(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 651 151**

(51) Int. Cl.:
G06T 7/60 (2007.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.07.2012** **PCT/US2012/046497**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **07.02.2013** **WO13019379**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.07.2012** **E 12738338 (8)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.09.2017** **EP 2740102**

(54) Título: **Reconocimiento anatómico y análisis dimensional del volumen mamario para asistir en la cirugía de mama**

(30) Prioridad:

04.08.2011 US 201113136562

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
24.01.2018

(73) Titular/es:

ALLERGAN, INC. (100.0%)
2525 Dupont Drive
Irvine, CA 92612, US

(72) Inventor/es:

MORDAUNT, DAVID H. y
MAXWELL, G. PATRICK

(74) Agente/Representante:

FÚSTER OLAGUIBEL, Gustavo Nicolás

ES 2 651 151 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

Reconocimiento anatómico y análisis dimensional del volumen mamario para asistir en la cirugía de mama

CAMPO DE LA INVENCIÓN

La invención se refiere generalmente al diagnóstico médico y los métodos y sistemas para la toma de imágenes. En particular, la invención se refiere a dichos métodos y sistemas para asistir en la cirugía de mama.

ANTECEDENTES DE LA INVENCIÓN

En la mayoría de las especialidades médicas, se utilizan dispositivos para la toma de imágenes para un diagnóstico cuantitativo para ayudar a los médicos en el diagnóstico, desarrollo de plan operativo y análisis postoperatorio, ofreciendo mediciones precisas y la identificación de posibles complicaciones. En la cirugía de aumento de mama y reconstructiva, las principales herramientas de diagnóstico utilizadas con la cinta métrica, calibradores y cámara en tándem con el "talento artístico" del médico. Aunque exitosas, las tasas reoperativas para el aumento de mama han permanecido altas.
Siendo la cirugía de mama uno de los métodos quirúrgicos más comunes, y con la introducción de diferentes tipos de implantes mamarios, algunos de los cuales tienen forma anatómica, existe una alta probabilidad de tasas reoperativas continuadas, si no aumentadas. Sería beneficioso tener un sistema de diagnóstico que pueda medir de forma precisa los parámetros dimensionales críticos para identificar las posibles regiones de complicaciones, la identificación de las asimetrías del paciente, la evaluación del tamaño y la selección apropiados de los implantes mamarios y el desarrollo del plan operativo, y el análisis y la documentación postoperatorios. La presente invención aborda esta necesidad y avanza la técnica proporcionando nuevas técnicas para el reconocimiento automático de los puntos de referencia y características anatómicos. Está destinada a proporcionar mediciones consistentes y precisas entre estas ubicaciones, la determinación de los volúmenes mamarios y la identificación de asimetrías, de forma que se incorporen en un dispositivo para asistir en la cirugía de mama.

Los documentos "Unambiguous Analysis of Woman Breast Shape for Plastic Surgery Outcome Evaluation" de G.M. Farinelli et al, Proc. Eurographics Italian Chapter Conference, p. 255-261, 2006 y "Experimental methodology for digital breast shape analysis and objective surgical outcome evaluation" de G. Catanuto et al, Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery, Vol. 61, p. 314-318, 2008 describen métodos para medir parámetros mamarios a partir de representaciones en 3D.

RESUMEN DE LA INVENCIÓN

La presente invención proporciona nuevas técnicas para el reconocimiento automático de las características y puntos de referencia anatómicos a partir de una representación tridimensional (3D) de una parte superior de torso. Los diferentes sistemas, métodos, técnicas o módulos de esta invención permiten el análisis automatizado de la representación 3D de la parte superior frontal de torso (i) para reconocer características anatómicas clave, (ii) para orientar al sujeto con referencia a su anatomía o una presentación, (iii) para determinar el análisis dimensional incluyendo líneas directas punto a punto (lineales), líneas de superficie 3D, y valores de volumen, (iv) para simular el resultado con la implantación de implantes mamarios, (v) para asistir en la selección de los implantes mamarios, y/o (vi) para asistir en la planificación de la cirugía de mama. El análisis automatizado se basa en el análisis de los cambios en un mapa de contorno 3D de la parte superior de torso, el análisis de orientación de las características y planos 3D, el análisis de color de las características 3D, y/o el análisis dimensional de las características y posiciones 3D de la parte superior de torso.

En una realización, se proporciona un sistema para determinar el volumen mamario. Esto se consigue de forma automática a partir de una representación tridimensional (3D) de una parte superior de torso. Primero se reconoce una representación 3D de un pliegue mamario. El pliegue mamario se define como una curva no cerrada a lo largo de la superficie 3D de la representación 3D que define la parte inferior de la mama. Los parámetros 3D del pecho se reconocen a partir de la representación 3D, que se utilizan para determinar una pared parcial del pecho que pertenece al pliegue mamario reconocido o una pared torácica que incluye ambos lados del pecho (también denominado como pared completa del pecho). Ejemplos de parámetros de pecho 3D son al menos una línea axilar anterior correspondiente al lado del pliegue mamario reconocido (al menos dos líneas correspondientes al pliegue mamario izquierdo y derecho cuando se determina el volumen de ambas mamas), una línea media de la parte anterior de pecho o una combinación de las mismas.

La pared torácica parcial o completa se optimiza a las características de un modelo 3D de una pared torácica. El volumen mamario de la mama original mostrada en la representación 3D se determina a partir del pliegue mamario reconocido, la pared torácica parcial o completa y la superficie 3D integral de la representación 3D de la parte superior de torso. En el caso de determinar el volumen mamario de ambas mamas (por ejemplo, en una etapa de método), podría usarse la pared torácica completa.

Una representación 3D de la parte superior de torso podría modificarse añadiendo una mama resultante 3D a la superficie 3D de la pared torácica parcial o completa. La mama resultante 3D se define en el presente como la suma de un volumen de implante mamario 3D y el volumen mamario determinado originalmente multiplicado por un factor (por ejemplo, que varía entre 0,3 a 0,6). La mama 3D resultante se posiciona cerca o en la parte inferior del pliegue mamario correspondiente.

En otra realización, se proporciona un sistema para determinar las mediciones de la mama. De nuevo, esto se consigue de forma automática a partir de una representación tridimensional (3D) de una parte superior de torso. En un ejemplo del reconocimiento automático de las características 3D, se realiza un análisis de contorno al primer conjunto reconocido de características 3D y a las ubicaciones de la parte superior de torso de la representación 3D. El primer conjunto de características 3D se utiliza entonces para reconocer un segundo conjunto de características y ubicaciones 3D de la parte superior de torso. En el reconocimiento del segundo conjunto de características, podría usarse un análisis de contorno, un análisis relacional de las características, un análisis de color o un análisis dimensional, individualmente o en cualquier combinación.

Ejemplos del primer conjunto de características 3D y posiciones reconocidas se refieren a uno o ambos pezones, a una o más líneas axilares anteriores, el ombligo, una o más características faciales o el cuello, o cualquier combinación de los mismos. Como se indica en el presente, la representación 3D de la parte superior de torso podría ser también en color. La información en color es por ejemplo útil en el reconocimiento de la areola. Ejemplos del segundo conjunto de posiciones y características 3D reconocidas se refieren a la horquilla esternal, el esternón, una o más clavículas, uno o más parámetros de la pared torácica, una línea media de la parte superior de torso, un plano coronal, una o ambas areolas, una o más líneas de pliegue mamario, o una o más líneas axilares anteriores, o cualquier combinación de los mismos.

Usando al menos algunas de las ubicaciones y características 3D reconocidas, puede determinarse una pluralidad de mediciones de la superficie 3D relacionadas con la mama de forma automática. Por ejemplo, puede determinarse una pluralidad de distancias directas relacionadas con la mama punto a punto o la medición de superficie relacionada con la mama 3D.

Además, los planos y orientaciones con respecto a la parte superior de torso pueden determinarse de forma automática usando las características 3D reconocidas. Por ejemplo, la línea media de la parte superior de torso podría determinarse a partir de al menos una de las clavículas, la horquilla esternal, una o más de las líneas de pliegue mamario, el esternón o uno o más de los parámetros de la pared torácica. El plano coronal podría determinarse a partir de al menos una de las clavículas, la horquilla esternal, la línea media de parte superior de torso, una o más líneas axilares, una o más de las líneas de pliegue mamario, el esternón o uno o más de los parámetros de la pared torácica. En otras palabras, la línea media de la parte superior de torso o el plano coronal de la parte superior de torso podría definirse por al menos uno del segundo conjunto de ubicaciones y características 3D reconocidas.

Un ejemplo de una distancia relacionada con la mama punto a punto es un diámetro de la primera areola en paralelo con un plano transversal, donde el plano transversal se define como el plano ortogonal para el plano coronal y la línea media de la parte superior de torso. Otro ejemplo de una distancia relacionada con la mama punto a punto es un diámetro de la segunda areola en paralelo con el plano sagital medio, donde el plano sagital medio se define como el plano ortogonal para el plano coronal y los planos transversales.

La anchura de la base de mama es otro ejemplo más de una distancia relacionada con la mama punto a punto y se corresponde con un pliegue mamario de la mama izquierda o derecha de la parte superior de torso. En esta determinación, el pliegue mamario se reconoce automáticamente a partir de la representación 3D de la parte superior de torso. La anchura de la base de mama es la proyección del pliegue mamario sobre el plano coronal de la parte superior de torso. En una variación, la anchura de la base de mama podría determinarse también en la altura del límite superior de la areola de la mama izquierda o derecha de la parte superior de torso. La anchura de la base de la mama es entonces la proyección del pliegue mamario sobre el plano coronal de la parte superior de torso.

Otros ejemplos de distancias directas relacionadas con la mama punto a punto son, pero no están limitadas a, una distancia pezón a pezón, distancia de un pezón a la línea media del esternón, una distancia intermamaria, una anchura de la base de la mama, los diámetros de una o más areolas, una distancia desde el centro de la clavícula al pezón, una altura de la mama, o una línea de pliegue mamario a la posición proyectada del pezón sobre una distancia de la pared torácica, o una combinación de los mismos.

Un ejemplo de una medición de superficie relacionada con mama 3D es un pliegue mamario correspondiente a la mama izquierda o derecha de la parte superior de torso. El pliegue mamario (también denominado línea de pliegue mamario) se define como una curva no cerrada a lo largo de la superficie 3D de la representación 3D que define la parte inferior de la mama.

Otros ejemplos de mediciones de superficie relacionadas con mama 3D son, pero no están limitados a, una línea de superficie 3D de pezón a pliegue mamario, una línea de superficie 3D de horquilla esternal a pezón, una línea de superficie 3D de clavícula a pezón, o una línea de superficie 3D de centro de la clavícula a pezón, o una combinación de las mismas.

Otra medición que podría determinarse automáticamente a partir de las mediciones 3D y las características 3D es un tamaño de copa de mama. Primero se reconocerían líneas de pliegue mamario y las características 3D del pezón correspondientes a la mama izquierda y derecha de la parte superior de torso. Luego determinamos la longitud de una curva del busto en un plano del busto, donde el plano del busto divide en dos partes iguales los pezones reconocidos y es ortogonal al plano coronal. Se determina otra longitud que se refiere a la longitud de una curva de superficie interior. La curva de la superficie interior se define como una curva de superficie 3D a través de un plano inferior de las líneas de pliegue mamario, donde el plano inferior está aproximadamente en paralelo al plano transversal. El tamaño de copa de mama se basa en la diferencia entre la longitud de la curva del busto y la longitud de la curva de la superficie interior. Esta diferencia podría observarse en una tabla que lista la diferencia en relación con el tamaño de copa de mama.

En otra realización, se proporciona un sistema para orientar y mostrar una representación tridimensional (3D) de una parte superior de torso, que es útil para la consistencia y repetibilidad de las mediciones y el reconocimiento de la representación o representaciones 3D. De nuevo, esto se consigue de forma automática a partir de una representación tridimensional (3D) de una parte superior de torso. Primero, una pluralidad de ubicaciones y características 3D de la parte superior de torso a partir de la representación 3D de la parte superior de torso. Además, se define una línea media de la parte superior de torso mediante al menos una de las ubicaciones y características 3D reconocidas. Además, se define un plano coronal de la parte superior de torso mediante al menos dos de las ubicaciones y características 3D reconocidas. La representación 3D puede entonces girarse y mostrarse en una pantalla de forma que el plano coronal de la parte superior de torso coincida con el plano visto de la pantalla, y de forma que la línea media de la parte superior de torso esté en paralelo con el eje vertical de la pantalla.

En una realización relacionada con el análisis de asimetría, pueden reconocerse y mostrarse una o más líneas de bisección. Cada una de las líneas divide en dos partes iguales una característica anatómica o divide en dos partes iguales características anatómicas del mismo tipo (por ejemplo el pezón de la mama izquierda o derecha, la areola de la mama izquierda o derecha, o una o más líneas de pliegue mamario de la mama izquierda o derecha). Al menos una de las líneas de bisección puede utilizarse como una medida de la asimetría de la característica anatómica perteneciente a la mama izquierda y a la derecha. Un plano transversal puede definirse como el plano ortogonal para el plano coronal y para la línea media de la parte superior de torso, donde las líneas de bisección pueden entonces mostrarse en paralelo al plano transversal.

En otra realización, se proporciona un sistema para comparar visualmente representaciones tridimensionales (3D) diferentes del mismo parte superior de torso de forma automática. Para una primera representación 3D, se reconoce un primer conjunto y un segundo conjunto (como se ha descrito anteriormente) de ubicaciones y características 3D de la parte superior de torso. Luego, para una segunda representación 3D, se reconoce un primer conjunto y un segundo conjunto (como se ha descrito anteriormente) de ubicaciones y características 3D de la parte superior de torso. Dados estos análisis, la representación 3D primera y segunda se orientan una hacia la otra minimizando una o más de las diferencias en las orientaciones y posiciones 3D respectivas entre su primer y segundo conjunto respectivo de características reconocidas en las representaciones 3D correspondientes.

En aún otra realización, se proporciona un sistema para determinar una forma de mama tridimensional (3D) resultante de forma automática a partir de una representación 3D de una parte superior de torso. La determinación de una forma de mama 3D resultante se basa en los pliegues mamarios reconocidos, los parámetros 3D del pecho y la pared torácica optimizada (parcial o completa). Con estos parámetros y características, se añade una forma de la mama 3D resultante a la superficie 3D de la pared torácica optimizada. En este proceso, el límite inferior de la forma de la mama 3D se localiza cerca o en su línea de pliegue mamario respectiva. Además, la forma de la mama resultante se define mediante anchura, altura y parámetros de proyección. La altura se determina mediante una altura de la pared torácica o una línea del pliegue mamario, o una combinación de las mismas. La anchura es menor o igual a la anchura de la base de la mama. La proyección se determina mediante un volumen de la mama resultante de la mama 3D resultante. El volumen de la forma de mama 3D resultante se define como la suma de un volumen de implante de mama 3D y el volumen de la mama determinado originalmente a partir de la representación 3D multiplicado por un factor (que varía por ejemplo entre 0,3 a 0,6).

En un aspecto de esta realización, los pliegues mamarios podrían moverse en la dirección inferior, superior, lateral o medial a lo largo de la superficie de la forma de mama 3D resultante o en cualquier combinación de las direcciones. La forma de la mama 3D resultante se añade entonces a la superficie 3D de la pared torácica optimizada, por lo que el límite inferior de la forma del pecho 3D resultante está localizado cerca o en su línea de pliegue mamario respectiva, por lo que la línea de pliegue mamario está en la posición nueva y movida.

En aún otra realización, puede determinarse automáticamente a partir de la representación 3D una característica y posición resultante del pezón 3D sobre la mama 3D resultante. En general, la característica del pezón 3D resultantes se determina a partir de la característica del pezón 3D determinada originalmente y la posición en la representación 3D. Igual que la línea del pliegue mamario, la característica del pezón 3D resultante podría moverse en la dirección inferior, superior, lateral o medial a lo largo de la superficie de la forma de mama 3D resultante o en cualquier combinación de las direcciones. Además, podría determinarse automáticamente un color de la areola resultante y el límite 3D en la mama 3D resultante. En esta determinación, el límite de la areola 3D contiene la característica y posición resultantes del pezón 3D. Además, el límite de color de la areola 3D resultante podría determinarse a partir de un límite de la aureola 3D determinada originalmente y el color en la representación 3D. Igual que el pliegue mamario resultante y el pezón resultante, el límite de color de la areola 3D resultante podría moverse en la dirección inferior, superior, lateral o medial a lo largo de la superficie de la forma de mama 3D resultante o en cualquier combinación de las direcciones.

