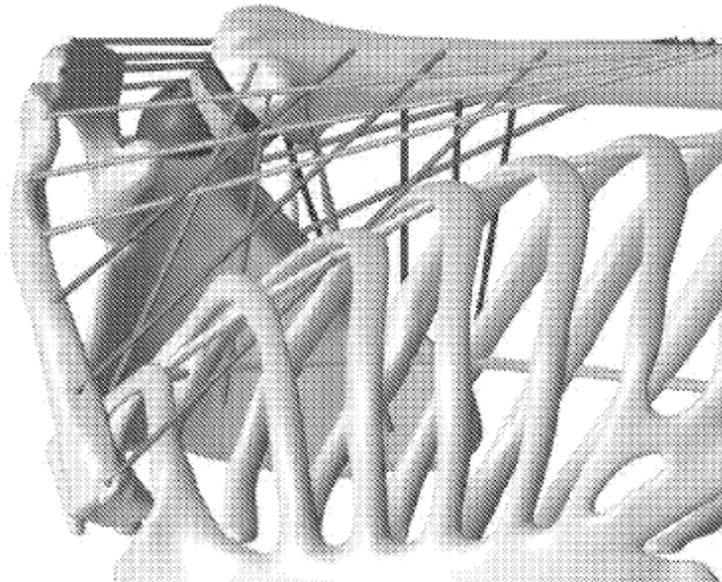
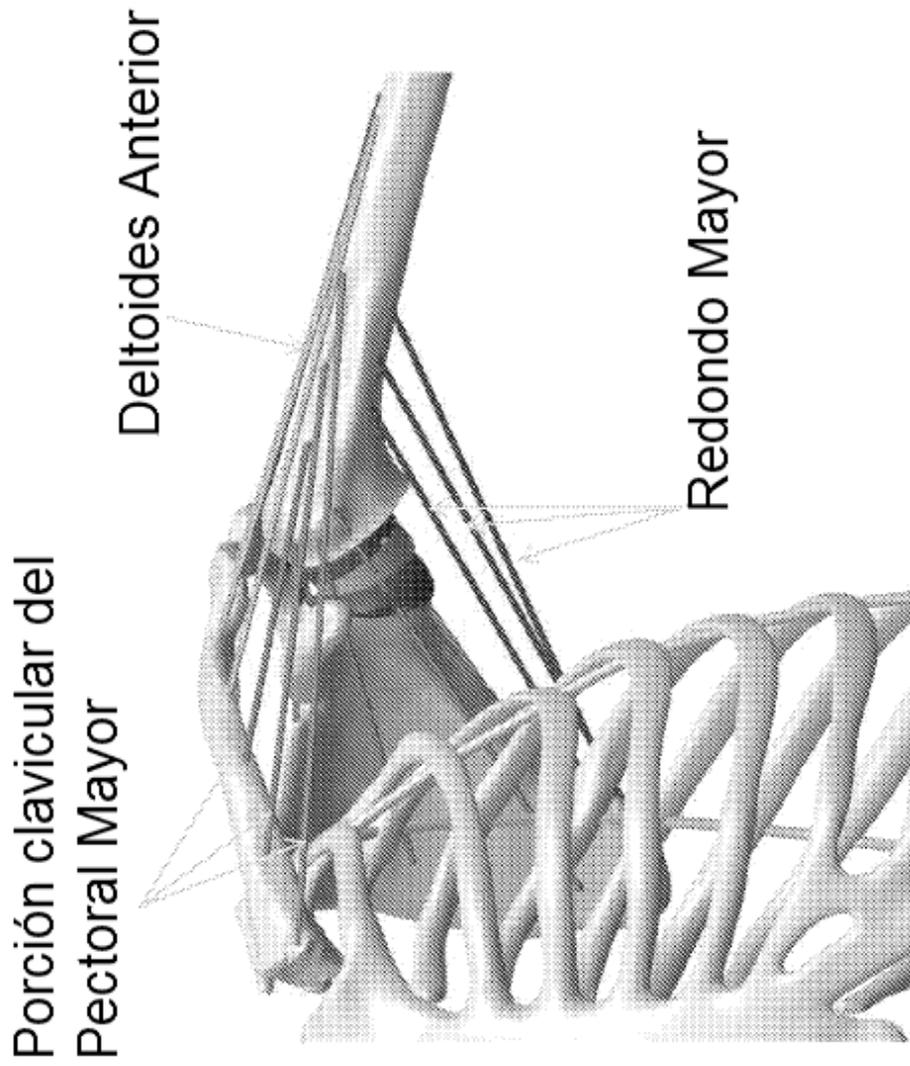


