

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 955 339**

51 Int. Cl.:

**A61N 7/02** (2006.01)

**A61N 7/00** (2006.01)

**A61B 90/00** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.08.2017 E 21211813 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.07.2023 EP 3981466**

54 Título: **Sistemas y métodos para el tratamiento cosmético de la piel con ultrasonidos**

30 Prioridad:

**16.08.2016 US 201662375607 P**

**06.04.2017 US 201762482440 P**

**06.04.2017 US 201762482476 P**

**15.06.2017 US 201762520055 P**

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

**30.11.2023**

73 Titular/es:

**ULTHERA, INC. (100.0%)  
1840 South Stapley Drive, Suite 200  
Mesa, AZ 85204, US**

72 Inventor/es:

**EMERY, CHARLES, D. y  
HSU, STEPHEN, J.**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

ES 2 955 339 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Sistemas y métodos para el tratamiento cosmético de la piel con ultrasonidos

### Antecedentes

Campo

- 5 Varias realizaciones de la invención se refieren a tratamientos no invasivos basados en energía para obtener efectos de mejora estética y/o cosmética en la piel y/o tejido cerca de la piel de una cara, cabeza, cuello y/o cuerpo humano.

Descripción de la técnica relacionada

- Algunos procedimientos cosméticos implican procedimientos invasivos que pueden requerir cirugía invasiva. Los pacientes no solo tienen que soportar semanas de tiempo de recuperación, sino que también deben someterse con frecuencia a arriesgados procedimientos anestésicos. Los dispositivos y métodos terapéuticos basados en energía no invasivos están disponibles, pero pueden tener varias limitaciones con respecto a la eficiencia y la eficacia. Algunos procedimientos cosméticos crean una serie secuencial de puntos o líneas de tratamiento. En esos procedimientos, el período de tiempo para el tratamiento es la suma de los tratamientos secuenciales. El documento US 2014/257145 A1 describe un sistema de tratamiento estético por ultrasonidos para crear múltiples puntos de enfoque con un transductor de ultrasonidos en el tejido en una pluralidad de ubicaciones a una profundidad focal con al menos uno del grupo que consiste en polarización de modulación de amplitud y cambio de fase. El documento US 2014/155747 A1 describe un transductor de ultrasonidos y métodos para fabricar y usar el transductor de ultrasonidos, que incluye una capa compuesta que tiene una primera superficie y que comprende una pluralidad de elementos piezoeléctricos separados por cortes rellenos de material aislante, usándose el transductor para escanear una región de tratamiento con señales de ultrasonidos tanto HIFU como de imagen. El documento WO 2010/102128 A1 describe métodos y aparatos para modificar el tejido no deseado por razones cosméticas, usando un cabezal de terapia que incluye al menos un transductor de ultrasonidos enfocado de alta intensidad, y medios para aplicar un ciclo de tratamiento tridimensional que incluye tratamientos mediante el cabezal de terapia a una pluralidad de profundidades diferentes. El documento US 6 071 239 A describe aparatos y métodos para destruir células grasas en un paciente vivo de forma no invasiva aplicando ultrasonidos enfocado de alta intensidad simultáneamente en una multiplicidad de zonas focales discretas producidas por un solo conjunto de transductores, utilizando un aparato de fase para producir un conjunto ampliamente variable de patrones de zona focal para terapia lipolítica y otros fines.

### Compendio

- La invención está definida por las reivindicaciones adjuntas. En varias realizaciones, se proporcionan sistemas y métodos que consiguen con éxito un efecto estético usando ultrasonidos dirigidos y precisos para causar un resultado cosmético visible y eficaz a través de una vía térmica al dividir un haz de terapia de ultrasonidos en dos, tres, cuatro o más zonas focales simultáneas para realizar diversos tratamientos y/o procedimientos de formación de imágenes. En varias realizaciones, un sistema de ultrasonidos está configurado para enfocar el ultrasonidos para producir un movimiento mecánico localizado dentro de los tejidos y las células con el fin de producir calentamiento localizado para la coagulación del tejido o para la ruptura mecánica de la membrana celular destinada a un uso estético no invasivo. En varias realizaciones, un sistema de ultrasonidos está configurado para levantar una ceja (por ejemplo, una ceja). En varias realizaciones, un sistema de ultrasonidos está configurado para levantar tejido laxo, tal como tejido submentoniano (debajo de la barbilla) y del cuello. En varias realizaciones, se configura un sistema de ultrasonidos para mejorar las líneas y arrugas del escote. En varias realizaciones, se configura un sistema de ultrasonidos para reducir la grasa. En varias realizaciones, se configura un sistema de ultrasonidos para reducir la apariencia de la celulitis.

- En varias realizaciones, un sistema de ultrasonidos está configurado para obtener imágenes para visualizar tejido (p. ej., capas dérmicas y subdérmicas de tejido) para garantizar el acoplamiento adecuado del transductor a la piel. En varias realizaciones, un sistema de ultrasonidos está configurado para obtener imágenes para visualizar tejido (p. ej., capas dérmicas y subdérmicas de tejido) para confirmar la profundidad adecuada del tratamiento para evitar ciertos tejidos (p. ej., hueso).

- En varias realizaciones, el tratamiento de tejido, como el tejido de la piel, con múltiples haces proporciona una o más ventajas, como, por ejemplo, la reducción del tiempo de tratamiento, la creación de patrones de calentamiento únicos, el aprovechamiento de múltiples canales para una mayor potencia, la opción de tratar la piel en dos o más profundidades con los mismos o diferentes niveles de potencia, (p. ej., un punto de coagulación térmica en el sistema aponeurótico muscular superficial ("SMAS") y otra energía desenfocada en la superficie de la piel, u otras combinaciones), tratamiento simultáneo opcional en diferentes profundidades (p. ej., a profundidades por debajo de la superficie de la piel de 3 mm y puntos de coagulación térmica de 4,5 mm simultáneamente o en un período de tiempo superpuesto); y/o tratamiento con uno, dos o más focos lineales o en línea simultáneos, como a diferentes profundidades por debajo de la superficie de la piel o separados. En algunas realizaciones, la terapia multifocal simultánea usa el difuminado.