En aún otra realización, se proporciona una determinación automática del desplazamiento medial a lateral del pezón resultante sobre la forma de la mama resultante. En este ejemplo, las posiciones y características 3D de un pezón original, una línea media de la parte superior de torso, un plano coronal y un plano transversal se reconocen a partir de la representación 3D. Luego se determina un vector perpendicular a la pared torácica que divide en dos partes iguales la posición original del pezón, donde el vector está en el plano transversal. El desplazamiento medial a lateral del pezón resultante se define como la intersección de la forma de la mama resultante con el vector en el plano transversal.

En aún otra realización, se proporciona una determinación automática del desplazamiento inferior a superior del pezón resultante sobre la forma de la mama 3D resultante. En este ejemplo, las posición y características 3D del pezón original y la clavícula correspondiente al lado del pezón, una línea media de la parte superior de torso, un plano medio sagital a partir de la representación 3D. La distancia entre el pezón y la clavícula se determina en un plano paralelo al plano medio sagital. El desplazamiento inferior a superior del pezón resultante se define conservando la distancia entre el pezón y la clavícula en la superficie 3D de la forma de la mama 3D resultante dentro del plano paralelo al plano medio sagital.

El método para determinar el desplazamiento superior del pezón resultante sobre la forma de la mama 3D resultante puede variarse analizando las representaciones 3D en diferentes posturas. Por ejemplo, una segunda representación 3D de una parte superior de torso que representa la parte superior de torso con las manos elevadas sobre la cabeza comparada con la representación 3D original o primera que representa la parte superior de torso con las manos en la proximidad de las caderas. Para ambas representaciones 3D, se reconocen el pliegue o pliegues mamarios, los parámetros del pecho 3D, las características 3D de los pezones relativas a los parámetros del pecho a partir de sus representaciones 3D respectivas. El desplazamiento superior de pezón resultante se define como la diferencia entre las posiciones de pezón reconocidas en la representación 3D (primera u original) y en la segunda representación 3D.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

La presente invención junto con sus objetivos y ventajas se comprenderá leyendo la siguiente descripción en conjunto con los dibujos, en los cuales:

La FIG.1 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, una representación 3D de una parte superior de torso 100 (vista frontal).
La FIG. 2 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, una representación 3D de una parte superior de torso 200 (vista frontal-lateral).
La FIG.3 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, una representación 3D de un cuello 300 (vista frontal).
La FIG.4 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, una representación 3D de un rostro 400 (vista frontal).
La FIG. 5 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, una vista frontal 500 de la parte superior de torso que indica la línea media de torso 510.
La FIG. 6 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, una vista lateral 600 que indica la línea axilar 610.
La FIG.7 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, una representación 3D de una parte superior de torso en diferentes vistas (vista frontal 710, vista lateral 720 y vista inferior a superior 730).
La FIG.8 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, una representación 3D de una pared torácica virtual o determinada en diferentes vistas (vista frontal 810, vista lateral 820, y vista inferior a superior 830).
La FIG. 9 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, una vista frontal 900 con una línea de pared torácica que se utiliza como parámetros de la pared torácica.
La FIG. 10 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, vistas en el plano transversal de una

silueta de mama (mostrada en 1010) que se utiliza para calcular la longitud de una longitud de curva de busto (mostrada en 1020) y la longitud de una curva de superficie interior (mostrada en 1030).

La FIG. 11 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, vistas del plano frontal para determinar las asimetrías en, por ejemplo, las características 3D de los pezones (mostrados en 1110), la areola (mostrada en 1120) y los pliegues inframamarios (mostrados en 1130).

La FIG. 12 muestra, de acuerdo con una realización alternativa de la presente invención, vistas del plano transversal (1210 y 1220) para determinar las asimetrías en, por ejemplo, las características 3D de los pezones.

La FIG. 13 muestra, de acuerdo con una realización alternativa de la presente invención, vistas del plano transversal (1310 y 1320) para determinar las asimetrías en, por ejemplo, las características 3D de los pezones.

La FIG. 14 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, una representación 3D de una parte superior de torso en diferentes vistas con una forma de mama resultante simulada para las mamas izquierda y derecha (vista frontal 1410, vista lateral 1420 y vista inferior a superior 1430). Estas figuras pueden compararse con la representación 3D original antes de la simulación, como se muestra en la **FIG. 7.**

La FIG. 15 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, una vista de plano transversal 1500 de una posición de pezón resultante con desplazamiento en la dirección medial a lateral.

La FIG. 16 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, una vista lateral 1600 de presentaciones 3D 720 y 1420 superpuestas usadas para determinar una posición de pezón resultante con desplazamiento en la dirección interior a superior.

La FIG. 17 muestra, de acuerdo con una realización de la presente invención, vistas frontales 1710, 1720 usadas para determinar una posición de pezón resultante con desplazamiento en la dirección interior a superior.

La FIG. 18 muestra un ejemplo de un sistema 1800 de acuerdo con una realización de la presente invención.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

La invención es un sistema para analizar de forma automática una representación tridimensional (3D) de una parte superior de torso. La representación 3D es una representación del contorno 3D de la parte superior de torso, o su representación de contorno-color 4D asociada, que es la representación del contorno 3D con color fotográfico aplicado a éste. En el presente, la representación del contorno 3D o la representación de contorno-color 4D se denomina la representación 3D.

La representación 3D puede generarse con una variedad de técnicas y esta invención es independiente de los medios de generación y/o captura de la misma. La representación 3D de la parte superior de torso del paciente se obtiene preferiblemente con el paciente en una posición específica (y, preferiblemente, repetible). En un ejemplo, esta posición refleja al paciente posicionada con sus hombros en una dirección posterior, los omóplatos tan cerca como sea posible y sus brazos a los lados. Para mayor consistencia, sus manos pueden estar posicionadas sobre el lateral de sus muslos o sobre las asas asociadas con un dispositivo. Además, pueden incorporarse huellas de pies asociadas con el dispositivo para ubicar de forma preferencial los pies. Todos estos aspectos del posicionamiento ayudan en la orientación del paciente con respecto al dispositivo, y para proporcionar mediciones consistentes.

Los diferentes dispositivos, sistemas, métodos, técnicas o módulos de esta invención permiten el análisis automatizado de la representación 3D de la parte superior frontal de torso (i) para reconocer características anatómicas clave, (ii) para orientar al sujeto con referencia a su anatomía, (iii) para determinar el análisis dimensional incluyendo líneas directas punto a punto (lineales), líneas de superficie 3D, y valores de volumen, (iv) para simular el resultado con la implantación de implantes mamarios, (v) para asistir en la selección de dichos implantes mamarios, y/o (vi) para asistir en la planificación de la cirugía de mama.

RECONOCIMIENTO DE CARACTERÍSTICAS 3D

La etapa inicial es realizar un análisis del contorno 3D sobre la representación 3D de la parte superior de torso. En una realización, las ubicaciones y características 3D se reconocen automáticamente y se analizan a partir de los contornos y el grado de cambio de los contornos en la representación 3D (por ejemplo, 100, 200, 300, y 400 en las FIGS. 1-4 respectivamente). Con fines ilustrativos en esta solicitud, los ejemplos mostrados en las FIGS. 1-4 están en escala de grises donde las regiones en blanco no tienen, o tienen un mínimo grado de cambio, las regiones en gris tienen un grado de cambio reflejado por la escala de grises, y las regiones en negro son máximo o mínimo. Tal como una persona con una experiencia media en la técnica a la que se refiere esta invención comprenderá fácilmente, también podrían usarse mapas de contorno en color en vez de mapas de contorno en escala de grises. ejemplos de las ubicaciones y características 3D anatómicas que pueden reconocerse automáticamente son uno o ambos pezones (110, 112), el ombligo (120), las axilas (130, 132), una o más líneas axilares (también definidas como la parte lateral de la línea del pliegue mamario; véase 610 en la FIG. 6, que también muestra un brazo elevado 620), las líneas de pliegue mamario (140, 142), la horquilla esternal o la cabeza (150), una o más clavículas (160, 162), uno o más parámetros de la pared torácica (como se explicará más adelante), una línea media de la parte superior de torso (170, es decir, el esternón; véase también la línea esternal media 510 en la FIG. 5), un plano coronal (explicado más adelante), una o ambas areolas (180, 182), los músculos esternocleidomastoideos (190, 192), el cuello (210), los músculos trapecios (220, 310), características del rostro (por ejemplo la boca (410), los ángulos de los ojos (420, 422) los pliegues de los lados de la nariz (430, 432), la barbilla (440), o el pliegue de

barbilla (442)). Otras características no enumeradas en el presente también podrían reconocerse a partir de la representación 3D. Por tanto, la invención no está limitada a estas características reconocidas.

En otra realización, un primer conjunto de ubicaciones y características 3D se reconoce y analiza automáticamente a partir de los contornos y el grado de cambio de los contornos en la representación 3D. En particular, al menos una de las características 3D anatómicas prominentes que se reconocen son uno o ambos pezones, el ombligo, una o más características del rostro, el cuello, una o más líneas de pliegue mamario, una o más líneas axilares (anterior) o una combinación de las mismas. Una vez que se han reconocido al menos algunas de las características 3D del primer conjunto, otras características 3D (denominadas como el segundo conjunto) pueden reconocerse a partir de la representación 3D usando en un ejemplo al menos una o más de las características reconocidas del primer conjunto como una directriz. Ejemplos del segundo conjunto de ubicaciones y características 3D reconocidas se refieren a la horquilla esternal, una o más clavículas, uno o más parámetros de la pared torácica, una línea media de la parte superior de torso (es decir, el esternón), un plano coronal, un plano sagital, un plano transversal, una o ambas areolas, una o más líneas de pliegue mamario, una o más líneas axilares anteriores.

Los tres planos principales (coronal, sagital y transversal) a través de la parte superior de torso, y las direcciones inferior, superior, medial, lateral, anterior y posterior se definen de acuerdo con la nomenclatura anatómica, que se reconocen automáticamente. En la representación 3D, las características convexas 3D de la parte superior de torso podrían asociarse con las clavículas. El plano coronal podría definirse entonces mediante dos líneas, tales como: (i) una línea ajustada a través de las clavículas izquierda y derecha, y (ii) la línea media de la parte superior de torso (véase también más adelante). El plano transversal se define como el plano ortogonal al plano coronal y a la línea media de la parte superior de torso. El plano sagital restante es paralelo a la línea media de la parte superior de torso y ortogonal a los planos coronal y transversal.

Los aspectos de orientación de la parte superior de torso pueden definirse automáticamente, por ejemplo en una realización ejemplar, reconociendo las características anatómicas y comparando su ubicación con una referencia, como en la imagen ilustrada en las FIGS. **1-4.** Por ejemplo, si el ombligo define una característica que es inferior a la mayoría de las otras características, define la dirección inferior desde el centro de la representación 3D. Un enfoque alternativo es transformar el cuadro de cámara de la representación 3D de referencia en un cuadro de referencia determinado en la calibración del sistema o en el punto de diseño, que no es exactamente el cuadro anatómico de referencia. A efectos de esta invención, la dirección inferior-superior se define dentro del plano coronal paralelo a la línea media de la parte superior de torso y tiene direccionalidad desde el ombligo a los pezones a la horquilla esternal y el cuello. Medial a lateral se define dentro del plano coronal y es perpendicular a la línea media de la parte superior de torso y tiene direccionalidad desde la línea media a los pezones a las axilas. Posterior a anterior se define dentro del plano transversal y es perpendicular a la línea media de la parte superior de torso y tiene direccionalidad desde la horquilla esternal a los pezones.
En general, el grado de cambio en los contornos puede calcularse a partir de la representación 3D para cada punto como la diferencia en x, y, z en coordenadas cercanas o sus equivalentes. Normalmente, para la parte superior frontal de torso, esto resulta en dos máximos locales prominentes y cuatro mínimos locales prominentes. Donde sea usual, estos máximos se reconocen como los pezones. El ombligo, horquilla esternal y las axilas se reconocen como los mínimos. Puede utilizarse un conjunto de criterios detallados para reconocer las características 3D.

Por ejemplo, un pezón puede reconocerse en el análisis de grado de cambio del contorno 3D como un máximo local, con el grado de cambio grande en todas las direcciones radiales con los centros como los máximos sobre una región pequeña de aproximadamente 8 a 15 mm de diámetro. Para la parte superior de torso, los pezones normalmente son dos regiones con el grado de cambio mayor en contornos que son máximos. Los dos pezones se reconocen y se separan a una distancia aproximadamente igual o mayor que 15 cm. Pueden usarse Otros criterios para confirmar adicionalmente el reconocimiento de los pezones, como confirmar que descansan dentro de una región que tiene un color más oscuro que el color medio de la piel en la representación 3D.

El ombligo se reconoce en el análisis del grado de cambio del contorno 3D como que tiene un mínimo local, con un grado de cambio grande en todas las direcciones radiales con los centros como el mínimo desde este centro sobre una región pequeña de aproximadamente una región oval o circular con eje mayor y menor que varía desde aproximadamente 10 mm a 30 mm respectivamente. Para la parte superior de torso, el ombligo es normalmente la región con el mayor grado de cambio en contornos, que es un mínimo.

El rostro tiene muchas características 3D presentes, como la barbilla, los labios, nariz y ojos, que pueden ser reconocidas como máximos prominentes cuando se miran con el análisis del grado de cambio del contorno (véanse las FIGs. **3-4).** Incluso si solo la parte inferior del rostro se incluye en la representación 3D, es inconfundible porque la forma de la superficie general es oval hasta la barbilla y hay muchas características prominentes que son máximos y regiones de convexidad en proximidad cercana unas a las otras. La línea de la cresta de la barbilla que define la línea de la mandíbula es inconfundible. En general, el rostro puede reconocerse con la barbilla y el cuello definiendo la parte superior del torso.

El cuello se reconoce en la representación 3D como siendo la región más estrecha del torso, es decir, la distancia más corta entre los dos límites (véanse las FIGs. **1-4).** Un criterio adicional que puede utilizarse para diferenciar el cuello de la superficie de los brazos y piernas es que el cuello está en cercana proximidad a la barbilla. Además, el cuello tiene características 3D inconfundibles cuando se mira con el análisis del grado de cambio del contorno. La barbilla define una cresta de convexidad (línea de máximos). El músculo esternocleidomastoideo define dos crestas convexas prominentes sobre la superficie del cuello, definiendo el triángulo anterior del cuello que rodea un mínimo local y la región de concavidad que define la horquilla esternal. Lateral a los lados del triángulo anterior del cuello están las estructuras cóncavas de triángulos que también están presentes en el análisis del grado de cambio del contorno. Estas son características anatómicas de los músculos trapecios y que están vinculados inferiormente por las crestas convexas de las clavículas. La ubicación de la horquilla esternal podría ajustarse o refinarse como la bisección de esta línea media y una curva ajustada a las crestas convexas laterales al cuello asociadas con la geometría de la clavícula, como se muestra en las FIGs. 1 y 5. Además, la horquilla esternal es el mínimo local en una dirección posterior más cercana a las intersecciones de las curvas ajustadas de la línea media y la clavícula. En la representación 3D se reconoce una línea de pliegue mamario individual. La línea de pliegue mamario es la línea de transición entre la mama convexa y las regiones cóncavas adyacentes a la mama. Las líneas del pliegue mamario pueden refinarse adicionalmente con el conocimiento de las ubicaciones de los pezones. La región de búsqueda podría entonces restringirse a las distancias radiales desde el pezón de aproximadamente 3 a 15 cm en vez de todo la parte superior de torso. En una realización ejemplar y con el fin de realizar un análisis adicional de esta invención, la línea del pliegue mamario se define como una curva no cerrada a lo largo de la superficie 3D de la representación 3D que define la parte inferior de la mama.