FIG. 14B

FIG. 14A

Deltoides Anterior

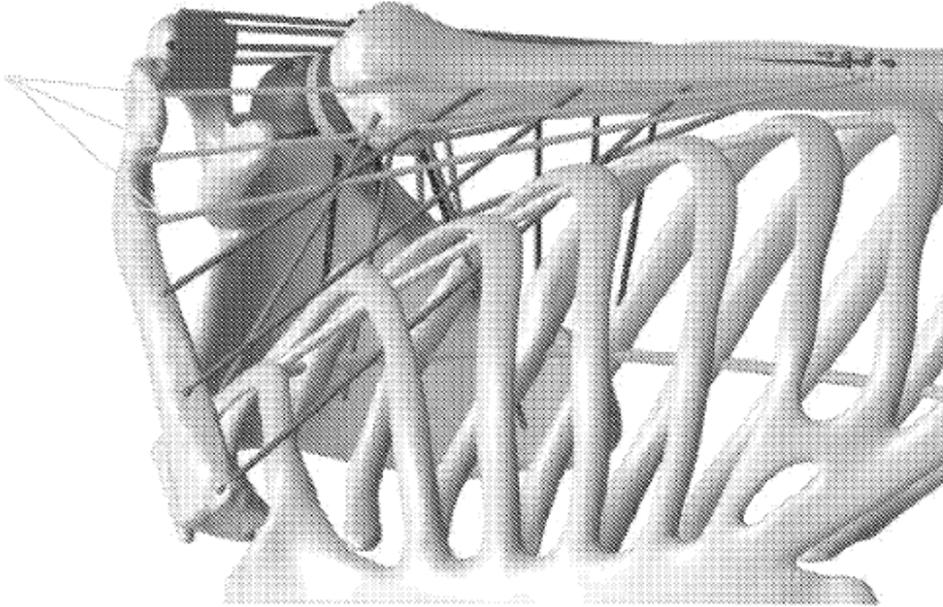


FIG. 15A

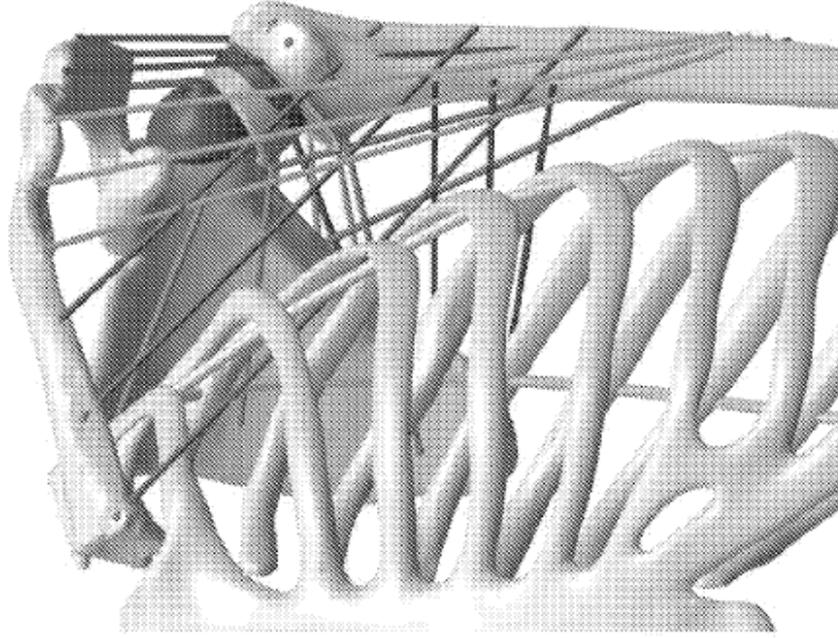


FIG. 15B