En varias realizaciones, se proporcionan sistemas y métodos que mejoran satisfactoriamente la eficacia y/o la eficiencia de un efecto estético usando ultrasonidos dirigido y preciso para provocar un resultado cosmético visible y

eficaz a través de una vía térmica. En algunas realizaciones, se apunta a una sola zona focal. En algunas realizaciones, un haz de terapia de ultrasonidos se divide en dos, tres, cuatro o más zonas focales simultáneas para realizar varios tratamientos y/o procedimientos de formación de imágenes. En particular, las realizaciones de la invención mejoran la eficacia y/o la eficiencia al confirmar el acoplamiento adecuado entre el dispositivo de tratamiento y el tejido para el tratamiento en una zona de tratamiento.

En varias realizaciones, se proporcionan sistemas y métodos que mejoran con éxito la eficacia y/o la eficiencia de un efecto estético usando ultrasonidos dirigidos y precisos para causar un resultado cosmético visible y efectivo a través de una vía térmica al dividir un haz de terapia de ultrasonidos en dos, tres, cuatro o más zonas focales simultáneas para realizar varios tratamientos y/o procedimientos de formación de imágenes.

Según una realización, un sistema de tratamiento por ultrasonidos crea dos o más puntos simultáneos de tratamiento terapéutico y/o zonas focales debajo de la superficie de la piel para un tratamiento cosmético, en donde los puntos de tratamiento se amplían al difuminar los haces de ultrasonidos. En una realización, una zona focal es un punto. En una realización, una zona focal es una línea. En una realización, una zona focal es un plano. En una realización, una zona focal es un volumen o forma tridimensional. El difuminado de los puntos de enfoque del haz de ultrasonidos amplía el área de tratamiento al agitar, desenfocar o salpicar el punto de enfoque o la zona de enfoque (p. ej., un punto de enfoque, una línea, un plano o un volumen) como pintura a través de un aerógrafo dispersando mecánica y/o electrónicamente la ubicación de los puntos de enfoque al variar la frecuencia y, por lo tanto, el punto focal de los haces de tratamiento de ultrasonidos. En algunas realizaciones, el difuminado aumenta la eficacia al hacer puntos de tratamiento y/o zonas focales más grandes. En algunas realizaciones, el difuminado reduce el dolor ya que la temperatura del punto caliente se extiende sobre un mayor volumen de tejido, lo que permite una posible reducción de la dosis. En algunas realizaciones, la oscilación mecánica es un método para difundir la energía acústica del haz de ultrasonidos, de modo que haya menos dependencia de la conducción térmica del tejido lejos del foco. En una realización de oscilación mecánica, el transductor de terapia se mueve localmente alrededor del centro previsto del punto de coagulación térmica (TCP). El movimiento del haz acústico puede ser de lado a lado, de arriba hacia abajo y/o angular. En una realización de oscilación mecánica, el movimiento del mecanismo de movimiento es suficientemente rápido para crear un perfil de temperatura más plano alrededor del TCP previsto que permite una reducción de la energía acústica total para el mismo volumen de tejido afectado o la misma energía acústica total para un mayor volumen de tejido afectado o cualquier combinación de los mismos.

De acuerdo con diversas realizaciones, la modulación de frecuencia modifica la ubicación de una zona focal y/o la separación entre las zonas focales, de modo que la oscilación electrónica del haz a través de la modulación de la frecuencia altera y/o mueve con precisión la posición de los puntos de enfoque del haz). Por ejemplo, en una realización, un espacio de 1,5 mm se puede difuminar con  $\pm 0,1$  mm usando una pequeña oscilación de frecuencia. En varias realizaciones, uno o más espacios cualquiera de 0,5, 0,75, 1,0, 1,2, 1,5, 2,0 mm se pueden difuminar con  $\pm 0,01$ , 0,05, 0,1, 0,12, 0,15, 0,20, 0,25, 0,30 mm usando una oscilación de frecuencia. En varias realizaciones, una frecuencia se modula en 1 - 200 % (por ejemplo, 1 %, 5 %, 10 %, 15 %, 20 %, 25 %, 30 %, 35 %, 40 %, 45 %, 50 %, 100 %, 120 %, 150 %, 180 %, 200 % y cualquier intervalo en el mismo).

Varias realizaciones se refieren a dispositivos, sistemas y métodos para proporcionar una o más (p. ej., una pluralidad o múltiples) zonas de enfoque y/o puntos de tratamiento de ultrasonidos al realizar varios tratamientos de ultrasonidos y/o procedimientos de formación de imágenes de forma rápida, segura, eficiente y eficaz. En algunas realizaciones, no se usan imágenes. Algunas realizaciones se refieren a la división de un haz de terapia de ultrasonidos en dos, tres, cuatro o más zonas focales desde un solo transductor de ultrasonidos y/o un solo elemento de transducción de ultrasonidos. En algunas realizaciones, múltiples haces de ultrasonidos se manipulan electrónicamente con modulación de frecuencia. En algunas realizaciones, el difuminado (p. ej., oscilación electrónica) de aberturas de haz de ultrasonidos múltiples y/o divididas que usan modulación de frecuencia proporciona zonas o puntos de tratamiento en múltiples ubicaciones. En algunas realizaciones, el difuminado se relaciona con el movimiento intencional de la posición/ubicación de un punto focal de un haz de energía. Por ejemplo, en una realización, el difuminado implica agitar, mover, vibrar, alterar la ubicación y/o la posición de una sola zona focal y/o una separación relativa entre dos o más zonas focales. En varias realizaciones, la posición relativa de las zonas focales se altera en un 1 - 50 % (p. ej., 1 %, 5 %, 10 %, 15 %, 20 %, 25 %, 30 %, 35 %, 40 %, 45 %, 50 % y cualquier intervalo en el mismo, como un porcentaje de una ubicación media por un cierto porcentaje). En varias realizaciones, el espacio entre las zonas focales se intercala en un intervalo de entre 1 y 50 % (p. ej., 1 %, 5 %, 10 %, 15 %, 20 %, 25 %, 30 %, 35 %, 40 %, 45 %, 50 % y cualquier intervalo en el mismo). En algunas realizaciones, el difuminado se puede lograr a través de medios mecánicos, electrónicos o combinaciones de medios mecánicos y electrónicos dependiendo del diseño del sistema. En una realización de mecánica, el haz de ultrasonidos se mueve localmente alrededor del centro TCP deseado a través de un desplazamiento o inclinación mecánica del transductor de terapia o del paciente o cualquier combinación de los mismos. El desplazamiento mecánico y/o la inclinación permiten la expansión de la energía acústica de modo que se superen las limitaciones de conducción térmica del tejido. Esto crea un perfil de temperatura más plano en el tejido para reducir la energía acústica total para crear el mismo volumen de tejido afectado o tener la misma energía acústica total para aumentar el volumen de tejido afectado en comparación con un dispositivo de terapia de ultrasonidos estacionario. En varias realizaciones de oscilación electrónica, modulaciones de frecuencia, fase, amplitud o técnicas basadas en el tiempo se usan en combinación con un transductor definido de forma única para mover el haz de ultrasonidos en el tejido sin ningún movimiento mecánico. En una realización, el movimiento electrónico del haz de ultrasonidos se produce significativamente más rápido que el movimiento mecánico para superar