Las axilas se determinan con el conocimiento de características 3D adicionales, como las líneas del pliegue mamario y la orientación de la parte superior de torso. En un ejemplo, una axila podría encontrarse como el mínimo local superior y lateral al límite lateral de la línea del pliegue mamario. La areola podría determinarse usando la información del límite de color y la ubicación del pezón reconocido en la representación 3D.

La línea media del torso inferior es también visible en el análisis del grado de cambio del contorno, sin embargo, debe tenerse en cuenta que nuestro análisis produce la línea media de la parte superior de torso; como tal, la línea media del torso inferior y la posición del ombligo pueden no corresponderse con la línea apropiada. Para determinar la línea media de la parte superior de torso, examinamos al menos dos regiones: la región medial entre los pliegues mamarios superior a la altura de los pezones y la región medial del cuello y más específicamente el triángulo anterior del cuello, como se muestra en las FIGs. 1-3 y en la **FIG.** 5 (indicada por puntos negros). En la región medial superior a la altura de los pezones entre las líneas superiores del pliegue mamario, los datos a partir de las líneas de pliegue y el contorno local se revisan para determinar el plano del sistema entre los lados izquierdo y derecho de la pared torácica. Igualmente para la región medial del cuello con las características convexas izquierda y derecha inferiores asociadas con los músculos esternocleidomastoideos. La línea media de la parte superior de torso se determina ajustando la línea a través del centro de estos puntos.

PARED TORÁCICA VIRTUAL

La invención incluye construir una pared torácica virtual (donde el envolvente del tejido blando puede incluirse o excluirse) y restar la superficie del contorno 3D del paciente. Una suposición clave en este método es que el tejido mamario (incluyendo el parénquima y el envolvente del tejido blando) se posiciona sobre la parte anterior de pared torácica. En una realización ejemplar, la pared torácica bajo las mamas puede describirse aproximadamente mediante las siguientes características y análisis anatómicos.
La línea del pliegue mamario que determina el límite del tejido mamario, como se ilustra en las FIGs. **1-2.** El pecho cercano a los pliegues mamarios es aproximadamente una línea curva que rodea la mama y se determina donde la distancia es de aproximadamente 1 cm radialmente más allá de la línea del pliegue mamario;
La curvatura medial de la pared torácica en el plano sagital que se define mediante la curvatura del esternón a lo largo de la línea media de la parte superior de torso;
Las líneas del pliegue mamario para diestro y siniestro definen las líneas laterales respectivas de la curvatura de la pared torácica (también denominadas líneas axilares); y
Para compensar la presencia del músculo pectoral, la línea horizontal del surco axilar se obtiene desde justo la parte inferior de la axila y divide en dos partes iguales la línea del pliegue mamario hasta la línea media de la parte superior de torso. Esta línea tampoco tiene que ser una línea horizontal, siempre que conecte con la línea axilar anterior y puede tomar una ruta más curvada hacia la línea esternal media.

Las Figs. 810, 820 y 830 muestran ejemplos de la pared torácica virtual en los diferentes planos de la vista, que se define con estas líneas de curvatura y pueden crearse utilizando una interpolación o ajuste de nervadura a una forma funcional (por ejemplo, un modelo de una pared torácica, como se muestra por ejemplo en las FIGs. 710, 720 y 730) o una combinación de ambas técnicas.

Para mejorar la precisión anatómica y la continuidad entre la pared del pecho virtual con la pared del pecho expuesta, otro procedimiento para el uso de la interpolación de nervadura es tener más de una curva (910, 920, 930)

abarcando el tejido mamario, como se muestra en la FIG. **9.** Estas líneas de curvatura a lo largo de la pared del pecho contienen información relacionada con la pared del pecho y se denominan parámetros de la pared del pecho.

MEDICIONES

El reconocimiento de características de la representación 3D permite calcular adicionalmente de forma automática las distancias punto a punto directas relacionadas con la mama, las mediciones de la superficie 3D (líneas 3D), que son útiles para ayudar a la toma de imágenes de la mama, a los análisis y tamaño de los implantes mamarios, los análisis de asimetrías y la planificación de la cirugía de mama. La siguiente es una descripción de dichas mediciones y cómo se determinan automáticamente (puede hacerse referencia a estas mediciones en las FIGs. **1-8).**

DISTANCIAS PUNTO A PUNTO

Anchura de la base de la mama. En un ejemplo, la anchura de la base de la mama correspondiente con el pliegue mamario de la mama izquierda o derecha de la parte superior de torso se determina como la proyección de la línea del pliegue mamario sobre el plano coronal de la parte superior de torso. En otro ejemplo, la anchura de la base de la mama se determina a la altura del límite superior de la areola de la mama izquierda o derecha de la parte superior de torso. La anchura de la base de la mama es la distancia punto a punto entre los lados lateral y medial de la proyección de un pliegue mamario sobre el plano coronal de la parte superior de torso a la altura apropiada.

Pezón a línea esternal media. La medición lineal del pezón hasta la línea esternal media se determina como la distancia más corta entre las coordenadas 3D para los pezones y la línea esternal media.

Diámetros de la areola. El reconocimiento de la areola se determina usando la información del límite de color y la ubicación del pezón reconocido en la representación 3D. El área en la cual el color se oscurece desde el tejido circundante es el límite de color resultante de la areola. La areola es normalmente redonda en apariencia, pero nuestras mediciones de la representación 3D determinan una forma redonda general. La característica 3D del pezón se contiene dentro del límite de la areola, con el pezón ubicado generalmente en el centro de cada areola. Pueden determinarse Dos mediciones del diámetro de la areola para cada areola, una paralela al plano transversal y la segunda paralela al plano sagital medio, donde la medición del diámetro es una medición punto a punto desde un borde del límite al otro borde del límite de la misma areola.

Distancia pezón a pezón. La medición lineal entre las posiciones de los dos pezones se calcula como la distancia más corta entre las coordenadas 3D para los pezones izquierdo y derecho.

Distancia intermamaria. La medición de la distancia intermamaria se calcula como la distancia más corta entre las coordenadas 3D de los límites mediales de las líneas del pliegue base de ambas mamas correspondiente a la mama izquierda y derecha.

Línea de pliegue mamario a la posición proyectada del pezón sobre la distancia de la pared torácica. La medición lineal de la línea del pliegue mamario a la posición proyectada del pezón en la pared torácica se calcula como la distancia más corta entre el punto más inferior de la línea del pliegue mamario a la proyección del pezón sobre la pared torácica virtual sobre el lado izquierdo y de forma similar para el lado derecho.

Distancia desde el centro de la clavícula al pezón. La medición lineal de la distancia entre el centro de la clavícula al pezón se calcula como la distancia más corta entre el punto central de la clavícula del lado izquierdo al pezón del lado izquierdo, y de forma similar para el lado derecho.

Altura de la mama. La medición lineal de la altura de la mama se calcula como la distancia más corta entre la línea horizontal que se obtiene desde justamente debajo de la axila y divide en dos partes iguales la línea del pliegue mamario hasta la línea esternal media (ésta no tiene que ser una línea horizontal siempre que conecte con la línea axilar anterior y puede tomar una ruta más curvada hasta la línea esternal media) y el punto más inferior de la línea del pliegue mamario.

MEDICIONES DE SUPERFICIE

Distancia 3D desde la horquilla esternal hasta el pezón. La medición de la superficie 3D de la horquilla esternal hasta el pezón se calcula como la integral de la línea 3D sobre la superficie del contorno 3D del paciente a lo largo del vector definido entre las coordenadas 3D para la horquilla esternal y el pezón.

Distancia 3D desde el pezón hasta el pliegue mamario. La medición de la superficie 3D del pezón hasta el pliegue mamario o inframamario se calcula como la integral de la línea 3D sobre la superficie del contorno 3D del paciente a lo largo del vector definido como las coordenadas 3D desde el pezón hasta la línea del pliegue inframamario/mamario con el vector siendo paralelo al plano sagital medio.

Distancia 3D desde la clavícula hasta el pezón. La medición de la superficie 3D de la clavícula hasta el pezón se calcula como la integral de la línea 3D sobre la superficie del contorno 3D del paciente a lo largo del vector paralelo al plano sagital medio que divide en dos partes iguales el pezón. La distancia 3D se determina como la integral de la línea 3D entre el pezón y la clavícula.

Distancia 3D desde el centro de la clavícula al pezón. La medición de la superficie 3D del centro de la clavícula hasta el pezón se calcula como la integral de la línea 3D sobre la superficie del contorno 3D del paciente a lo largo del vector definido entre las coordenadas 3D para el punto central de la clavícula y el pezón.

TAMAÑO DE COPA DE MAMA

El tamaño de copa de mama (también mencionada como sujetador) podría determinarse de forma automática a partir de la representación 3D de la parte superior frontal de torso. Primero, las líneas del pliegue mamario y las características del pezón 3D se reconocen de forma correspondiente a las mamas izquierda y a la derecha. Luego se define un plano que contiene los pezones y que es ortogonal al plano coronal. La FIG. 10 muestra la curva del busto que determina la intersección de la representación 3D de la parte superior frontal de torso dividida en dos partes iguales por el plano del busto, por lo que la curva del busto comienza lateral para la línea del pliegue mamario y sigue la intersección de la representación 3D y el plano a la región de un pezón, en cuyo punto la curva del busto es lineal desde un pezón al otro pezón, luego sigue la intersección de la representación 3D y el plano a un punto que es lateral a la línea del pliegue mamario. Se determina La longitud de la curva del busto (línea gruesa 1040 en la FIG. **10).** Una segunda curva se define como la curva de la superficie inferior (línea gruesa 1050 en la FIG. 10), donde una línea de superficie 3D a través del plano inferior de las líneas del pliegue mamario, donde el plano es aproximadamente paralelo al plano transversal o el plano del busto. La longitud de la curva de la superficie inferior se determina, comenzando y terminando en puntos a lo largo de la curva de la superficie (es decir, el plano del pecho 1060) que son paralelos a los planos coronales que dividen en dos partes iguales el punto de comienzo y los puntos de finalización de la curva del busto. La diferencia entre las mediciones de la curva del busto y de la curva de la superficie inferior produce un valor, que, consultando las tablas de valores guardadas, produce un tamaño de copa de sujetador.

ORIENTACIÓN, VISUALIZACIÓN Y ASIMETRÍAS

Cabe recordar que puede observarse una diferencia en las líneas medias para la parte superior de torso e inferior y que otras regiones del cuerpo también tienen diferentes líneas medias. La línea media es un componente clave para obtener el sistema de coordenadas anatómicas y los planos coronal, sagital y transversal correspondientes. Para el aumento mamario, la línea media de la parte superior de torso y los planos asociados son apropiados. Mostrar el torso con respecto a estos planos tiene beneficios, a diferencia de en la cámara nativa u otro cuadro de referencia.

Las vistas informativas de las vistas frontal, oblicua, de perfil, a vista de gusano y a vista de pájaro de la representación 3D con el torso alineado con la línea media en los ejes vertical y horizontal, pueden generarse de forma automatizada.

Si la representación 3D está orientada y se muestra de forma que el plano coronal esté en paralelo con el plano de visualización y la representación 3D se orienta adicionalmente de forma que la línea media esté paralela con el eje vertical de la pantalla, las asimetrías se hacen evidentes. La realización preferida para el análisis de las asimetrías de las características anatómicas izquierda y derecha del mismo tipo sobre la representación 3D son líneas horizontales paralelas al plano transversal mostrado dividiendo en dos partes iguales las características anatómicas de interés. **La FIG.** 11 ilustra esto para las características anatómicas del pezón de la mama izquierda o derecha, la areola de la mama izquierda o derecha, o el límite inferior de las líneas del pliegue mamario o la mama izquierda o derecha. El alcance de la asimetría puede determinarse mediante la distancia mínima entre las líneas de bisección en el plano de visualización, en este caso, el plano coronal. La FIG. 12 demuestra una asimetría de proyección del pezón mostrando la representación 3D orientada con el plano transversal paralelo al plano de visualización y el plano sagital medio al eje vertical. en el plano coronal se muestran dos líneas horizontales (1230) cada una dividiendo en dos partes iguales las respectivas ubicaciones de pezón (110, 112). La diferencia vertical en las líneas horizontales es el grado de asimetría en la proyección. En otra realización, las asimetrías pueden obtenerse como una medición angular 1240, por ejemplo, el ángulo relativo al plano transversal, de una línea entre ambos pezones, entre ambas areolas, o entre dos pliegues mamarios, proyectado sobre el plano coronal (no mostrado).

La FIG. 13 muestra otra forma de mostrar las asimetrías con respecto a la pared torácica 1060 con una vista "a vista de gusano", es decir, la vista desde inferior a superior con el plano de visualización paralelo al plano transversal. En esta realización, se muestra la línea del parámetro del pecho inferior a la línea del pliegue mamario y la superficie de proyección de la mama se esboza 1330. Estas dos líneas pueden reflejarse alrededor del plano sagital medio de forma que puede observarse la asimetría de la proyección de la mama y la pared torácica subyacente. Esto se muestra volteando 1330 de izquierda a derecha lo que resulta en 1330' y superponiendo 1330 y 1330' (hay que tener

en cuenta que los pezones 110, 112 se reflejan para 1330' en comparación con 1330). Si hay un gran cambio en la pared torácica con el reflejo, entonces, la asimetría se origina en el tejido duro. Si hay una gran asimetría en la proyección de la mama y no en la pared torácica, la asimetría se origina en el tejido blando.

VOLUMEN MAMARIO

El volumen mamario se determina para una mama individual o para ambas mamas en un método de una etapa. La técnica para determinar el volumen mamario requiere reconocer los pliegues mamarios que definen la parte inferior de las mamas a partir de la representación 3D, los parámetros del pecho 3D y la pared torácica virtual como se ha explicado anteriormente. El volumen de cada mama es la integral 3D entre las dos superficies. Específicamente, la integral 3D de la representación 3D y la pared torácica virtual en la región de la mama específica descrita por los parámetros del pecho.

En cuanto al volumen mamario para una mama individual se requiere solo el pliegue mamario individual asociado, los parámetros del pecho alrededor del pliegue mamario individual y una pared torácica virtual que podría ser una pared torácica parcial o la pared torácica incluyendo todas las otras características 3D de la mama. En otras palabras, el volumen mamario individual es entonces la integral 3D entre la representación 3D y la pared torácica virtual parcial o la representación de la pared torácica virtual con el lado izquierdo y derecho del pecho.

SIMULACIÓN

El reconocimiento automatizado de las características 3D proporciona una plataforma para realizar simulaciones de las formas y posiciones resultantes de la mama con respecto a la pared torácica virtual además de la posición del pezón en las formas resultantes de la mama. Los resultados simulados pueden ayudar aún más a la toma de imágenes de la mama, al análisis de los implantes mamarios y tamaños, análisis de las asimetrías, y planificación de la cirugía de mama.
Las formas 3D simuladas que simulan el resultado con la adición de implantes mamarios y la cirugía asociada a la forma existente (también denominada original, véase por ejemplo la FIG. 7 que es la representación 3D original) en la representación 3D crea las mamas resultantes (FIG. **14).** La mama resultante 3D calculada se posiciona en la pared torácica virtual 3D (FIG. 8 que es la pared torácica determinada 3D de la FIG. 7) de forma que el límite posterior inferior de la forma de la mama resultante se ubica sobre o cerca de la línea del pliegue mamario (por ejemplo 140, 142). La mama resultante tiene una forma de mama resultante 3D que tiene una altura, anchura y proyección. El volumen de cada forma de mama resultante es igual al volumen del implante más el volumen de la forma de mama existente con cierto grado de atrofia. El grado de atrofia reduce el volumen mamario existente en un factor (por ejemplo, en el intervalo de 0,3 a 0,6).

La ubicación de las líneas del pliegue mamario podría moverse en la dirección inferior, superior, lateral o medial a lo largo de la superficie de la pared torácica virtual 3D resultante o en cualquier combinación de estas direcciones. La mama resultante y simulada 3D se actualiza con la forma de la mama resultante 3D trasladada de forma que se corresponda con la traslación en la línea del pliegue mamario.