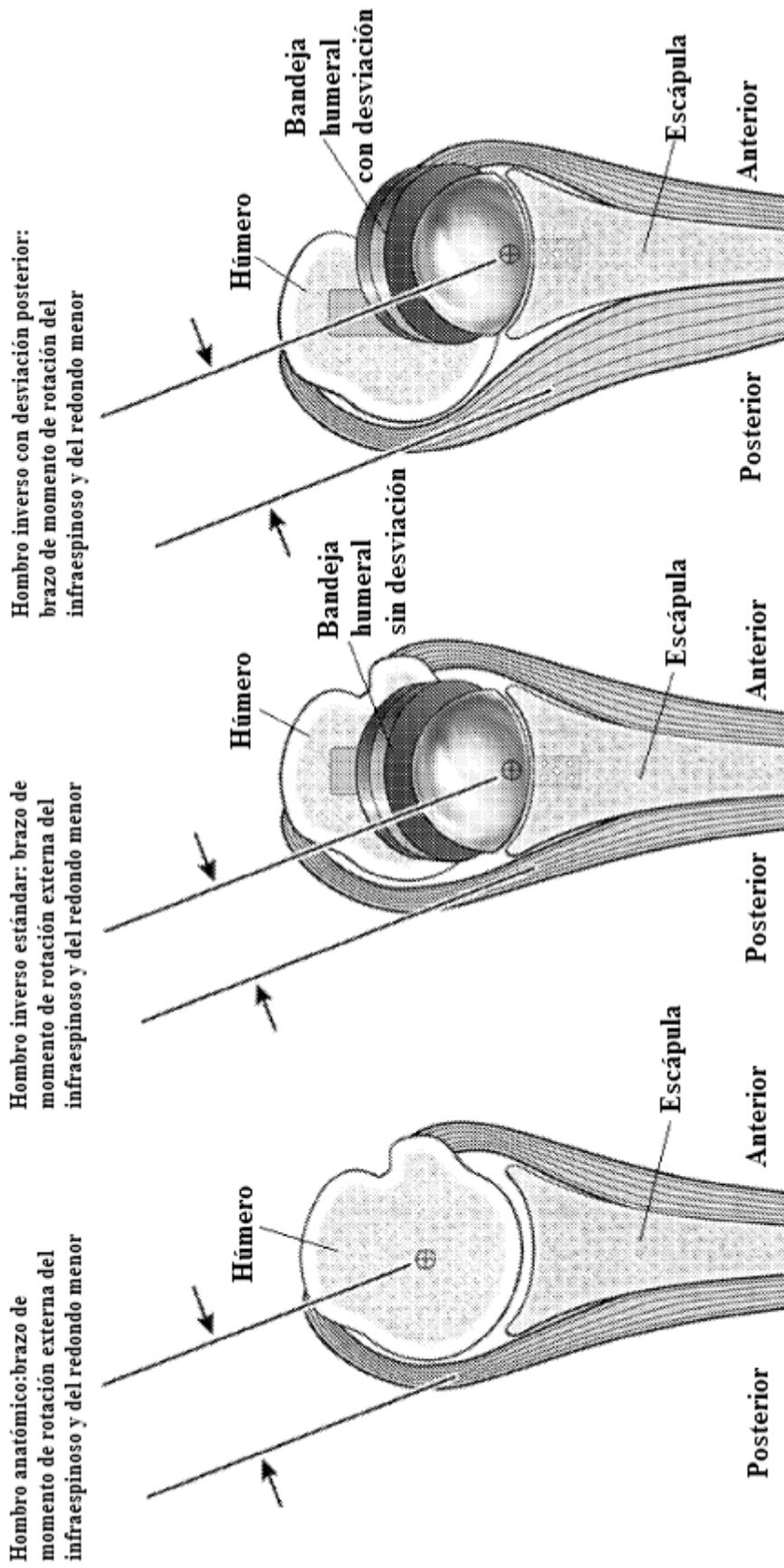


FIG. 16A

FIG. 16B

FIG. 16C

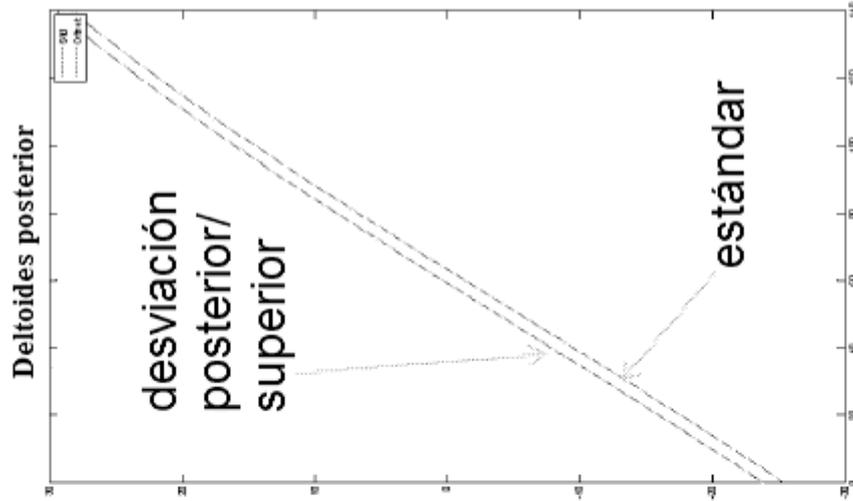


FIG. 17C

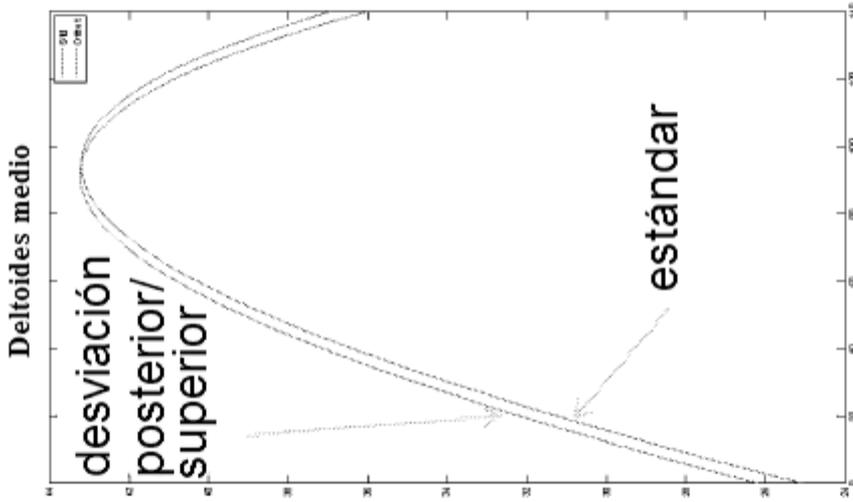