la limitación de conductividad térmica del tejido. En diversas realizaciones, una relación de posicionamiento relativo de la zona focal mediante difuminado es 1:1000, 1:500, 1:200; 1:100, 1:50, 1:25, 1:10, 1:2 o cualquier relación entre 1:1000 y 1:1. En diversas realizaciones, una relación de separación entre el posicionamiento relativo de la zona focal mediante difuminado es 1:1000, 1:500, 1:200; 1:100, 1:50, 1:25, 1:10, 1:2 o cualquier relación entre 1:1000 y 1:1. Por ejemplo, en algunas realizaciones, se activa una zona focal en "1" y se proporciona una relación de separación abierta de tejido no tratado en el segundo número de la relación. Por ejemplo, en una realización, un espacio de difuminado es, p. ej., de 1 mm, y una distancia de difuminado es de 0,1 mm, por lo que la proporción es de 1:10. En diversas realizaciones, una relación de separación entre zonas focales mediante difuminado es 1:1000, 1:500, 1:200; 1:100, 1:50, 1:25, 1:10, 1:2 o cualquier relación entre 1:1000 y 1:1. En algunas realizaciones, la separación de las zonas focales simultáneas está difuminada. En algunas realizaciones, los puntos y/o zonas de tratamiento se forman simultáneamente en el tejido. En varias realizaciones, el difuminado para realizar varios tratamientos y/o procedimientos de formación de imágenes es con modulado y/o multifase con variación controlada en la frecuencia. Algunas realizaciones se refieren a la división de un haz de terapia de ultrasonidos en dos, tres, cuatro o más zonas focales para realizar diversos tratamientos, por ejemplo, con técnicas de difuminado, polarización, ajuste de fase y/o modulación y/o procedimientos de formación de imágenes.

En varias realizaciones descritas en la presente memoria, los sistemas de ultrasonidos no invasivos están adaptados para usarse para lograr uno o más de los siguientes efectos beneficiosos de mejora estética y/o cosmética: un estiramiento facial, un levantamiento de cejas, un estiramiento de mentón, un tratamiento ocular (p. ej., bolsas malares, tratar la laxitud infraorbitaria), reducción de arrugas, reducción de grasa (p. ej., tratamiento tejido adiposo y/o de celulitis), tratamiento de celulitis (que puede llamarse lipodistrofia ginecoide) (p. ej., lipodistrofia ginecoide femenina tipo hoyuelo o sin hoyuelo), mejora del escote (p. ej., la parte superior del pecho), levantamiento de glúteos (p. ej., endurecimiento de los glúteos), estiramiento de la piel (por ejemplo, tratamiento de la laxitud para causar tensión en la cara o el cuerpo, como la cara, el cuello, el pecho, los brazos, los muslos, abdomen, glúteos, etc.), reducción de cicatrices, tratamiento de quemaduras, eliminación de tatuajes, eliminación de venas, reducción de venas, tratamiento de glándulas sudoríparas, tratamiento de hiperhidrosis, eliminación de manchas solares, tratamiento para el acné, reducción de espinillas. Varias realizaciones de la invención son particularmente ventajosas porque incluyen uno, varios o todos los siguientes beneficios: tiempo de tratamiento más rápido, (ii) menos dolor durante el tratamiento, (iii) menos dolor después del tratamiento, (iv) tiempo de recuperación más corto, (v) tratamiento más eficiente, (vi) mayor satisfacción del cliente, (vii) menos energía para completar un tratamiento y/o (viii) mayor área de tratamiento por regiones focales difuminadas.

De acuerdo con diversas realizaciones, un sistema y/o método de tratamiento cosmético por ultrasonidos puede producir de manera no invasiva zonas de tratamiento cosmético difuminadas únicas o múltiples y/o puntos de coagulación térmica donde el ultrasonidos se enfoca en una o más ubicaciones en una región de tratamiento en tejido bajo una superficie de la piel, y se mueve a través de cambios en la frecuencia (p. ej., a través de la modulación de frecuencia). Algunos sistemas y métodos proporcionan tratamiento cosmético en diferentes ubicaciones en el tejido, como a diferentes profundidades, alturas, anchuras y/o posiciones. En una realización, un método y un sistema comprenden un sistema transductor múltiple de profundidad/altura/anchura configurado para proporcionar tratamiento de ultrasonidos a una o más regiones de interés, como entre al menos una región de interés de profundidad de tratamiento, una región de interés superficial, y/o una región subcutánea de interés. En una realización, un método y un sistema comprenden un sistema transductor configurado para proporcionar tratamiento de ultrasonidos a más de una región de interés, como entre al menos dos puntos en varias ubicaciones (p. ej., a una profundidad, altura, anchura y/u orientación fija o variable, etc.) en una región de interés en el tejido. Algunas realizaciones pueden dividir un haz para enfocar a dos, tres, cuatro o más puntos focales (p. ej., puntos focales múltiples, puntos multifocales) para zonas de tratamiento cosmético y/o para la formación de imágenes en una región de interés en el tejido. La posición y/o el difuminado de los puntos focales se pueden colocar axialmente, lateralmente o de otro modo dentro del tejido. Algunas realizaciones se pueden configurar para el control espacial, como por la ubicación y/o el difuminado de un punto de enfoque, cambiando la distancia desde un transductor a una superficie reflectante y/o cambiando los ángulos de energía enfocada o no enfocada a la región de interés, y/o configurarse para el control temporal, como controlando los cambios en la frecuencia, la amplitud de excitación y los tiempos del transductor. En algunas realizaciones, la posición y/o el difuminado de múltiples zonas de tratamiento o puntos focales se logra con polarización, polarización fásica, polarización bifásica y/o polarización multifásica. En algunas realizaciones, la posición de múltiples zonas de tratamiento o puntos focales con la fase, como en una realización, fase eléctrica. Como resultado, los cambios en la ubicación de la región de tratamiento, el número, forma, tamaño y/o volumen de las zonas de tratamiento o lesiones en una región de interés, así como las condiciones térmicas, pueden controlarse dinámicamente a lo largo del tiempo.