En otro aspecto de la simulación, podría determinarse la ubicación 3D resultante del pezón. En este caso, la simulación 3D resultante es la forma de la mama 3D resultante posicionada sobre la pared torácica virtual, con la adición de la característica del pezón 3D añadida a la ubicación del pezón. La característica del pezón 3D resultante es igual a la característica del pezón 3D original en la representación 3D original. Además, la representación 3D de la característica de la areola y el pezón en la representación 3D original podría añadirse a la simulación 3D con la forma de la mama 3D resultante en la ubicación determinada del pezón 3D resultante. Además, el color de la areola y el pezón a partir de la representación 3D original podría añadirse al resultado simulado.

La ubicación resultante del pezón depende de la ubicación original del pezón reconocido en la representación 3D. Igual que la línea del pliegue mamario, la posición del pezón resultante podría ajustarse también en las direcciones superior, inferior, lateral, medial o en una combinación de las mismas.

La posición 3D resultante del pezón puede determinarse de varias formas. Por ejemplo, el desplazamiento del pezón resultante desde la posición del pezón original podría determinarse en dos direcciones, es decir, la dirección medial a lateral y la dirección inferior a superior.

La FIG. 15 muestra el desplazamiento medial a lateral del pezón resultante sobre la forma de la mama resultante determinando un vector 1510, 1512 perpendicular a la pared torácica 1060 dividiendo en dos partes iguales la posición de pezón original 110, 112. Este vector se define en el plano transversal. La posición de pezón resultante 1520, 1522 es el punto de intersección del vector con la forma de la mama resultante.

La FIG. 16 muestra el desplazamiento inferior a superior 1610 del pezón resultante sobre la forma de la mama resultante (1420) mediante la determinación de la distancia 1620 entre el pezón 112 y la clavícula 162 en un plano

paralelo al plano sagital medio sobre la representación 3D original 720, conservando la distancia entre el pezón y la clavícula sobre la superficie 3D de la forma de la mama 3D resultante dentro de un plano paralelo al plano sagital medio (es decir, las dos líneas 1620 son de una longitud constante).

La FIG. **17** muestra un método alternativo para determinar el desplazamiento inferior a superior resultante sobre la forma de la mama resultante comparando las posiciones del pezón de las dos representaciones 3D. En la primera representación 3D 1710, los brazos están próximos a las caderas; las características y la posición del pezón 3D se identifican en relación con los mismos parámetros del pecho (la primera representación 3D también se menciona como la representación 3D en el presente). En la segunda representación 3D 1720, los brazos se elevan sobre la cabeza del paciente; las características y posición del pezón 3D se identifican en relación con algunos parámetros del pecho. El desplazamiento inferior a superior de la posición del pezón se determina tomando la diferencia de la posición en las alturas del pezón correspondiente (es decir, determinando la diferencia en las líneas 1730).

Como aquellos expertos en la técnica apreciarán, podrían hacerse o implementarse diferentes cambios, sustituciones y alteraciones sin apartarse de los principios de la presente invención. Los métodos descritos podrían programarse en código informático ejecutable y almacenarse en un soporte informático o en un soporte de almacenamiento. La etapas de método podrían ser también códigos en diferentes (independientes) módulos, cada uno incluyendo una o más etapas del método como por ejemplo un módulo de medición, un módulo de reconocimiento de características, un módulo de asimetría, un módulo de volumen mamario, un módulo de orientación, un módulo de simulación a través del cual podría distinguirse adicionalmente un módulo de simulación de forma mamaria o un módulo de simulación de pezón, o similar. Los métodos o partes de las etapas como módulos podrían también integrarse en chips semiconductores o informáticos capaces de realizar o ejecutar las etapas de método, a través de los cuales los algoritmos de los chips podrían llamarse y ejecutarse como parte de un sistema integrado. Los chips podrían, por ejemplo, usarse en la toma de imágenes mamarias o en dispositivos de diagnóstico o en sistemas informáticos. En otras palabras, las etapas de métodos podrían ser módulos individuales o medios para ejecutar las etapas los métodos.

La FIG. 18 muestra un sistema 1800 para determinar el volumen o volúmenes de una o ambas mamas de forma automática a partir de una representación tridimensional (3D) de una superficie contorneada de una parte superior de torso. Además, el sistema determina una parte superior de torso modificado tras añadir una mama 3D resultante a la superficie 3D de la pared torácica parcial, o respectivamente dos mamas resultantes 3D (correspondientes a la mama izquierda y derecha) a la superficie 3D de la pared torácica. El sistema acopla o integra juntos varios aspectos o dispositivos de una forma o formato que dependen de la implementación o aplicación.

En un ejemplo, de acuerdo con la FIG. 18, se proporciona un dispositivo de toma de imagen en 3D para obtener la representación 3D de la superficie contorneada de la parte superior de torso de un paciente. Un dispositivo de análisis computarizado conectado al dispositivo de toma de imagen en 3D incluye uno o más módulos implementados en ordenador configurados para determinar el grado de cambio de los contornos de la representación 3D de la parte superior de torso. El dispositivo de análisis computarizado además incluye uno o más módulos implementados en ordenador configurados para determinar a partir de la representación 3D una curva no cerrada pero continua del pliegue mamario en 3D analizando el grado de cambio de los contornos de la representación 3D. La curva del pliegue mamario determinada y no cerrada está a lo largo de la superficie 3D de dicha representación 3D que define la parte inferior de la mama. El dispositivo de análisis computarizado además incluye uno o más módulos implementados en ordenador configurados para determinar a partir de la representación 3D los parámetros del pecho 3D analizando los contornos y el grado de cambio de los contornos de la representación 3D. Los parámetros del pecho 3D son al menos una línea axilar anterior que se corresponde con el pliegue mamario determinado y una línea media de la parte anterior de pecho. El dispositivo de análisis computarizado además incluye uno o más módulos implementados en ordenador configurados para determinar una pared torácica parcial a partir de la curva determinada y no cerrada del pliegue mamario 3D y los parámetros del pecho 3D determinados. La pared torácica parcial determinada se optimiza mediante el dispositivo de análisis computarizado a las características de un modelo 3D de una pared torácica (la pared torácica parcial se corresponde con el pliegue mamario determinado). El dispositivo de análisis computarizado además incluye uno o más módulos implementados en ordenador configurados para determinar un volumen mamario original a partir de la curva del pliegue mamario 3D determinada y no cerrada, la pared torácica parcial optimizada y una integral de la superficie 3D de la representación 3D de la parte superior de torso. Un dispositivo de visualización o información conectado al dispositivo de análisis computarizado muestra o informa de al menos el volumen mamario original. La visualización o información puede conseguirse mediante cualquier tipo de medio conocido en la técnica, incluyendo originales/copias en papel o formato/copias electrónicas de datos o imágenes para el usuario o paciente.

El dispositivo de análisis computarizado además incluye uno o más módulos implementados en ordenador configurados para modificar la representación 3D de la parte superior de torso añadiendo una mama resultante 3D a la superficie 3D de la pared torácica parcial. La mama 3D resultante se define como la suma de un volumen de implante mamario 3D y el volumen mamario determinado originalmente multiplicado por un factor, y la mama 3D resultante se posiciona cerca o en la parte inferior del pliegue mamario correspondiente. Con estos resultados, el

dispositivo de visualización o información además muestra o informa de al menos la representación 3D modificada de la parte superior de torso.

En otro ejemplo, de acuerdo con la FIG. 18, se proporciona un dispositivo de toma de imagen en 3D para obtener una representación 3D de la superficie contorneada de la parte superior de torso. Un dispositivo de análisis computarizado conectado al dispositivo de toma de imagen en 3D incluye uno o más módulos implementados en ordenador configurados para determinar el grado de cambio de los contornos de dicha representación 3D de la parte superior de torso. El dispositivo de análisis computarizado además incluye uno o más módulos implementados en ordenador configurados para determinar a partir de la representación 3D, curvas del pliegue mamario no cerradas pero continuas correspondientes a las mamas izquierda y derecha de la parte superior de torso analizando el grado de cambio de los contornos de dicha representación 3D. Cada una de las curvas del pliegue mamario está a lo largo de la superficie 3D de dicha representación 3D que define la parte inferior de la mama. El dispositivo de análisis computarizado además incluye uno o más módulos implementados en ordenador configurados para determinar a partir de la representación 3D los parámetros del pecho 3D analizando los contornos y el grado de cambio de dichos contornos de la representación 3D. Los parámetros del pecho 3D incluyen al menos una línea axilar anterior correspondiente al lado izquierdo de la parte superior de torso, al menos una línea axilar anterior correspondiente al lado derecho de la parte superior de torso, y una línea media de la parte anterior de pecho. El dispositivo de análisis computarizado además incluye uno o más módulos implementados en ordenador configurados para determinar una pared torácica a partir de las curvas determinadas y no cerradas del pliegue mamario 3D y los parámetros del pecho 3D determinados. La pared torácica determinada se optimiza a las características de un modelo 3D de una pared torácica. El dispositivo de análisis computarizado además incluye uno o más módulos implementados en ordenador configurados para determinar al menos un volumen mamario original correspondiente a la mama izquierda o derecha a partir de la curva del pliegue mamario correspondiente, determinada y no cerrada, la pared torácica optimizada y una superficie 3D integral de la representación 3D de la parte superior de torso. Un dispositivo de visualización o información conectado al dispositivo de análisis computarizado muestra o informa de al menos el volumen mamario original. De nuevo, la visualización o información pueden conseguirse mediante cualquier tipo de medio conocido en la técnica, incluyendo originales/copias en papel o formato/copias electrónicas de datos o imágenes para el usuario o paciente.

El dispositivo de análisis computarizado además incluye uno o más módulos implementados en ordenador configurados para modificar la representación 3D de la parte superior de torso añadiendo al menos una mama 3D resultante a la representación tridimensional de la pared torácica y correspondiente con el lado izquierdo o derecho del torso. Cada una de las mamas 3D resultantes se definen como la suma de un volumen de implante mamario 3D y el volumen mamario correspondiente determinado originalmente multiplicado por un factor, y las mamas 3D resultantes se posicionan cerca o en la parte inferior del pliegue mamario correspondiente. Con estos resultados, el dispositivo de visualización o información además muestra o informa de al menos la representación 3D modificada de la parte superior de torso.

Por tanto, el alcance de la invención debería determinarse mediante las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema (1800) para determinar un volumen mamario de forma automática a partir de una epresentación tridimensional (3D) de una superficie contorneada de una parte superior de torso, que comprende:

(a) un dispositivo de toma de imagen en 3D para obtener dicha representación 3D (100; 200) de dicha superficie contorneada de dicha parte superior de torso;
(b) un dispositivo de análisis computarizado conectado a dicho dispositivo de toma de imagen en 3D que comprende uno o más módulos implementados en ordenador para determinar el grado de cambio de los contornos de dicha representación 3D de la parte superior de torso;
(c) dicho dispositivo de análisis computarizado además comprende uno o más módulos implementados en ordenador para determinar a partir de dicha representación 3D una curva de pliegue mamario 3D no cerrada pero continua, mediante el análisis de dicho grado de cambio de dichos contornos de dicha representación 3D, donde dicha curva de pliegue mamario determinada y no cerrada está a lo largo de la superficie 3D de dicha representación 3D que define la parte inferior de la mama;
(d) dicho dispositivo de análisis computarizado además comprende uno o más módulos implementados en ordenador para determinar a partir de dicha representación 3D los parámetros del pecho analizando dichos contornos y dicho grado de cambio de dichos contornos de la representación 3D, donde dichos parámetros del pecho 3D comprenden al menos una línea axilar anterior (610) correspondiente a dicho pliegue mamario determinado y una línea media de la parte anterior de pecho;
(e) dicho dispositivo de análisis computarizado además comprende uno o más módulos implementados en ordenador para determinar una pared torácica virtual (1060) a partir de dicha curva del pliegue mamario 3D determinada y no cerrada y dichos parámetros del pecho 3D determinados, mediante lo cual dicha pared torácica virtual determinada se optimiza a las características de un modelo 3D de una pared torácica y donde dicha pared torácica virtual se corresponde con dicho pliegue mamario determinado;
(f) dicho dispositivo de análisis computarizado además comprende uno o más módulos implementados en ordenador para determinar un volumen mamario a partir de dicha curva del pliegue mamario 3D determinada y no cerrada, dicha pared torácica virtual optimizada y una integral de la superficie 3D de la representación 3D de dicha parte superior de torso; y
(g) un dispositivo de visualización o información conectado a dicho dispositivo de análisis computarizado para mostrar o informar de dicho volumen mamario.

2. El sistema explicado en la reivindicación 1, dicho dispositivo de análisis computarizado además comprende uno o más módulos implementados en ordenador para modificar dicha representación 3D de dicha parte superior de torso añadiendo una mama 3D resultante a dicha superficie 3D de dicha pared torácica virtual, donde dicha mama 3D resultante se define como la suma de un volumen de implante mamario 3D y dicho volumen mamario determinado multiplicado por un factor, y donde dicha mama 3D resultante se posiciona cerca o en la parte inferior de dicho pliegue mamario correspondiente.

3. El sistema como el explicado en la reivindicación 2, donde dicho factor varía de 0,3 a 0,6.

4. El sistema como el explicado en la reivindicación 2, donde dicho dispositivo de visualización o información además muestra o informa de dicha representación 3D modificada de dicha parte superior de torso.

5. Un sistema como el explicado en una de las reivindicaciones 1 a 4, donde:

dicho dispositivo de análisis computarizado además se dispone para determinar a partir de dicha representación 3D curvas del pliegue mamario 3D no cerradas pero continuas correspondientes a las mamas izquierda y derecha de dicha parte superior de torso,
y donde dichos parámetros del pecho 3D comprenden al menos una línea axilar anterior correspondiente con el lado izquierdo de dicha parte superior de torso y al menos una línea axilar anterior correspondiente con el lado derecho de dicha parte superior de torso;
dicho dispositivo de análisis computarizado se dispone además para determinar al menos un volumen mamario correspondiente con la mama izquierda o derecha.

6. El sistema como el explicado en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, donde dicha pared torácica virtual es una de una representación de la pared torácica parcial de solo un lado del pecho y una representación de la pared torácica de ambos lados del pecho.