FIG. 17B

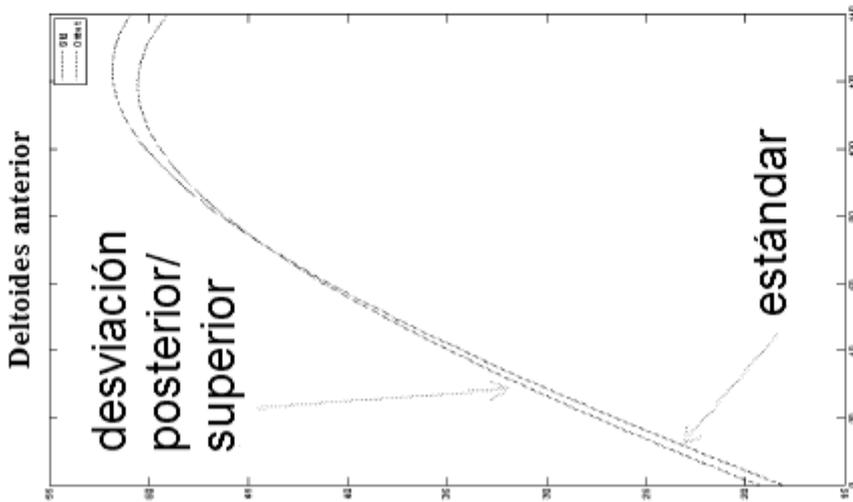


FIG. 17A

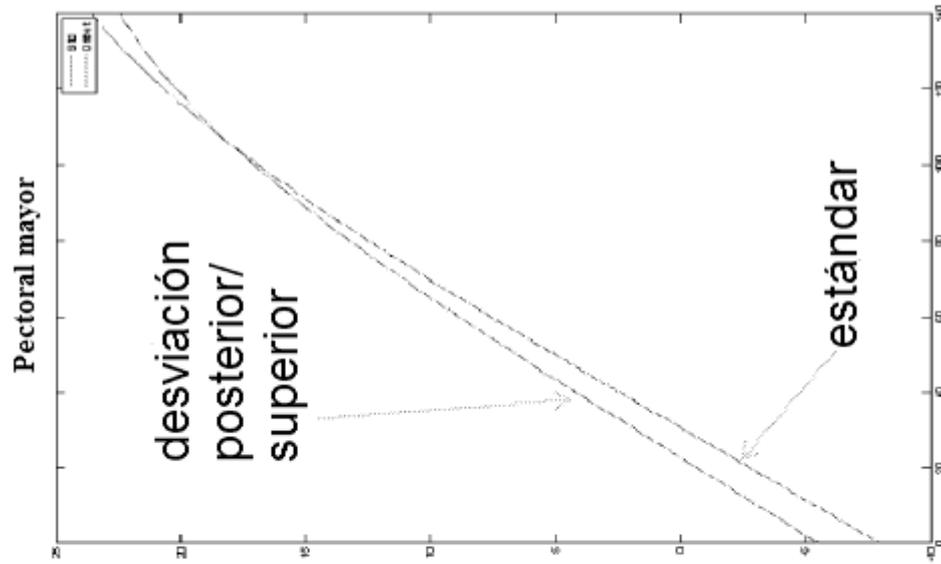


FIG. 18C

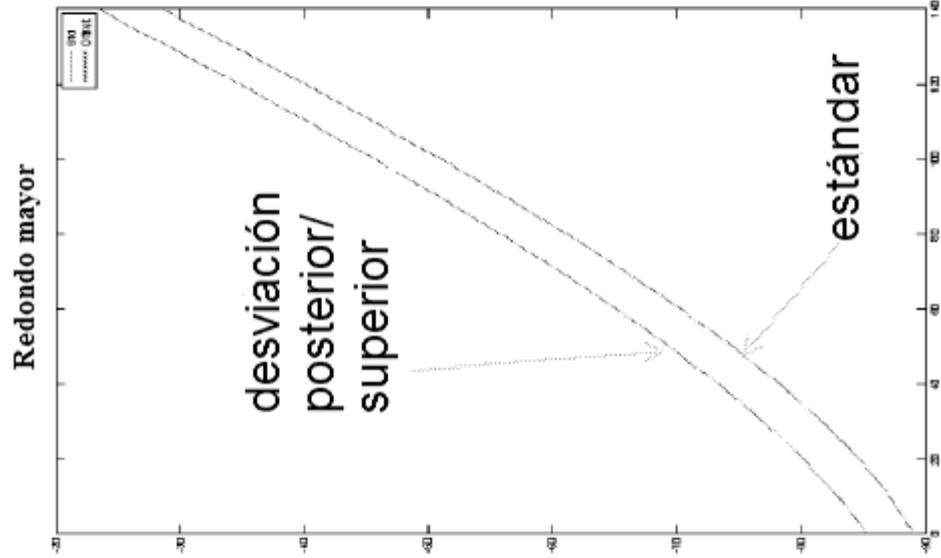