De acuerdo con diversas realizaciones, un sistema y/o método de tratamiento cosmético por ultrasonidos puede crear múltiples zonas de tratamiento cosmético usando una o más de modulación de frecuencia, modulación de fase, polarización, acústica no lineal y/o transformadas de Fourier para crear cualquier patrón espacial periódico con una o múltiples partes de ultrasonidos. En una realización, un sistema distribuye simultánea o secuencialmente zonas de tratamiento únicas o múltiples utilizando polarización a nivel cerámico. En una realización, un patrón de polarización es función de la profundidad focal y la frecuencia, y el uso de funciones pares o impares. En una realización, se aplica un patrón de polarización, que puede ser una combinación de funciones pares o impares, y se basa en la profundidad focal y/o la frecuencia. En una realización, se puede usar un proceso en dos o más dimensiones para crear cualquier patrón espacial periódico. En una realización, un haz de ultrasonidos se divide axial y lateralmente para reducir

significativamente el tiempo de tratamiento mediante el uso de acústica no lineal y transformadas de Fourier. En una realización, la modulación de un sistema y la modulación de amplitud de una cerámica o un transductor se pueden usar para colocar múltiples zonas de tratamiento en el tejido, ya sea secuencial o simultáneamente.

5 En una realización, un sistema de imagen y tratamiento estético incluye una sonda ultrasónica que incluye un transductor de ultrasonidos configurado para aplicar terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones a una profundidad focal con oscilación electrónica de múltiples aberturas de haz de energía con modulación de frecuencia. En una realización, el sistema incluye un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de ultrasonidos.

10 En una realización, el sistema incluye el difuminado configurado para proporcionar una separación variable entre una pluralidad de zonas individuales de tratamiento cosmético. En una realización, una secuencia de zonas de tratamiento cosmético individuales tiene un espaciado de tratamiento en un intervalo de aproximadamente 0,01 mm a aproximadamente 25 mm (p. ej., 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 2,5 mm, 3 mm, 5 mm, 10 mm, 20 mm y cualquier intervalo de valores en el mismo), con una alteración difuminada del espaciado de 1 a 50 % (p. ej., 1 %, 5 %, 10 %, 15 %, 20 %, 25 %, 30 %, 35 %, 40 %, 45 %, 50 % y cualquier intervalo de los mismos). En una realización, una secuencia de zonas de tratamiento cosmético individuales tiene un espaciado de tratamiento en un intervalo de aproximadamente 0,01 mm a aproximadamente 100 mm (p. ej., 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 2,5 mm, 3 mm, 5 mm, 10 mm, 20 mm, 25 mm, 30 mm, 35 mm, 40 mm, 45 mm, 50 mm, 60 mm, 70 mm, 80 mm, 90 mm y 100 mm, y cualquier intervalo de valores en ellos), con un difuminado de alteración del espacio entre 1 y 50 % (p. ej., 1 %, 5 %, 10 %, 15 %, 20 %, 25 %, 30 %, 35 %, 40 %, 45 %, 50 % y cualquier intervalo en ellos).

20 En una realización, el sistema incluye además un mecanismo de movimiento configurado para ser programado para proporcionar una separación constante o variable entre la pluralidad de zonas individuales de tratamiento cosmético. En una realización, una secuencia de zonas individuales de tratamiento cosmético tiene un espaciado de tratamiento en un intervalo de aproximadamente 0,01 mm a aproximadamente 25 mm (p. ej., 0,1, 0,5, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 15, 19 mm o cualquier intervalo o valor del mismo). En una realización, una secuencia de zonas individuales de tratamiento cosmético tiene un espaciado de tratamiento en un intervalo de aproximadamente 0,01 mm a aproximadamente 100 mm (p. ej., 0,1, 0,5, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50, 100 mm o cualquier intervalo o valor del mismo). En una realización, las zonas de tratamiento se proporcionan a lo largo de una distancia de aproximadamente 25 mm. En una realización, las zonas de tratamiento se proporcionan a lo largo de una distancia de aproximadamente 50 mm. En varias realizaciones, las zonas de tratamiento se proporcionan a lo largo de una distancia de 5 mm a 100 mm (p. ej., 10 mm, 20 mm, 25 mm, 35 mm, 50 mm, 75 mm, 100 mm, y cualquier cantidad o intervalo en las mismas. En varias realizaciones, las zonas de tratamiento se proporcionan a lo largo de una distancia lineal y/o curva.

35 Por ejemplo, en algunas realizaciones no limitantes, los transductores pueden configurarse para una profundidad de tejido de 0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm, 2 mm, 3 mm, 4,5 mm, 6 mm, menos de 3 mm, entre 0,5 mm y 5 mm, entre 1,5 mm y 4,5 mm, más de 4,5 mm, más de 6 mm y en cualquiera de los intervalos de 0,1 mm - 3 mm, 0,1 mm - 4,5 mm, 0,1 mm - 25 mm, 0,1 mm - 100 mm, y cualquier profundidad en el mismo (p. ej., 6 mm, 10 mm, 13 mm, 15 mm). En varias realizaciones, el tejido se trata a una profundidad por debajo de la superficie de la piel y la superficie de la piel no se ve afectada. En cambio, el efecto terapéutico logrado en la profundidad por debajo de la superficie de la piel da como resultado un aspecto cosmético favorable de la superficie de la piel. En otras realizaciones, la superficie de la piel se trata con ultrasonidos (p. ej., a una profundidad inferior a 0,5 mm).