FIG. 1

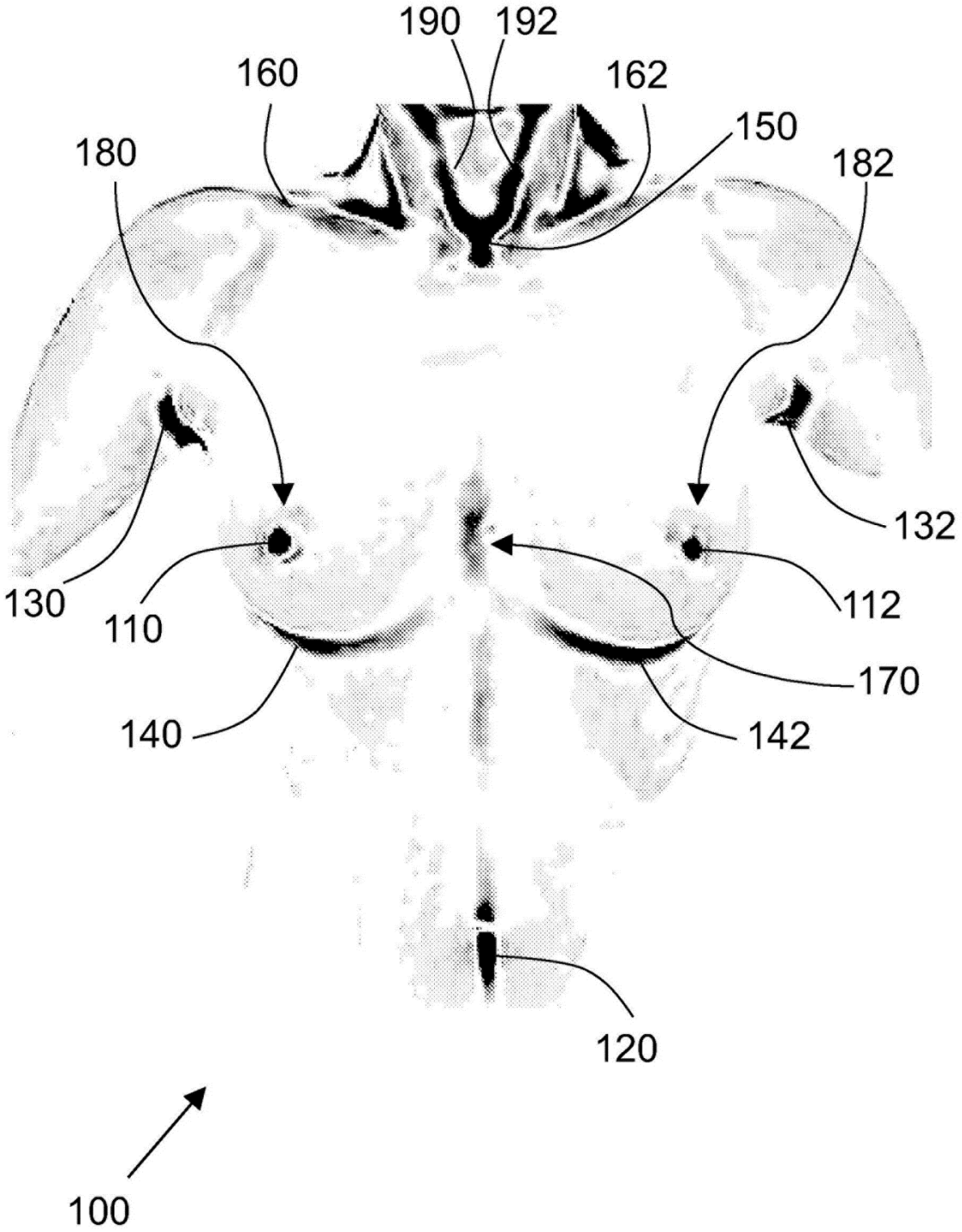


FIG. 2

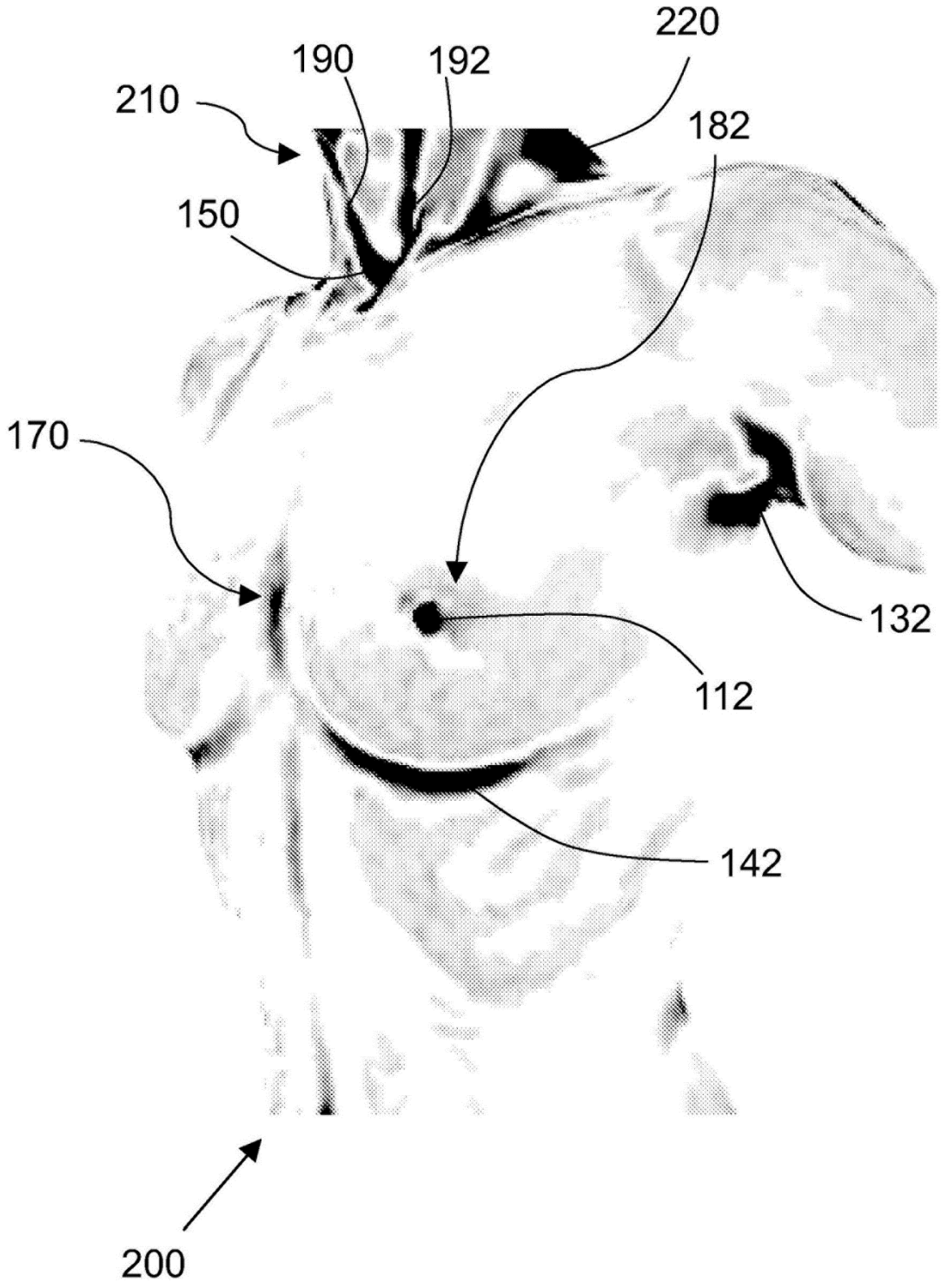


FIG. 3

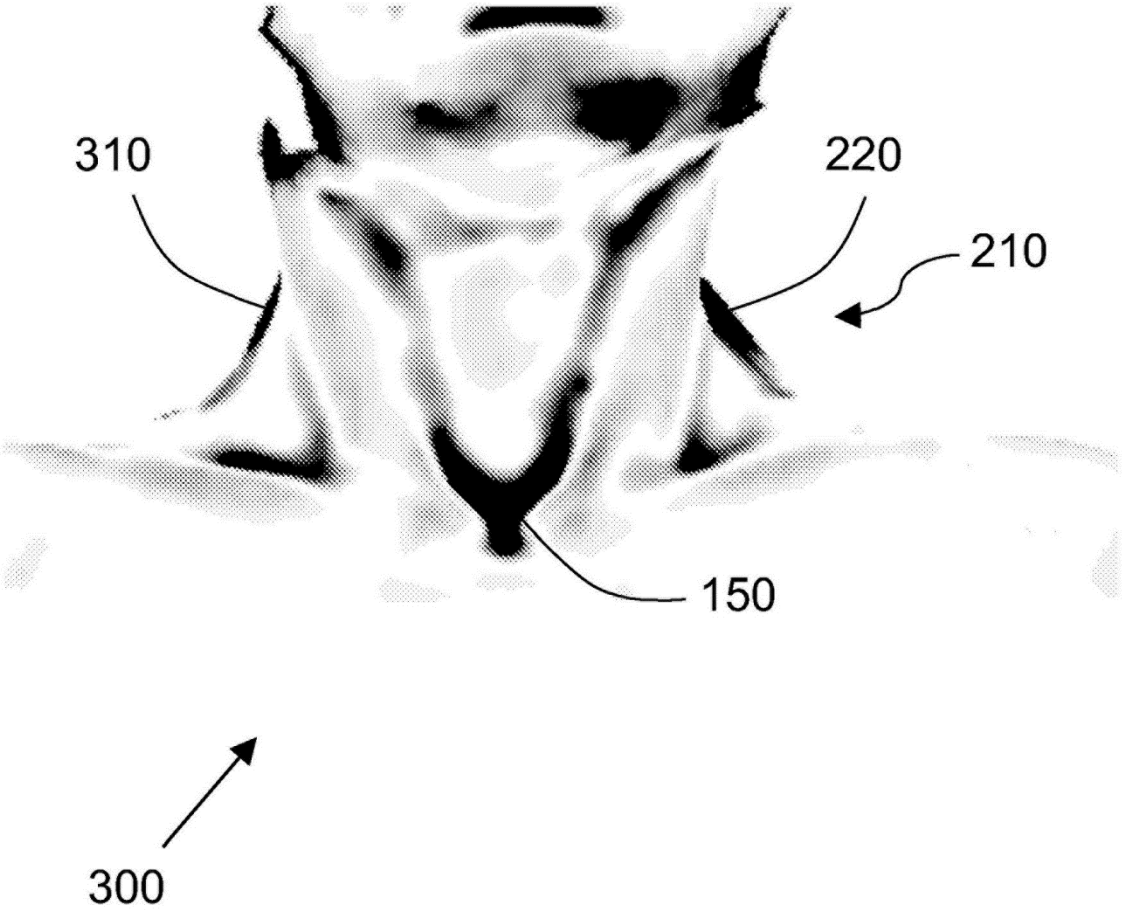


FIG. 4

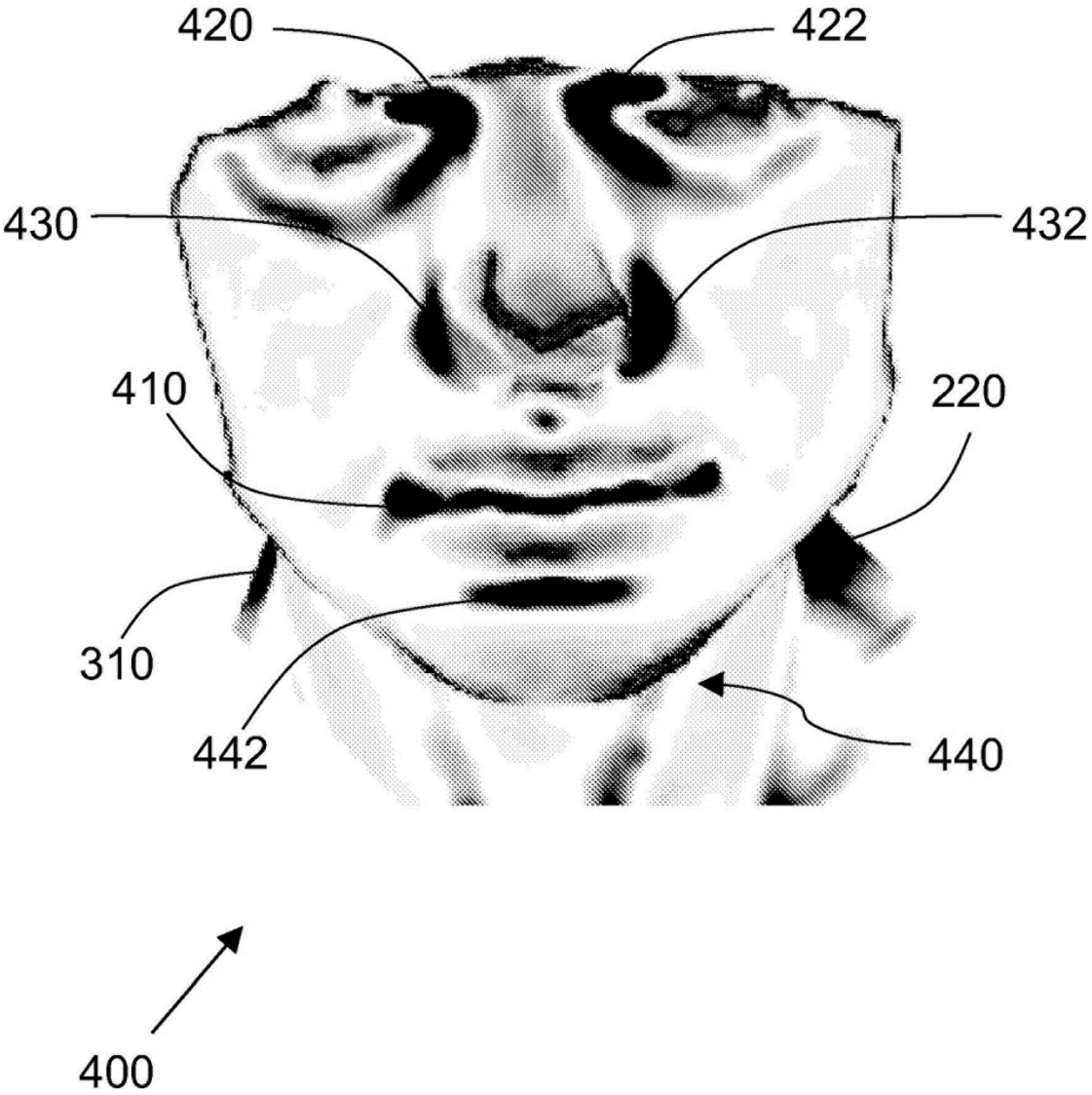


FIG. 5

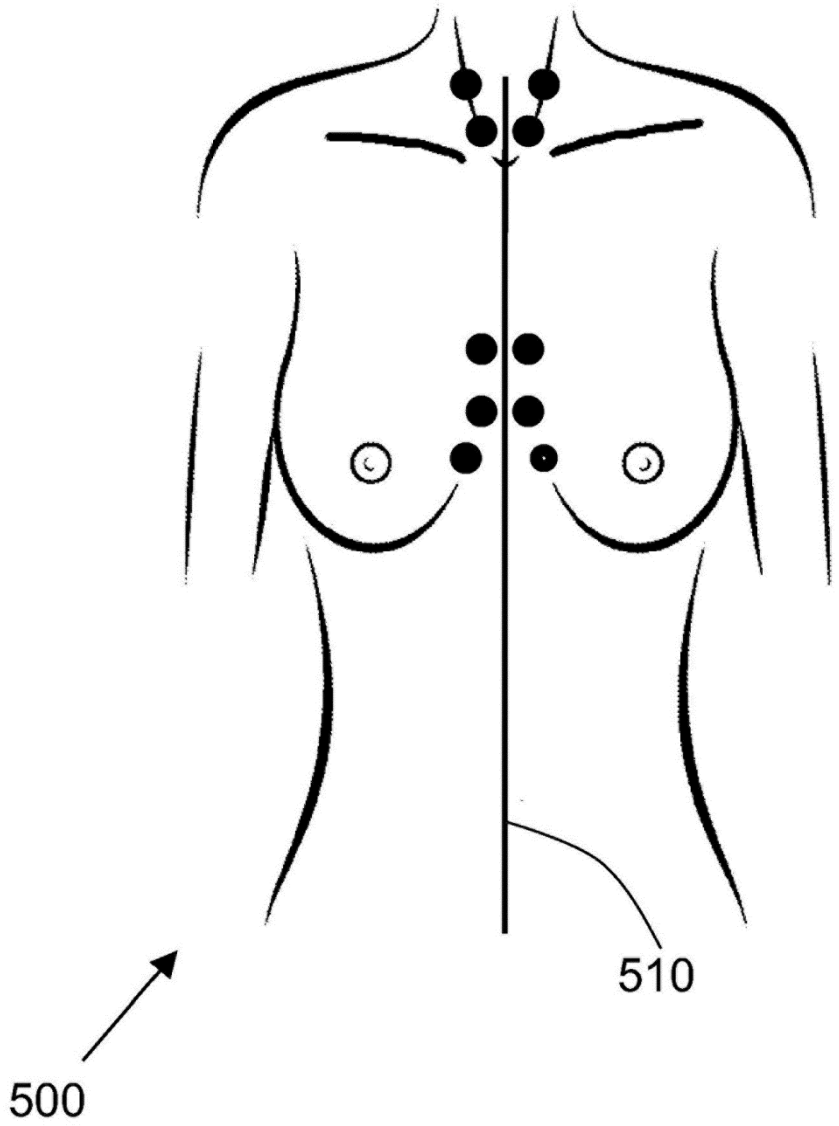


FIG. 6