FIG. 18B

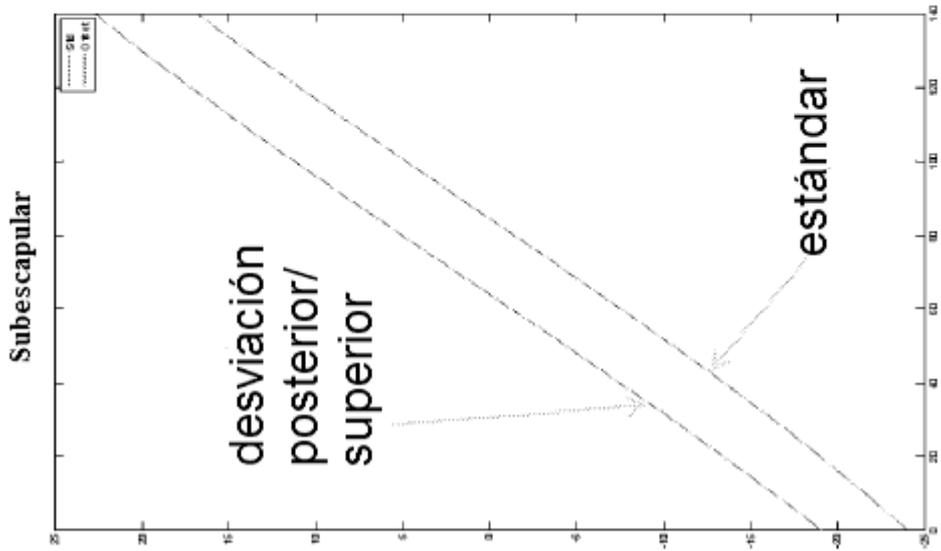


FIG. 18A

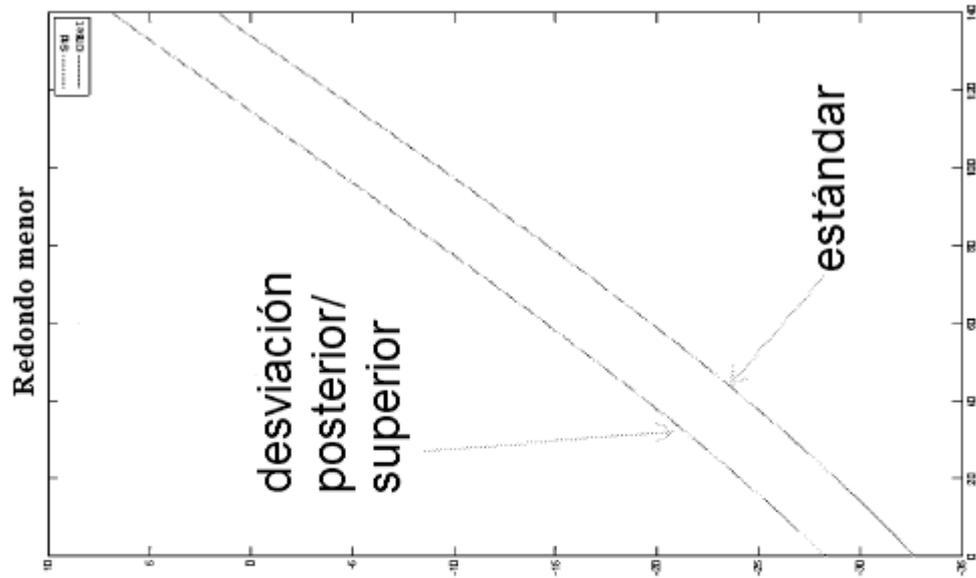


FIG. 19B

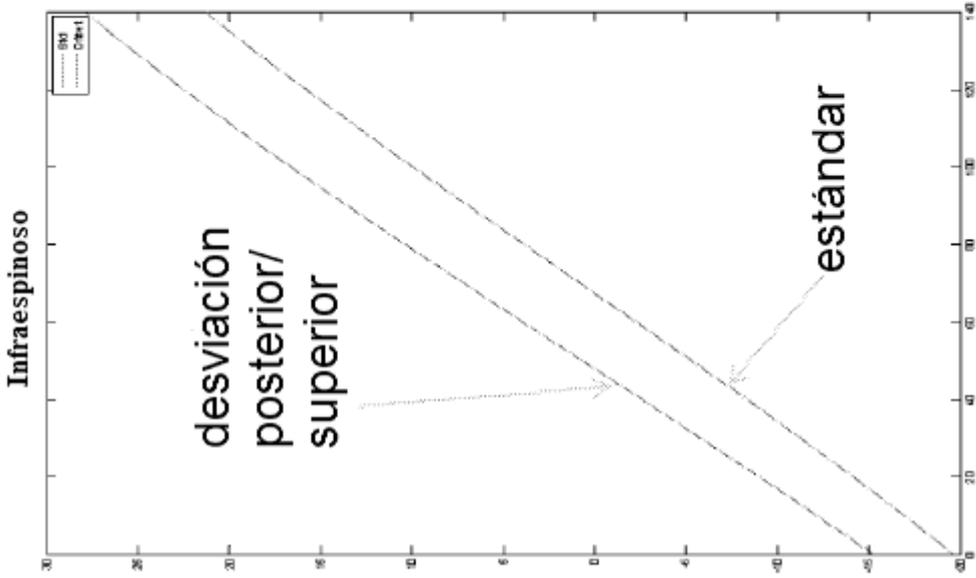