40 Un beneficio de un mecanismo de movimiento es que puede proporcionar un uso más eficiente, exacto y preciso de un transductor de ultrasonidos, para fines de formación de imágenes y/o terapia. Una ventaja que tiene este tipo de mecanismo de movimiento sobre las matrices fijas convencionales de múltiples transductores fijados en el espacio en una carcasa es que las matrices fijas están separadas por una distancia fija. En una realización, el módulo transductor está configurado para proporcionar una potencia acústica de la terapia ultrasónica en un intervalo de entre aproximadamente 1 W y aproximadamente 100 W (p. ej., 3-30 W, 7-30 W, 21-33 W) y una frecuencia de aproximadamente 1 MHz a aproximadamente 10 MHz para calentar térmicamente el tejido para provocar la coagulación. En una realización, el módulo transductor está configurado para proporcionar una potencia acústica de la terapia ultrasónica en un intervalo de entre aproximadamente 1 W y aproximadamente 500 W para energía máxima o media (p. ej., 3-30 W, 7-30 W, 21-33 W, 100 W, 220 W o más) y una frecuencia de aproximadamente 1 MHz a aproximadamente 10 MHz para calentar térmicamente el tejido para provocar la coagulación. En algunas realizaciones, se entrega una energía instantánea. En algunas realizaciones, se entrega una energía media. En una realización, la potencia acústica puede ser de un intervalo de 1 W a aproximadamente 100 W en un intervalo de frecuencia de aproximadamente 1 MHz a aproximadamente 12 MHz (p. ej., 1 MHz, 3 MHz, 4 MHz, 4,5 MHz, 7 MHz, 10 MHz, 2-12 MHz), o desde aproximadamente 10 W hasta aproximadamente 50 W en un intervalo de frecuencias desde aproximadamente 3 MHz hasta aproximadamente 8 MHz (p. ej., 3 MHz, 4 MHz, 4,5 MHz, 7 MHz). En una realización, la potencia acústica puede ser de un intervalo de 1 W a aproximadamente 500 W en un intervalo de frecuencia de aproximadamente 1 MHz a aproximadamente 12 MHz (p. ej., 1 MHz, 4 MHz, 7 MHz, 10 MHz, 2-12 MHz), o de aproximadamente 10 W a aproximadamente 220 W en un intervalo de frecuencia de aproximadamente 3 MHz a aproximadamente 8 MHz, o de 3 MHz a 10 MHz. En una realización, la potencia acústica y las frecuencias son de aproximadamente 40 W a aproximadamente 4,3 MHz y de aproximadamente 30 W a aproximadamente 7,5 MHz. Una energía acústica producida por esta potencia acústica puede oscilar entre aproximadamente 0,01 julios ("J") a

aproximadamente 10 J o aproximadamente 2 J a aproximadamente 5 J. Una energía acústica producida por esta potencia acústica puede estar entre aproximadamente 0,01 J a aproximadamente 60 000 J. (p. ej., mediante calentamiento a granel, para dar forma al cuerpo, grasa submentoniana, abdomen y/o flancos, brazos, parte interna del muslo, parte externa del muslo, glúteos, laxitud abdominal, celulitis), aproximadamente 10 J o aproximadamente 2 J a aproximadamente 5 J. En una realización, la energía acústica está en un intervalo inferior a aproximadamente 3 J. En varias realizaciones, una potencia de tratamiento es de 1 kW/cm<sup>2</sup> a 100 kW/cm<sup>2</sup>, 15 kW/cm<sup>2</sup> a 75 kW/cm<sup>2</sup>, 1 kW/cm<sup>2</sup> a 5 kW/cm<sup>2</sup>, 500 W/cm<sup>2</sup> a 10 kW/cm<sup>2</sup>, 3 kW/cm<sup>2</sup> a 10 kW/cm<sup>2</sup>, 15 kW/cm<sup>2</sup> a 50 kW/cm<sup>2</sup>, 20 kW/cm<sup>2</sup> a 40 kW/cm<sup>2</sup>, y/o 15 kW/cm<sup>2</sup> a 35 kW/cm<sup>2</sup>.

En varias realizaciones, un sistema de tratamiento por ultrasonidos para difuminar múltiples puntos de enfoque simultáneos desde un transductor de ultrasonidos incluye una sonda ultrasónica y un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de ultrasonidos. La sonda ultrasónica incluye un transductor de ultrasonidos con un solo elemento de transducción adaptado para aplicar simultáneamente terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones espaciadas a una profundidad focal. El transductor de ultrasonidos está polarizado con al menos una primera configuración polarizada y una segunda configuración polarizada. El módulo de control modifica la separación entre las ubicaciones espaciadas mediante difuminado de una primera zona focal y una segunda zona focal, de modo que el difuminado mediante la modulación de una frecuencia mueve con precisión una posición de un punto de enfoque del haz a las ubicaciones espaciadas.

En una realización, la pluralidad de ubicaciones se colocan en una secuencia lineal dentro de una zona de tratamiento cosmético, en donde las ubicaciones espaciadas están separadas con una separación difuminada a través de una oscilación de frecuencia. En una realización, un primer conjunto de ubicaciones está situado dentro de una primera zona de tratamiento cosmético y un segundo conjunto de ubicaciones está situado dentro de una segunda zona de tratamiento cosmético, siendo la primera zona diferente de la segunda zona. En una realización, el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica usando modulación de amplitud por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de amplitudes de intensidad acústica, en donde una primera amplitud es diferente de una segunda amplitud. En una realización, al menos una parte del transductor de ultrasonidos está adaptada para emitir terapia ultrasónica a dos o más amplitudes de intensidad acústica, y en donde la amplitud de la terapia ultrasónica emitida por al menos una parte del piezoeléctrico varía con el tiempo. En una realización, el transductor de ultrasonidos comprende material piezoeléctrico y la pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para crear una pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico correspondientes en respuesta a un campo eléctrico aplicado al transductor de ultrasonidos. En una realización, la pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico comprende al menos una de expansión del material piezoeléctrico y contracción del material piezoeléctrico. En una realización, el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica a través del cambio de fase, por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase. En una realización, la pluralidad de fases comprende valores de fase discretos. En una realización, el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica usando modulación de amplitud por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de amplitudes de intensidad acústica, en donde una primera amplitud es diferente de una segunda amplitud, y aplicar terapia ultrasónica por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase. En varias realizaciones, el tratamiento ultrasónico es al menos uno de: un estiramiento facial, un levantamiento de cejas, un estiramiento de mentón, un tratamiento ocular (p. ej., bolsas malares, tratar la laxitud infraorbitaria), una reducción de arrugas, una mejora del escote, un levantamiento de glúteos, reducción de cicatrices, tratamiento de quemaduras, estiramiento de la piel (p. ej., tratamiento de laxitud abdominal o tratamiento de laxitud en otros lugares), reducción de vasos sanguíneos, tratamiento de glándulas sudoríparas, eliminación de manchas solares, tratamiento de grasa y tratamiento de celulitis. El estiramiento de la piel mediante la reducción de la laxitud de la piel se logra en algunas realizaciones para tratar a un sujeto con exceso de piel o piel floja después de la pérdida de peso, ya sea que dicha pérdida de peso se produzca de forma natural o se realice quirúrgicamente.