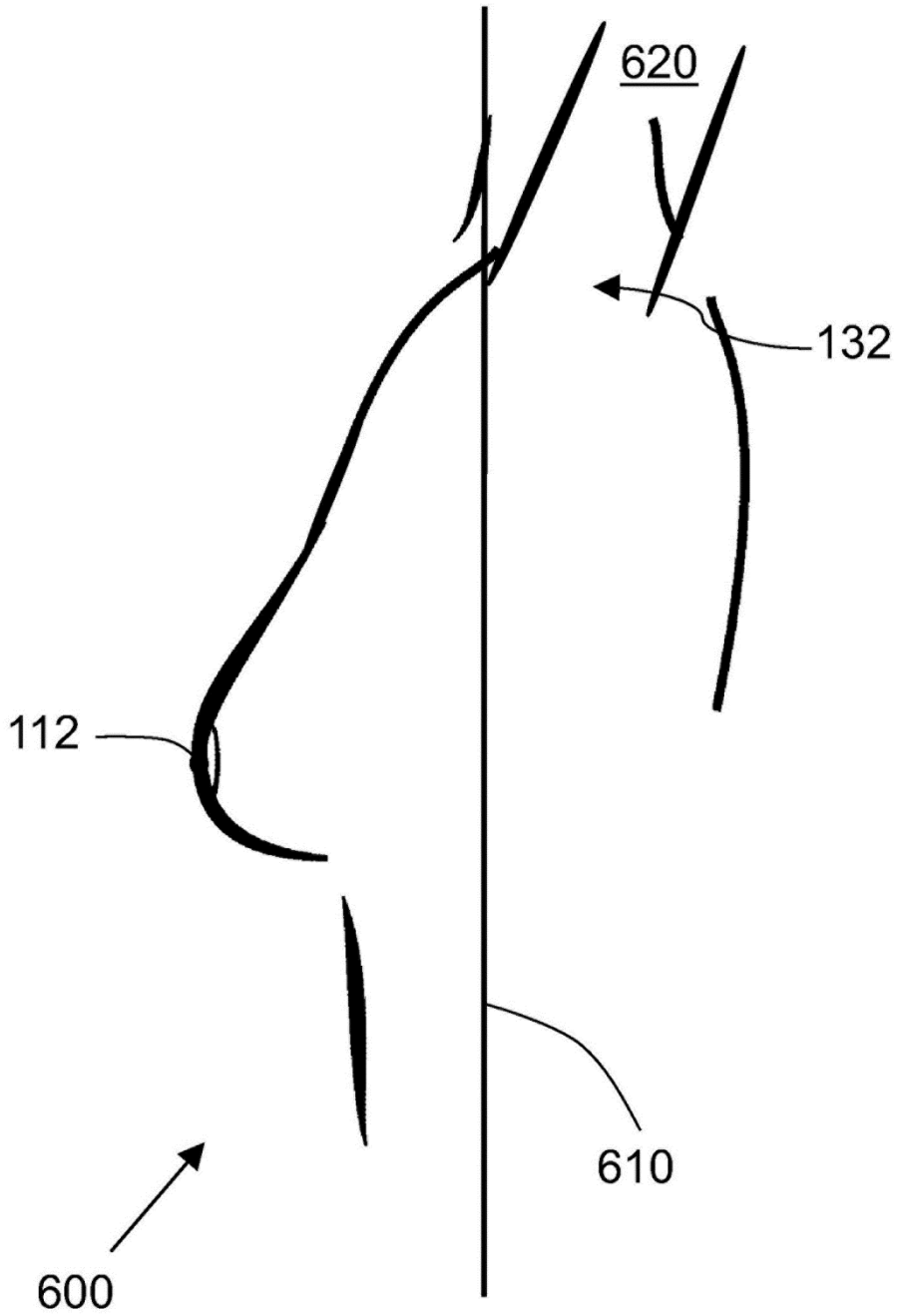


FIG. 7

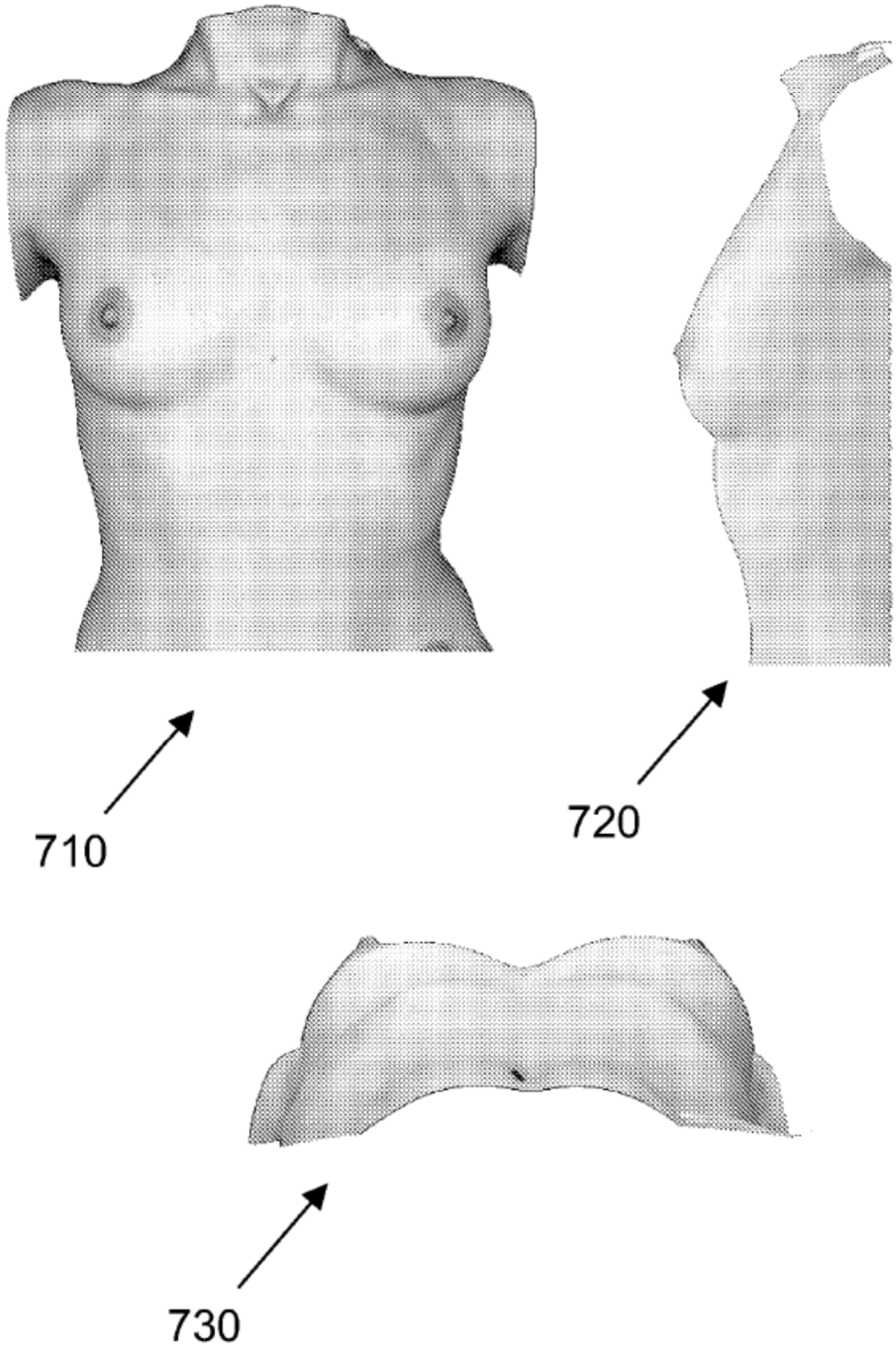


FIG. 8

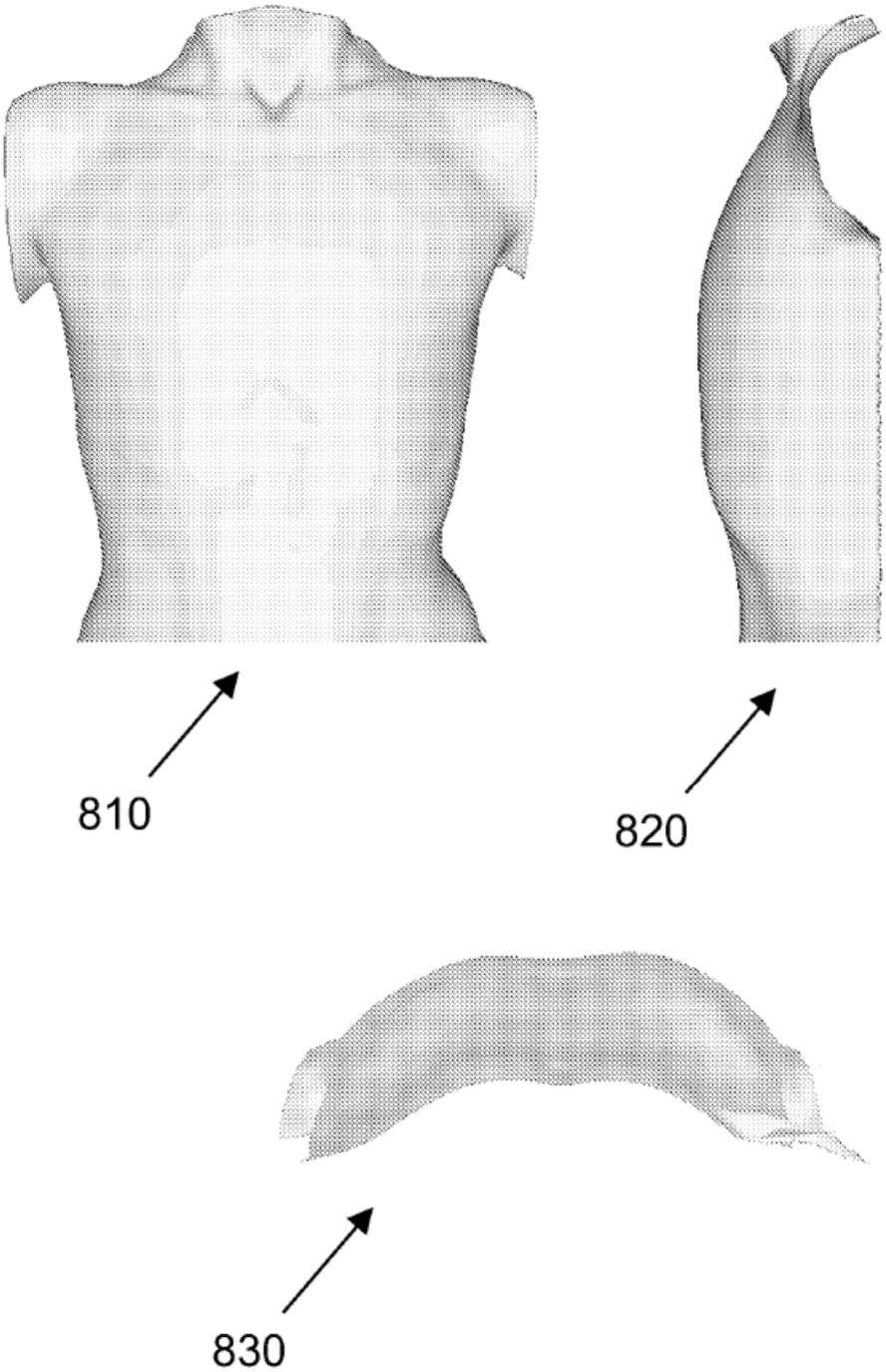


FIG. 9

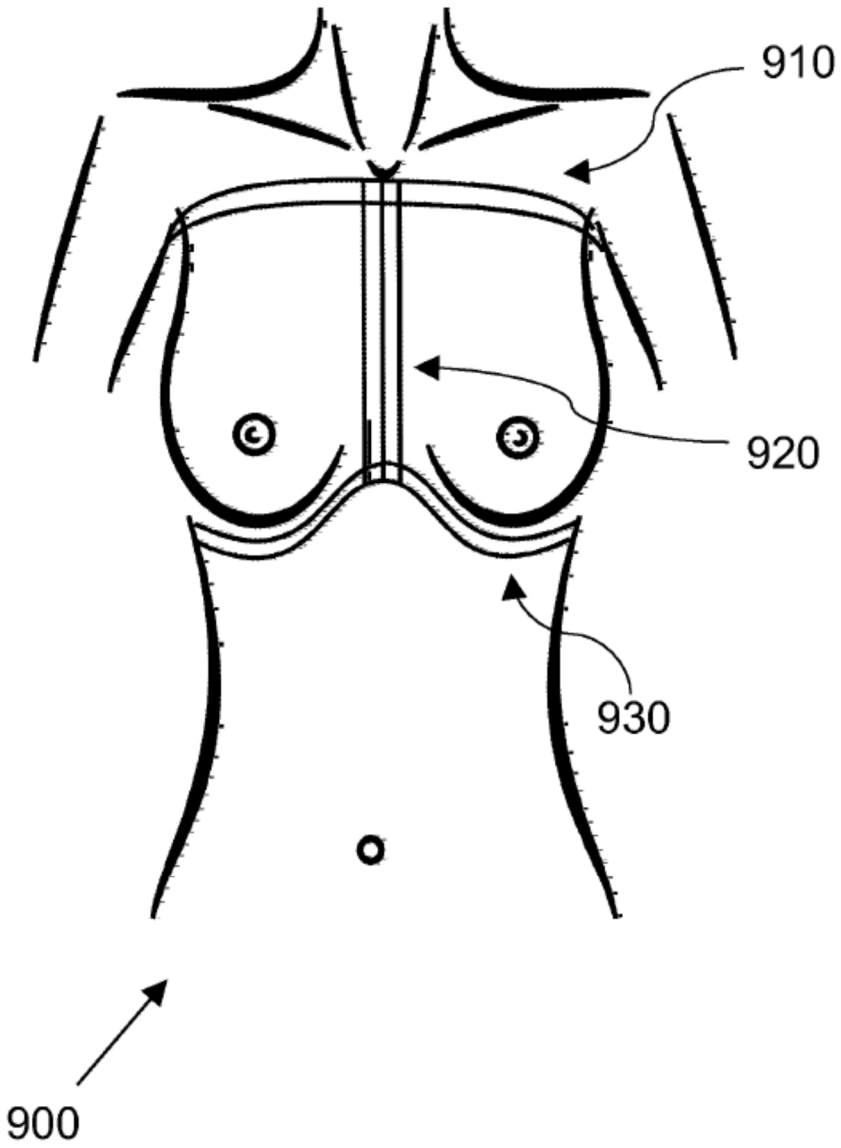


FIG. 10

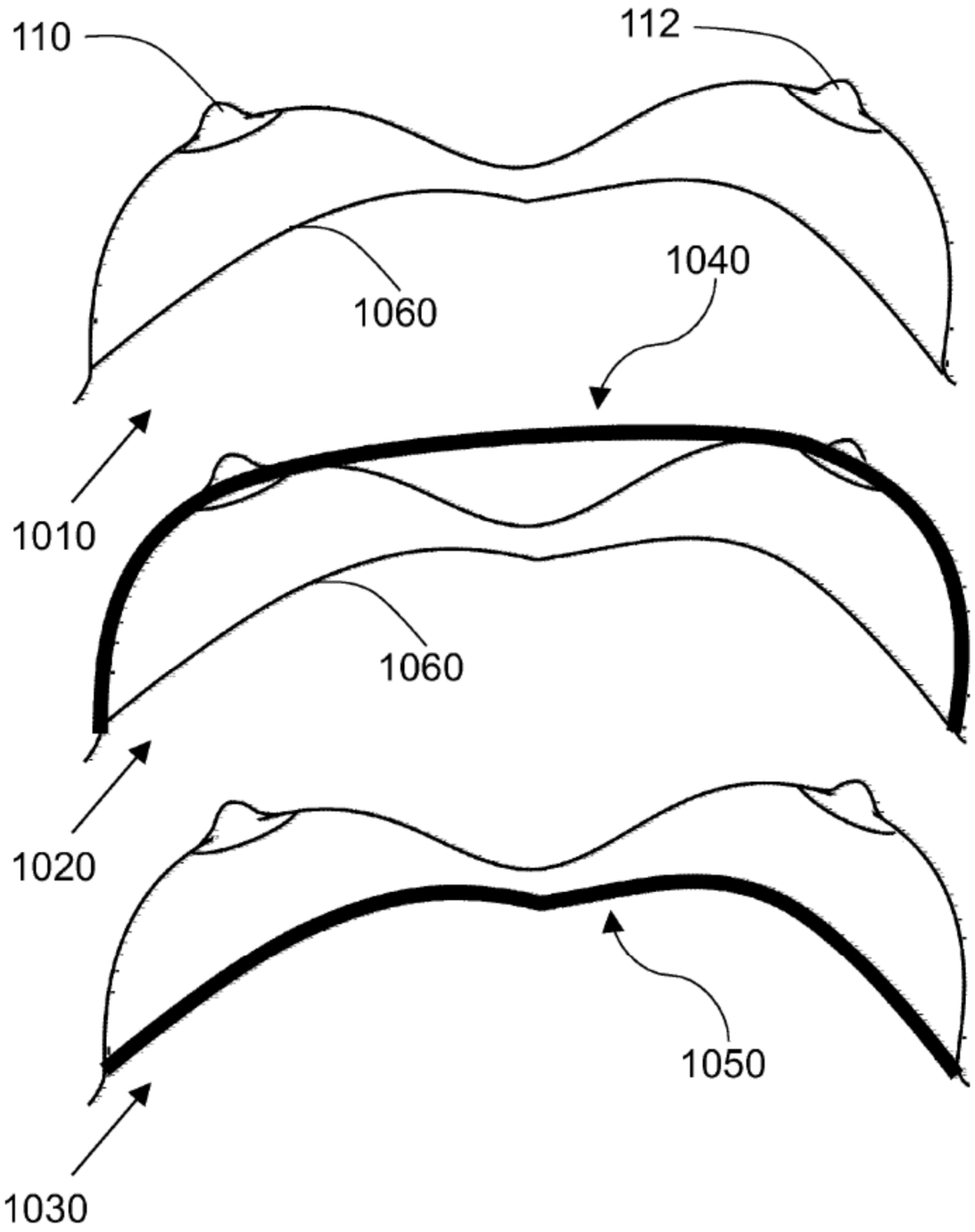


FIG. 11

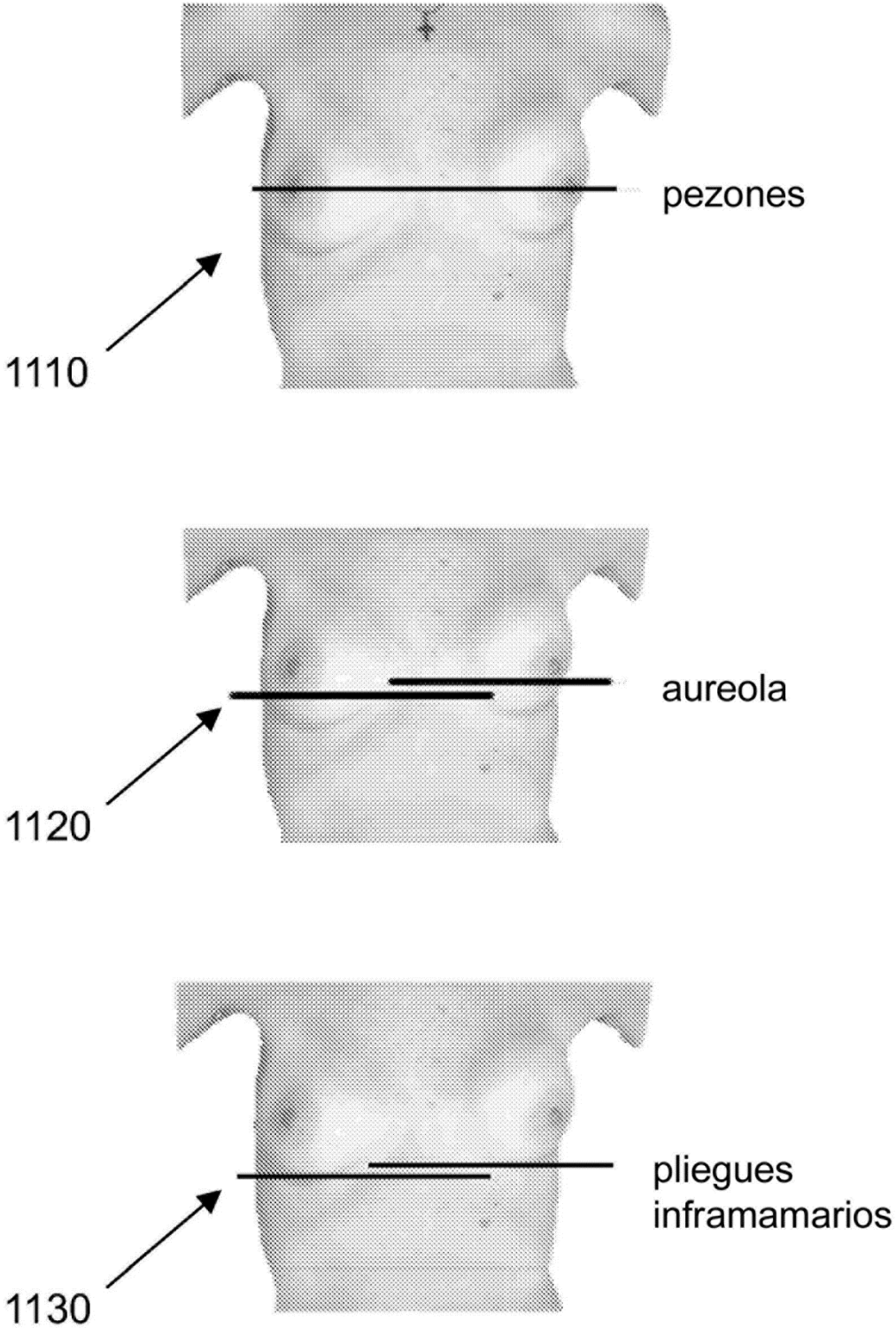