FIG. 19A

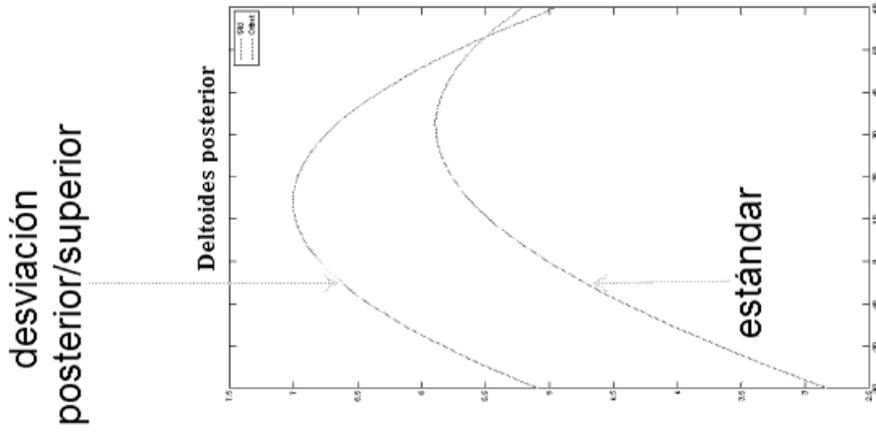


FIG. 20C

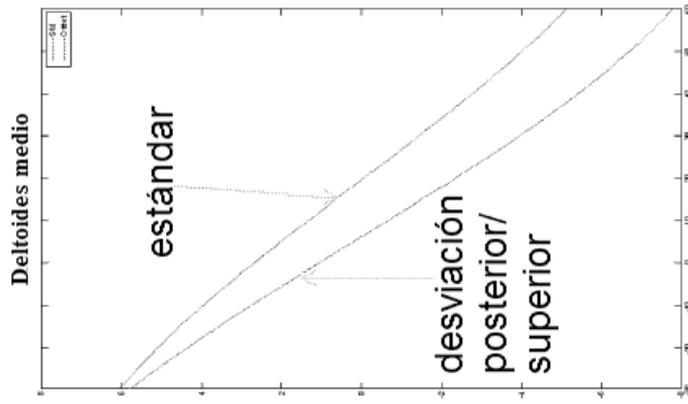
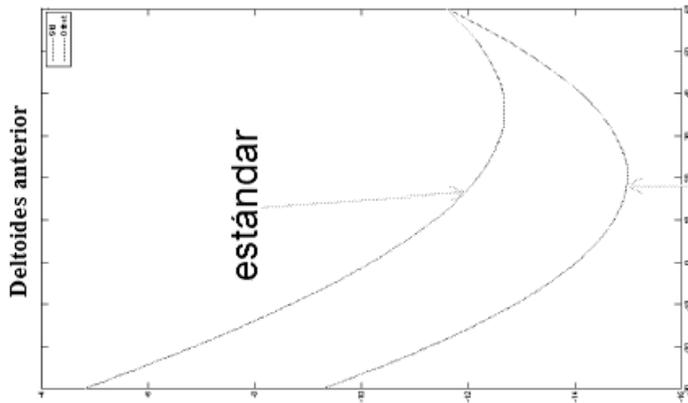