En varias realizaciones, un sistema de tratamiento de ultrasonidos para uso en tratamiento cosmético para difuminar múltiples puntos focales simultáneos desde un transductor de ultrasonidos incluye una sonda ultrasónica que incluye un módulo de control adaptado para modificar un espacio entre una primera zona focal y una segunda zona focal mediante difuminado, un interruptor que controla operativamente una función de tratamiento ultrasónico para proporcionar un tratamiento ultrasónico, y un mecanismo de movimiento adaptado para dirigir el tratamiento ultrasónico en al menos un par de secuencias simultáneas de zonas individuales de tratamiento cosmético térmico, y un módulo transductor adaptado para aplicar terapia ultrasónica. El módulo transductor está adaptado tanto para la formación de imágenes ultrasónicas como para tratamiento ultrasónico. El módulo transductor está adaptado para acoplarse a la sonda ultrasónica. El módulo transductor incluye un transductor de ultrasonidos adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones a una profundidad focal. El módulo transductor está adaptado para acoplarse operativamente a al menos uno del interruptor y del mecanismo de movimiento. El módulo de control incluye un procesador y una pantalla para controlar el módulo transductor.

En una realización, el módulo transductor está adaptado para aplicar terapia ultrasónica usando modulación de amplitud por lo que una pluralidad de partes del módulo transductor están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a

una pluralidad de amplitudes de intensidad acústica, en donde una primera amplitud es diferente de una segunda amplitud. En una realización, el módulo transductor está adaptado para aplicar terapia ultrasónica por lo que una pluralidad de partes del módulo transductor están adaptadas para emitir terapia ultrasónica en una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase.

5 En diversas realizaciones, un sistema de tratamiento por ultrasonidos para el tratamiento multifoco difuminado incluye un módulo que comprende un transductor de ultrasonidos. El transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar simultáneamente terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones espaciadas en el tejido, en donde el módulo modifica un espacio entre la pluralidad de ubicaciones espaciadas mediante el difuminado de una primera zona focal y una segunda zona focal, de modo que el difuminado mediante la modulación de una frecuencia mueve  
10 con precisión una posición de un punto de enfoque del haz en la pluralidad de ubicaciones espaciadas, en donde el módulo comprende además una guía de interfaz diseñada para acoplarse de forma extraíble a una varilla manual para proporcionar comunicación electrónica y alimentación entre el módulo y la varilla manual.

En una realización, el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica usando modulación de amplitud por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia  
15 ultrasónica a una pluralidad de amplitudes de intensidad acústica, en donde una primera amplitud es diferente de una segunda amplitud. En una realización, el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica, por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica en una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase. En una realización, el transductor de ultrasonidos comprende material piezoeléctrico y la pluralidad de partes del transductor  
20 de ultrasonidos están adaptadas para crear una pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico correspondientes en respuesta a un campo eléctrico aplicado al transductor de ultrasonidos. En una realización, al menos una parte del transductor de ultrasonidos está adaptada para emitir terapia ultrasónica a dos o más amplitudes de intensidad acústica, y en donde la amplitud de la terapia ultrasónica emitida por al menos una parte del transductor de ultrasonidos permanece constante a lo largo del tiempo. En una realización, el tratamiento ultrasónico es al menos uno de  
25 estiramiento facial, un levantamiento de cejas, un estiramiento de mentón, un tratamiento ocular (p. ej., bolsas malares, tratamiento de laxitud infraorbitaria), una reducción de arrugas, una mejora del escote, un levantamiento de glúteos, una reducción de cicatrices, un tratamiento de quemaduras, eliminación de tatuajes, estiramiento de la piel (p. ej., tratamiento de laxitud abdominal o estiramiento de la piel en otras áreas del cuerpo y la cara, como cualquier exceso de piel o tejido, como durante o después de la pérdida de peso, como por ejemplo abdomen, glúteos, muslos, brazos y otras áreas), una eliminación de venas, una reducción de venas, un tratamiento de una glándula sudorípara, un  
30 tratamiento de hiperhidrosis, una eliminación de manchas solares, un tratamiento de la grasa, un rejuvenecimiento vaginal y un tratamiento para el acné.

En varias realizaciones, un método para difuminar haces simultáneos enfocados para el tratamiento de ultrasonidos incluye proporcionar una sonda ultrasónica que comprende un transductor de ultrasonidos que comprende un único  
35 elemento de transducción adaptado para aplicar simultáneamente terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones espaciadas a una profundidad focal y un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de ultrasonidos y difuminar el espacio entre las ubicaciones espaciadas de una primera zona focal y una segunda zona focal mediante la modulación de una frecuencia para mover una posición de un punto de enfoque ultrasónico a las ubicaciones espaciadas.

40 En una realización, el método incluye la formación de imágenes de la primera zona focal con un elemento de formación de imágenes por ultrasonidos. En una realización, el método incluye la formación de imágenes de la segunda zona focal con un elemento de formación de imágenes por ultrasonidos. En una realización, el espacio entre la primera zona focal y la segunda zona focal se difumina en un intervalo de entre 1 y 50 %. En una realización, el espacio entre la primera zona focal y la segunda zona focal es de 1,5 mm y es de 0,1 mm. En una realización, la modulación de  
45 frecuencia está en un intervalo de entre 1 y 50 %. En una realización, el tratamiento con ultrasonidos es al menos uno de un estiramiento facial, un levantamiento de cejas, un estiramiento de mentón, un tratamiento ocular (p. ej., bolsas malares, tratamiento de la laxitud infraorbitaria), una reducción de arrugas, una mejora del escote, un levantamiento de glúteos, reducción de cicatrices, tratamiento de quemaduras, eliminación de tatuajes, estiramiento de la piel (p. ej., tratamiento de laxitud en la cara y el cuerpo, como el tratamiento de laxitud abdominal, estiramiento de la piel en otras  
50 áreas del cuerpo y la cara, como cualquier exceso de piel o tejido, como durante o después de la pérdida de peso, como, por ejemplo, el abdomen, los glúteos, los muslos, los brazos y otras áreas), una eliminación de venas, una reducción de venas, un tratamiento en una glándula sudorípara, un tratamiento de la hiperhidrosis, una eliminación de manchas solares, un tratamiento de la grasa, un rejuvenecimiento vaginal y un tratamiento para el acné.

En varias realizaciones, un método para difuminar un haz ultrasónico enfocado incluye proporcionar una sonda  
55 ultrasónica que comprende un único elemento de transducción y un módulo de control, en donde el único elemento de transducción está adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido en una zona focal a una profundidad focal, en donde el módulo de control está acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el único elemento de transducción y difuminar la zona focal mediante la modulación de una frecuencia para alterar el tamaño de la zona focal en el tejido.