FIG. 12

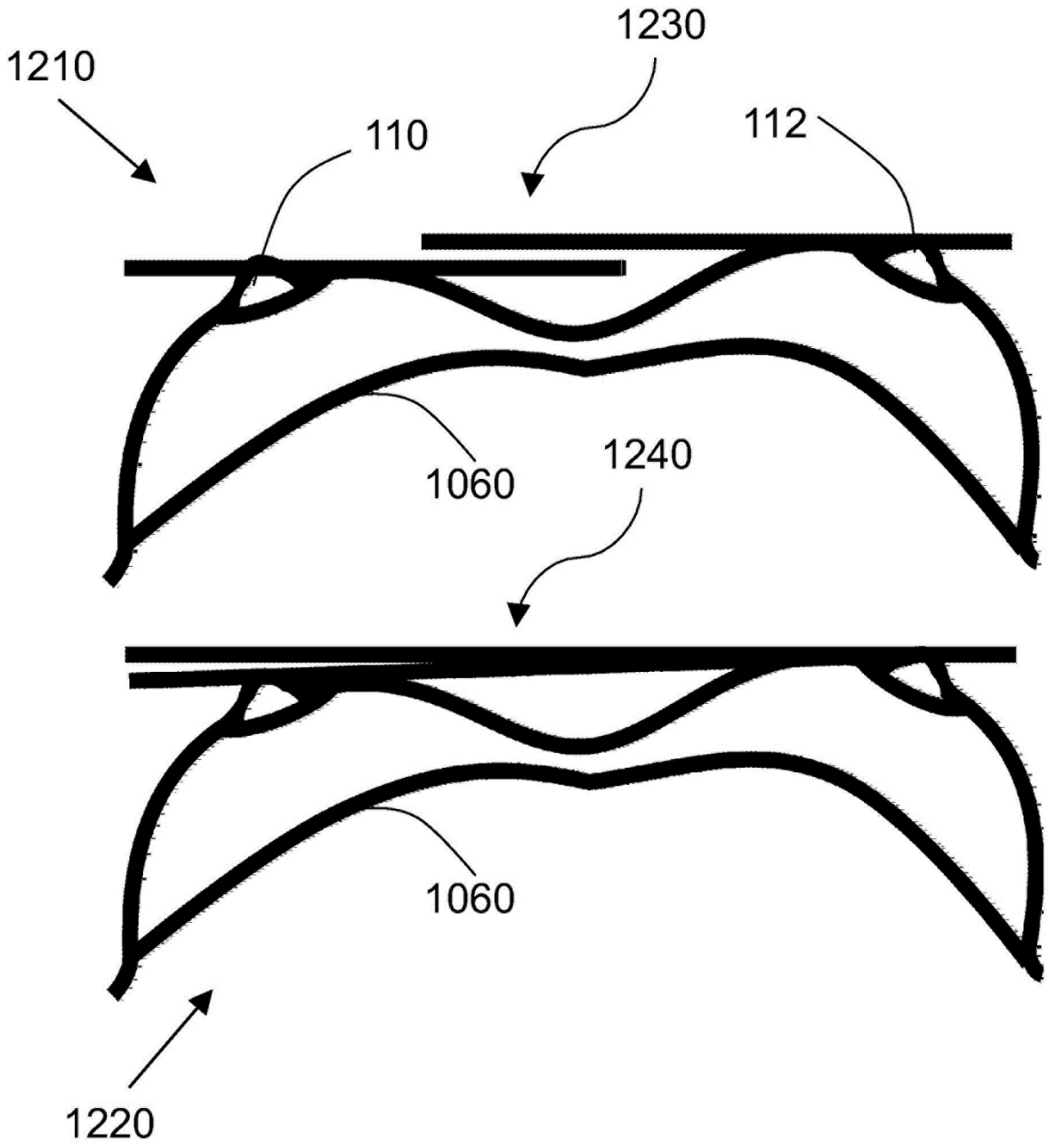


FIG. 13

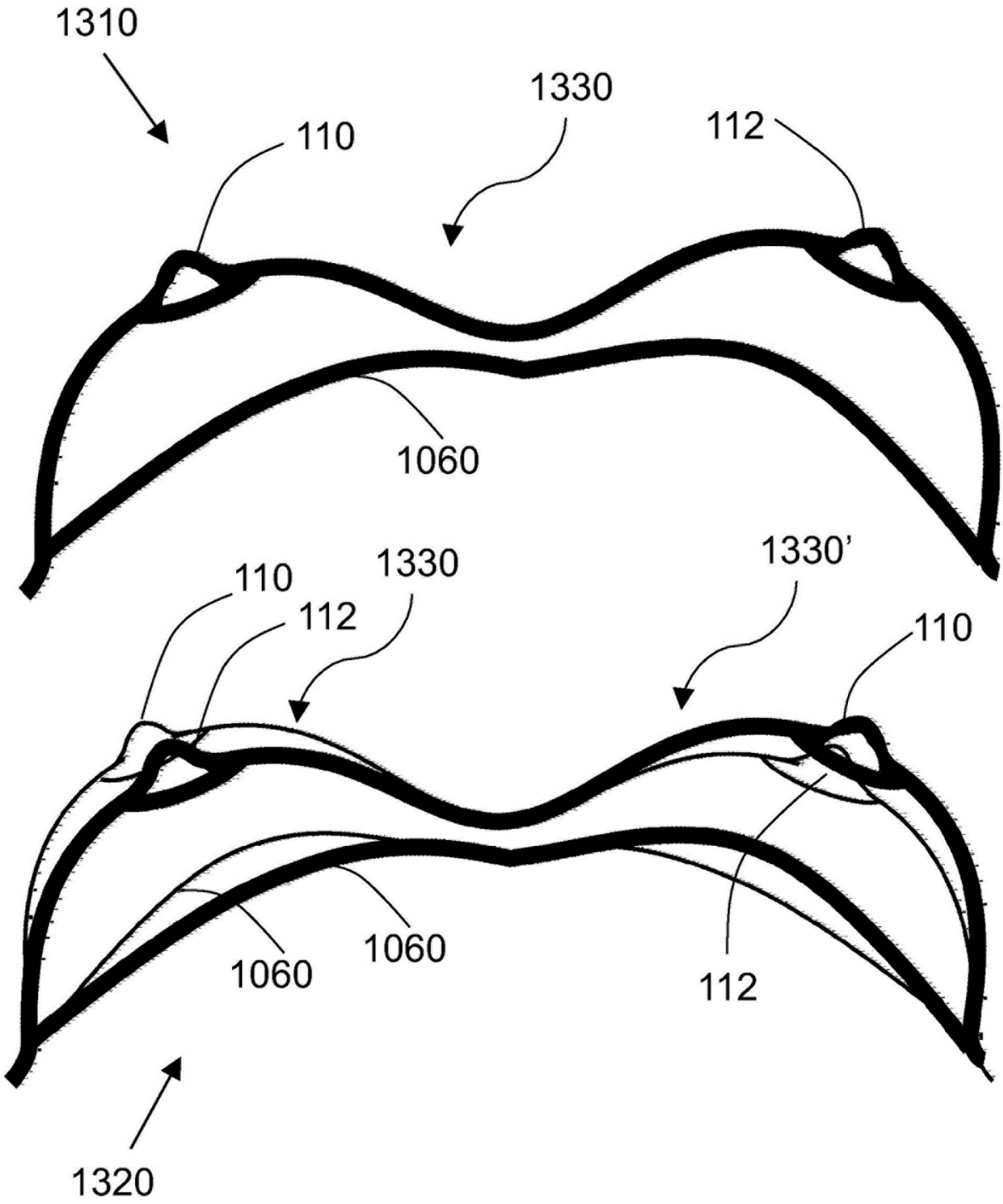

1310
1330
110
112
1060
110
1330
1330'
112
110
1060
1060
112
1320

FIG. 14

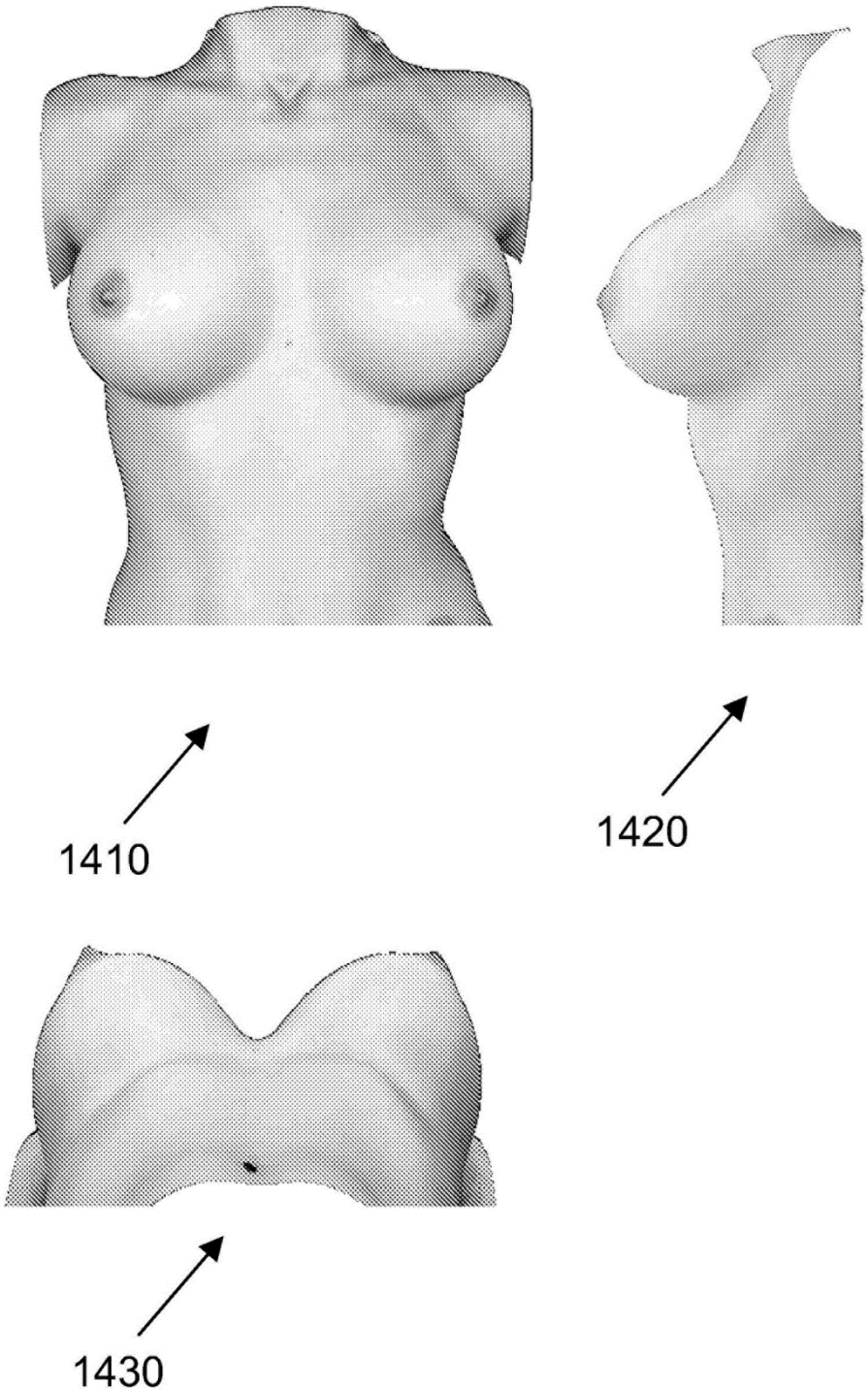


FIG. 15

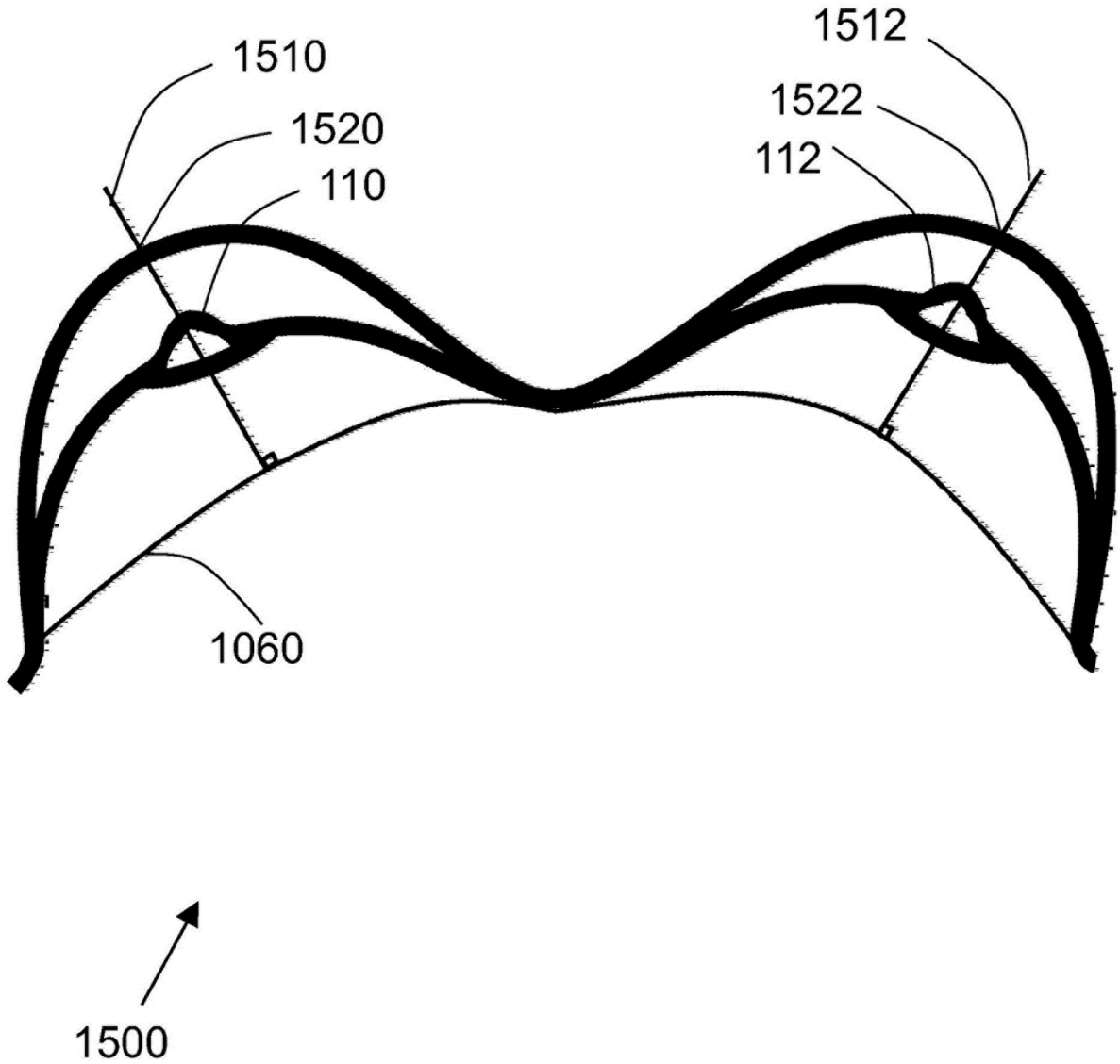


FIG. 16