FIG. 20B



desviación posterior/superior
FIG. 20A

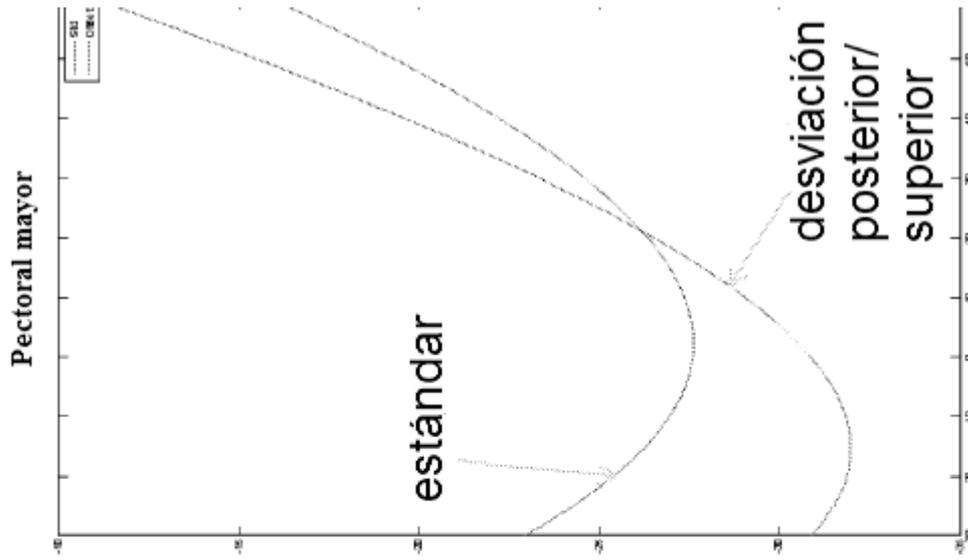


FIG. 21C

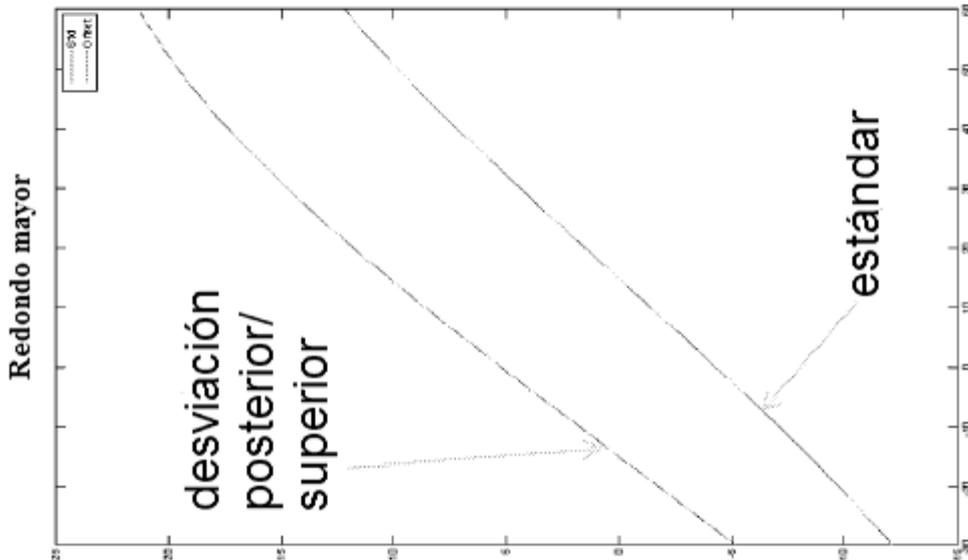


FIG. 21B