En una realización, la posición relativa de la zona focal se difumina en un intervalo de entre 1 y 50 %. En una  
60 realización, una segunda zona focal se emite simultáneamente desde el único elemento de transducción. En una realización, el método incluye la formación de imágenes de la zona focal con un elemento de formación de imágenes

por ultrasonidos. En una realización, la modulación de la frecuencia está en un intervalo de entre 1 y 50 %.

En varias de las realizaciones descritas en la presente memoria, el procedimiento es completamente cosmético y no un acto médico. Por ejemplo, en una realización, los métodos descritos en la presente memoria no necesitan ser realizados por un médico, sino en un spa u otro instituto estético. En algunas realizaciones, se puede usar un sistema para el tratamiento cosmético no invasivo de la piel.

En algunas realizaciones, terapia multifocal simultánea usando mezcla de señales multicanal. En varias realizaciones, un sistema de tratamiento utiliza múltiples canales de terapia para permitir el enfoque y/o la dirección electrónicos. Por ejemplo, un sistema de tratamiento que utiliza múltiples canales de terapia para permitir el enfoque y/o la dirección electrónicos permite una oscilación electrónica más rápido para crear más coagulación térmica usando la misma cantidad de energía que otros dispositivos de tratamiento o coagulación térmica igual usando oscilación electrónica con menos energía que otros dispositivos de tratamiento.

En varias realizaciones, un sistema de tratamiento de ultrasonidos configurado para generar múltiples puntos de enfoque simultáneos desde un transductor de ultrasonidos incluye una sonda ultrasónica que comprende un transductor de ultrasonidos con múltiples elementos de transducción adaptados para aplicar simultáneamente terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones espaciadas, en donde cada elemento de transducción comprende un canal en donde la sonda ultrasónica tiene un foco geométrico; en donde la sonda ultrasónica tiene un primer foco electrónico; y en donde la sonda ultrasónica tiene un segundo foco electrónico; un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de ultrasonidos, en donde el módulo de control modifica el espacio entre las ubicaciones espaciadas mediante el difuminado de una primera zona focal y una segunda zona focal, como el difuminado mediante una función de excitación que mueve una posición de un punto de foco de haz en las ubicaciones espaciadas.

En una realización, la pluralidad de ubicaciones se coloca en una secuencia lineal dentro de una zona de tratamiento cosmético, en donde las ubicaciones espaciadas están separadas. En una realización, un primer conjunto de ubicaciones se ubica dentro de una primera zona de tratamiento cosmético y un segundo conjunto de ubicaciones se sitúa dentro de una segunda zona de tratamiento cosmético, siendo la primera zona diferente de la segunda zona. En una realización, el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica, por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de amplitudes de intensidad acústica, en donde una primera amplitud es diferente de una segunda amplitud. En una realización, al menos una parte del transductor de ultrasonidos está adaptada para emitir terapia ultrasónica a dos o más amplitudes de intensidad acústica, y en donde la amplitud de la terapia ultrasónica emitida por la al menos una parte del piezoeléctrico varía con el tiempo. En una realización, el transductor de ultrasonidos comprende material piezoeléctrico y la pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para crear una pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico correspondientes en respuesta a un campo eléctrico aplicado al transductor de ultrasonidos. En una realización, la pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico comprende al menos una de expansión del material piezoeléctrico y contracción del material piezoeléctrico. En una realización, el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica a través del cambio de fase, por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica en una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase. En una realización, la pluralidad de fases comprende valores de fase discretos. En una realización, el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica usando modulación de amplitud por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de amplitudes de intensidad acústica, en donde una primera amplitud es diferente de una segunda amplitud; y aplicar terapia ultrasónica por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica en una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase.

En varias realizaciones, el tratamiento ultrasónico es al menos uno de: un estiramiento facial, un levantamiento de cejas, un estiramiento de mentón, un tratamiento de ojos (p. ej., bolsas malares, tratamiento de la laxitud infraorbitaria), una reducción de arrugas, una mejora del escote, un levantamiento de glúteos, una reducción de cicatrices, un tratamiento para quemaduras, un estiramiento de la piel (p. ej., abdominal, de muslo, glúteo, brazo, cuello u otro tratamiento para la laxitud), una reducción de vasos sanguíneos, un tratamiento de una glándula sudorípara, una eliminación de manchas solares, un tratamiento de la grasa, y un tratamiento de celulitis.

En varias realizaciones, un sistema de tratamiento por ultrasonidos para uso en tratamientos cosméticos para formar múltiples zonas focales simultáneas a partir de un transductor de ultrasonidos, el sistema incluye una sonda ultrasónica que incluye un módulo de control adaptado para modificar un espaciado entre una primera zona focal y una segunda zona focal, un interruptor que controla operativamente una función de tratamiento ultrasónico para proporcionar un tratamiento ultrasónico; y un mecanismo de movimiento adaptado para dirigir el tratamiento ultrasónico en al menos un par de secuencias simultáneas de zonas individuales de tratamiento térmico cosmético; y un módulo transductor adaptado para aplicar terapia ultrasónica, en donde el módulo transductor está adaptado para la formación de imágenes ultrasónicas y/o tratamiento ultrasónico, en donde el módulo transductor está adaptado para acoplarse a la sonda ultrasónica, en donde el módulo transductor comprende un transductor de ultrasonidos adaptado para aplicar simultáneamente terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones, en donde el módulo transductor está adaptado para acoplarse operativamente a al menos uno del interruptor y el mecanismo de movimiento; y en donde



el módulo de control comprende un procesador y una pantalla para controlar el módulo transductor.