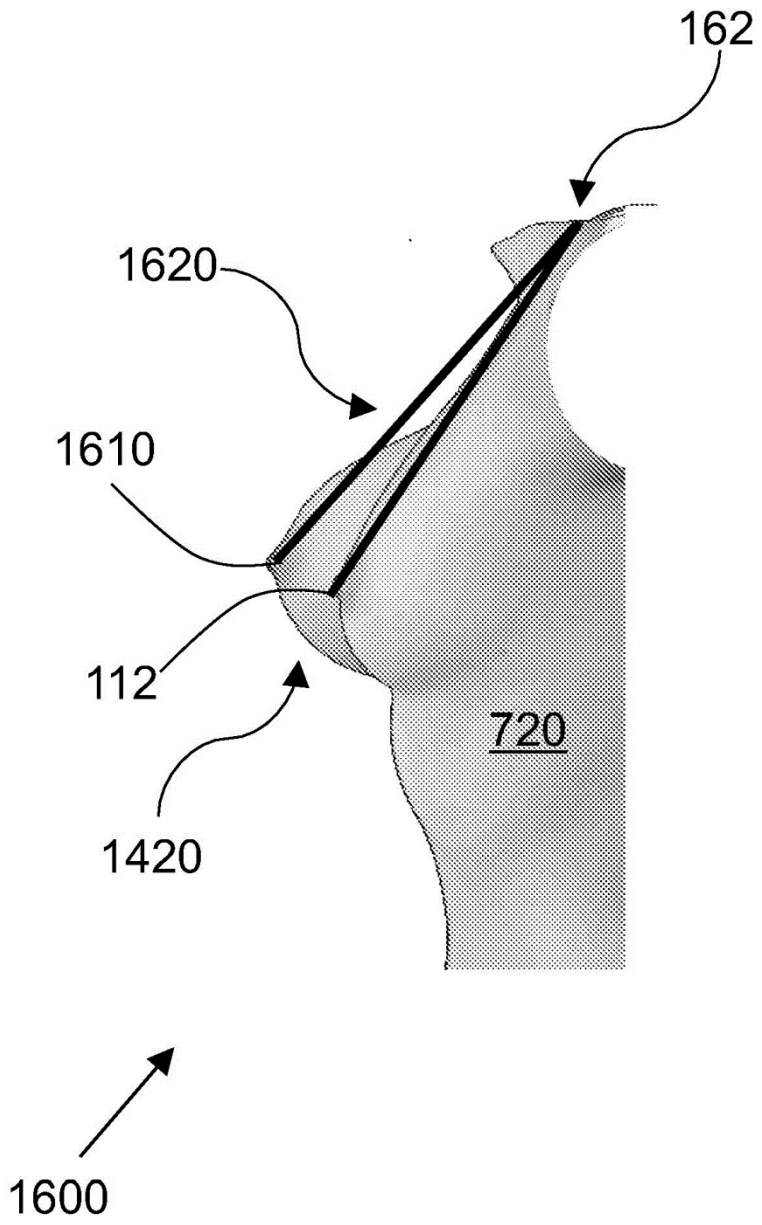


FIG. 17

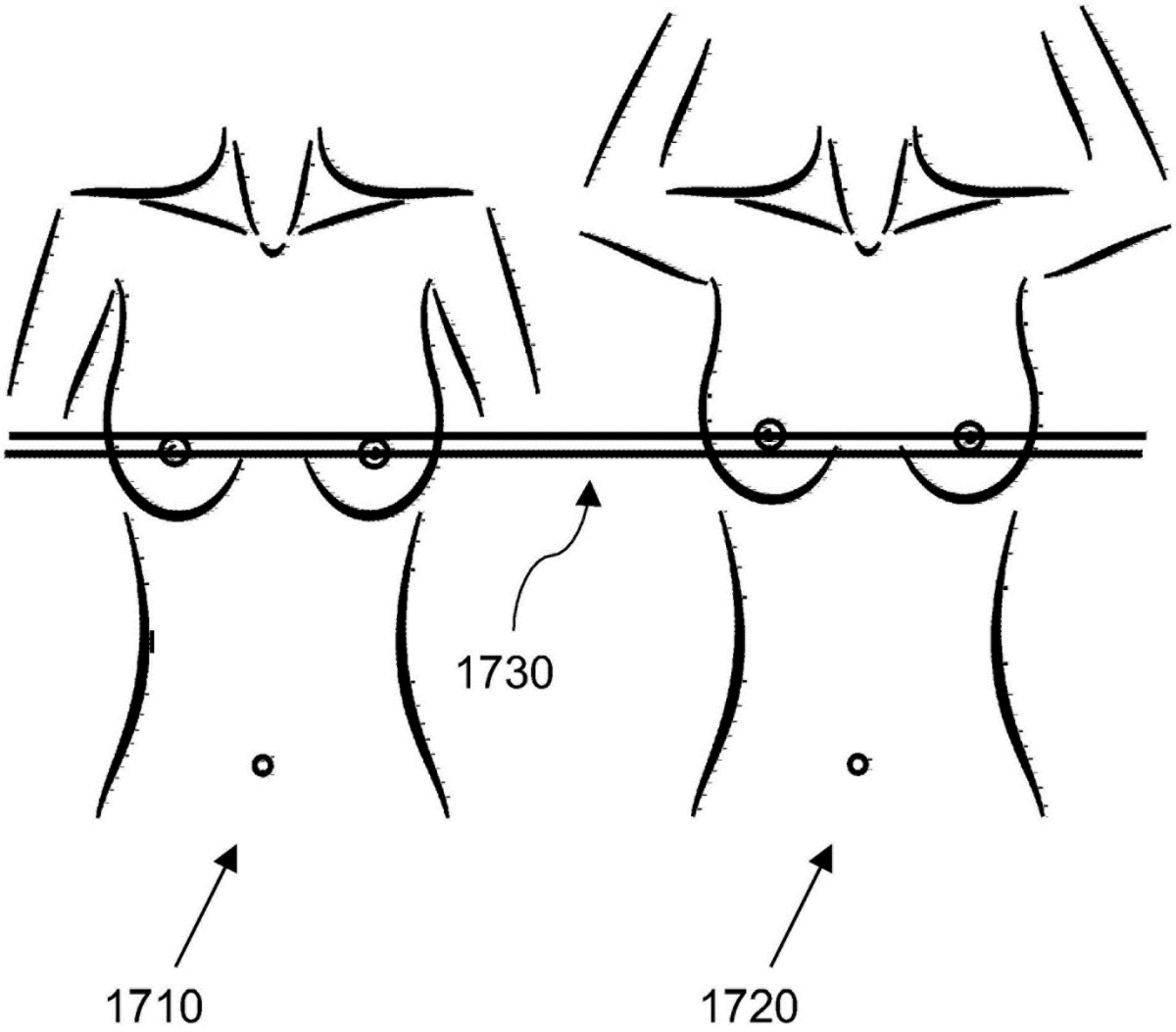
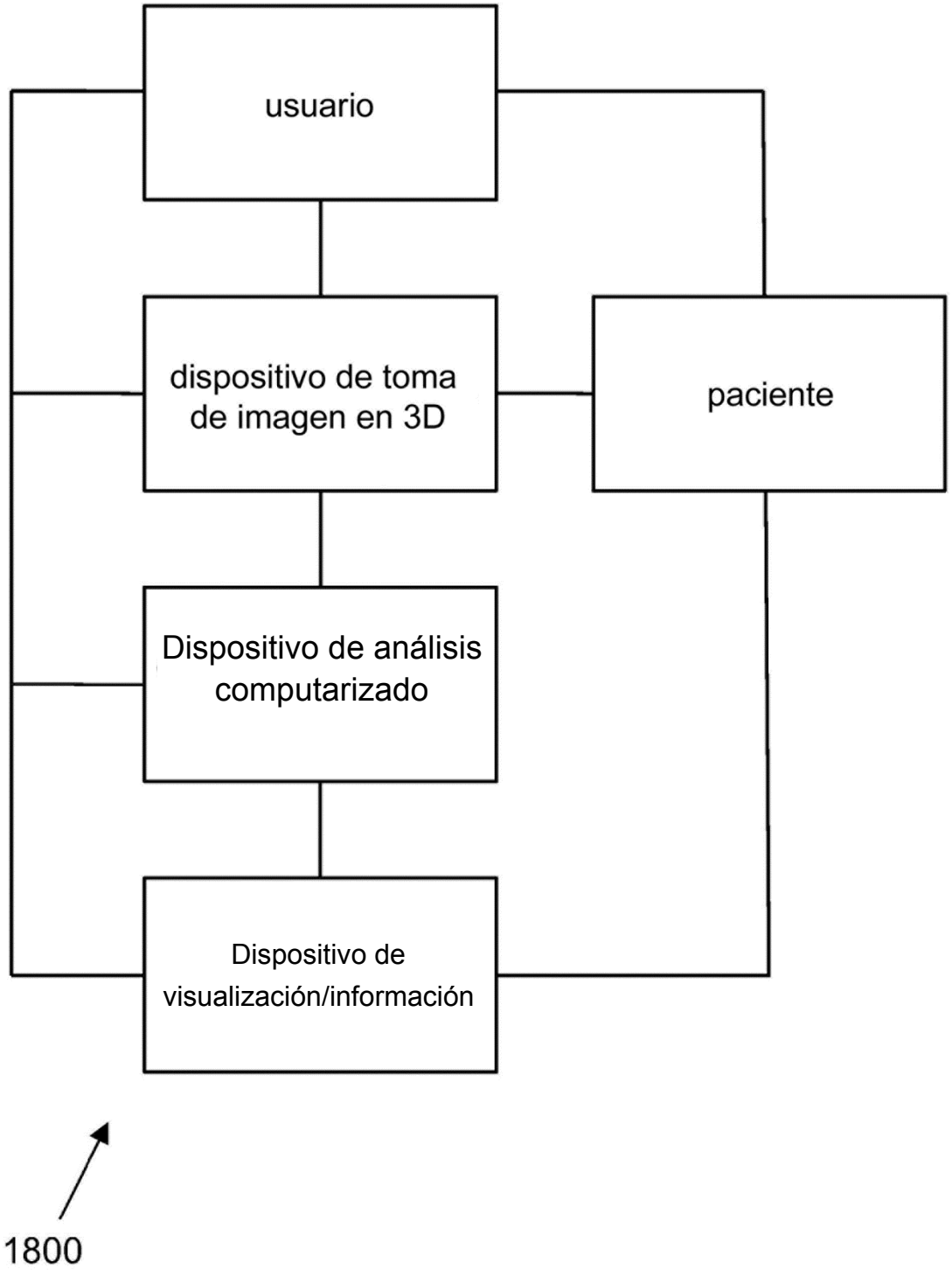


FIG. 18


usuario
dispositivo de toma de imagen en 3D
paciente
Dispositivo de análisis computarizado
Dispositivo de visualización/información
1800