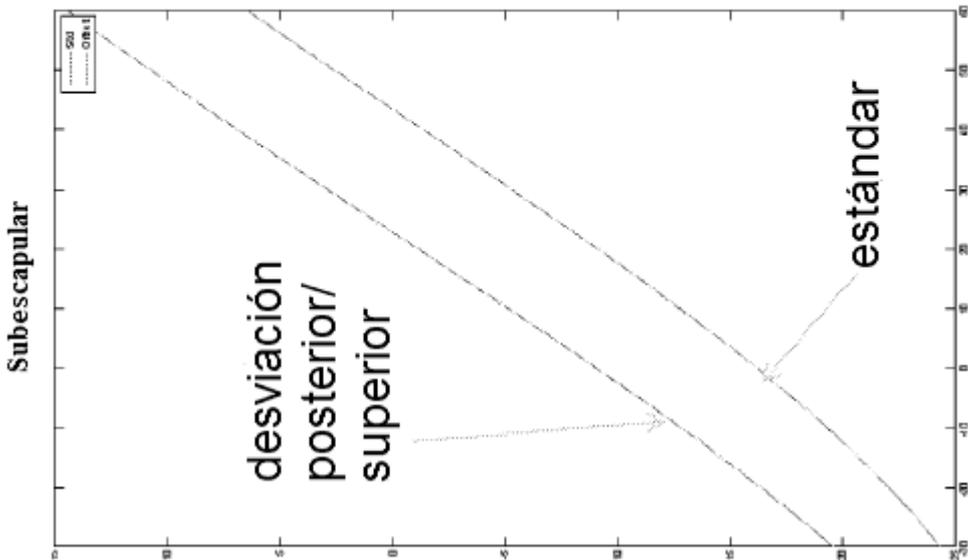


FIG. 21A

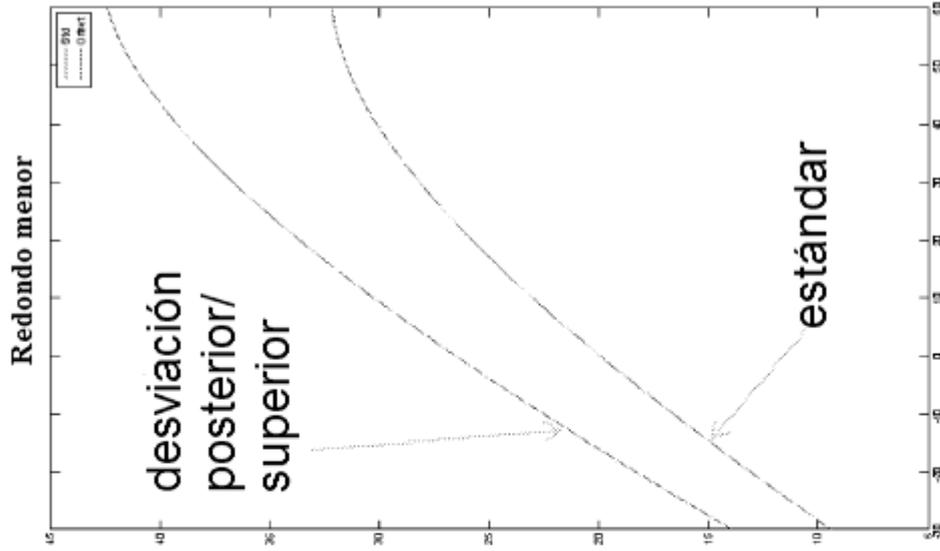


FIG. 22B

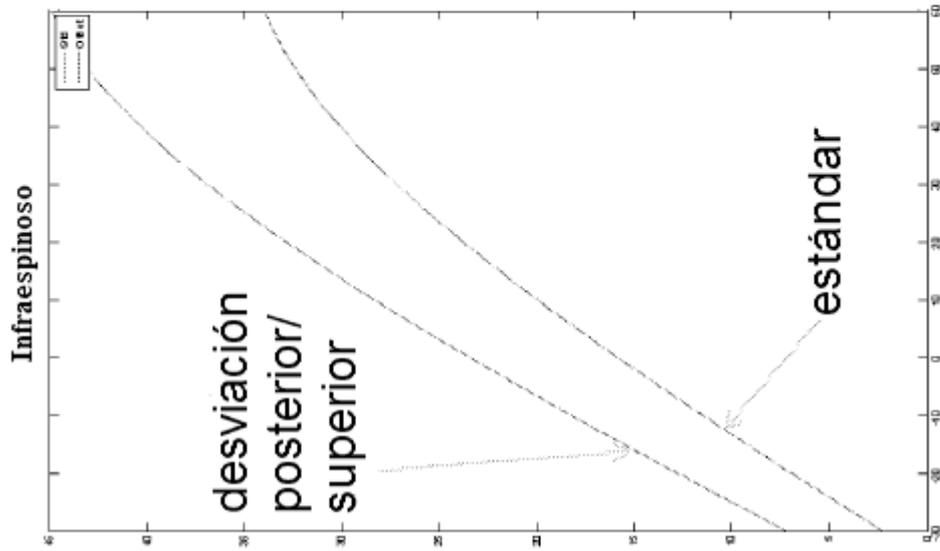


FIG. 22A