En una realización, el módulo transductor está adaptado para aplicar terapia ultrasónica por lo que una pluralidad de partes del módulo transductor están adaptadas para emitir terapia ultrasónica en una pluralidad de amplitudes de intensidad acústica, en donde una primera amplitud es diferente de una segunda amplitud. En una realización, el módulo transductor está adaptado para aplicar terapia ultrasónica, por lo que una pluralidad de partes del módulo transductor están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de intensidades acústicas. En varias realizaciones, un sistema de tratamiento de ultrasonidos para generar un tratamiento multifocal usando una mezcla de señales multicanal que incluye un módulo que comprende un transductor de ultrasonidos, en donde el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar simultáneamente terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones espaciadas en el tejido, en donde el módulo modifica un espacio entre la pluralidad de ubicaciones espaciadas entre una primera zona focal y una segunda zona focal, de modo que la mezcla de señales multicanal mueve con precisión una posición de un punto de enfoque del haz en la pluralidad de ubicaciones espaciadas, en donde el módulo comprende además una guía de interfaz diseñada para acoplarse de forma extraíble a una varilla manual para proporcionar comunicación electrónica y alimentación entre el módulo y la varilla manual. En una realización, el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica, por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de amplitudes de intensidad acústica, en donde una primera amplitud es diferente de una segunda amplitud. En una realización, el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica, por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica en una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase. En una realización, el transductor de ultrasonidos comprende material piezoeléctrico y la pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para crear una pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico correspondientes en respuesta a un campo eléctrico aplicado al transductor de ultrasonidos. En una realización, al menos una parte del transductor de ultrasonidos está adaptada para emitir terapia ultrasónica a dos o más amplitudes de intensidad acústica, y en donde la amplitud de la terapia ultrasónica emitida por la al menos una parte del transductor de ultrasonidos permanece constante a lo largo del tiempo. En una realización, el tratamiento ultrasónico es al menos un estiramiento facial, un levantamiento de cejas, un estiramiento de mentón, un tratamiento ocular (p. ej., bolsas malares, tratamiento de la laxitud infraorbitaria), una reducción de arrugas, una mejora del escote, un levantamiento de glúteos, una reducción de cicatrices, un tratamiento de quemaduras, una eliminación de tatuajes, un estiramiento de la piel (p. ej., un tratamiento de laxitud, un tratamiento de laxitud de los tejidos, un tratamiento de laxitud abdominal y cualquier estiramiento de la piel en otras áreas del cuerpo y la cara, como cualquier exceso de piel o tejido, como durante o después de la pérdida de peso, como, por ejemplo, el abdomen, el glúteo, los muslos, los brazos y otras áreas) una extracción de venas, una reducción de venas, un tratamiento en una glándula sudorípara, un tratamiento de hiperhidrosis, eliminación de manchas solares, tratamiento de la grasa, rejuvenecimiento vaginal y tratamiento para el acné. En varias realizaciones, un método para generar haces simultáneos enfocados de tratamiento de ultrasonidos usando mezcla de señales multicanal incluye proporcionar una sonda ultrasónica que comprende un transductor de ultrasonidos que comprende una pluralidad de elementos de transducción adaptados para aplicar simultáneamente terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones espaciadas a una pluralidad de profundidades focales y un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de ultrasonidos y modificar el espacio entre las ubicaciones espaciadas de una primera zona focal y una segunda zona focal a través de la mezcla de señales multicanal para mover una posición de un punto de enfoque de ultrasonidos en las ubicaciones espaciadas. En una realización, el método incluye la formación de imágenes de la primera zona focal con un elemento de formación de imágenes por ultrasonidos. En una realización, el método incluye la formación de imágenes de la segunda zona focal con un elemento de formación de imágenes por ultrasonidos. En una realización, la separación entre la primera zona focal y la segunda zona focal varía en un intervalo de entre 1 y 50 %. En una realización, el espacio entre la primera zona focal y la segunda zona focal es de 1,5 mm y es de 0,1 mm. En una realización, el espacio entre los focos eléctricos oscila entre el 10 y el 50 % de la distancia nominal entre los focos eléctricos. En una realización, el tratamiento con ultrasonidos es al menos uno de entre un estiramiento facial, un levantamiento de cejas, un estiramiento de mentón, un tratamiento de ojos, una reducción de arrugas, una mejora de escote, un levantamiento de glúteos, una reducción de cicatrices, un tratamiento de quemaduras, una eliminación de tatuaje, estiramiento de la piel (p. ej., estiramiento del tejido en un ser humano o un tratamiento de laxitud abdominal), eliminación de venas, reducción de venas, tratamiento en una glándula sudorípara, tratamiento de hiperhidrosis, eliminación de manchas solares, tratamiento de la grasa, una rejuvenecimiento vaginal y tratamiento para el acné.

En varias realizaciones, un método para generar haces simultáneos ultrasónicos enfocados incluye proporcionar una sonda ultrasónica que comprende una matriz de elementos de transducción y un módulo de control, en donde la matriz de elementos de transducción está adaptada para aplicar terapia ultrasónica al tejido en una zona focal en una pluralidad de focos, en donde el módulo de control está acoplado a la sonda ultrasónica para controlar la matriz de elementos de transducción y mover la zona focal.

En una realización, la posición relativa de la zona focal se mueve en un intervalo de entre 10 y 50 %. En una realización, una segunda zona focal se emite simultáneamente desde el único elemento de transducción. En una realización, el método incluye la formación de imágenes de la zona focal con un elemento de formación de imágenes por ultrasonidos. En una realización, el sistema está diseñado para funcionar de forma no invasiva para tratar tejido. En una realización, el método funciona de manera no invasiva para tratar tejido.

En varias realizaciones, se emplea la formación de imágenes de ultrasonidos para asegurar un acoplamiento acústico suficiente durante la administración de un tratamiento de terapia de ultrasonidos. En diversas realizaciones, se emplean imágenes por ultrasonidos para evitar el tratamiento en un área no deseada del cuerpo, como un hueso o un implante. El sonido, a diferencia de la luz, necesita un medio para propagarse. En una realización, un sistema de tratamiento de ultrasonidos acopla acústicamente la energía de ultrasonidos del transductor al cuerpo a través de una ventana acústica usando gel. En esta realización, el gel es el medio que imita las propiedades de impedancia acústica del tejido para que haya una transferencia eficiente de energía desde el dispositivo al tejido. Desafortunadamente, cualquier bolsa de aire entre el transductor y el tejido impide el acoplamiento adecuado y, por lo tanto, puede provocar una transferencia inadecuada de la energía de la terapia de ultrasonidos. La formación de imágenes de ultrasonidos comprueba este acoplamiento. El acoplamiento inadecuado puede aparecer como sombras o rayas verticales en las imágenes de ultrasonidos o una imagen completamente oscura. Incluso si hay suficiente acoplamiento, los tejidos u objetos, como hueso o un implante, pueden causar problemas, ya que estos objetos pueden tener una impedancia acústica y características de absorción diferentes a las de los tejidos blandos (p. ej., piel, músculo). Debido a esto, los objetos (como un hueso o un implante) entre el dispositivo y el foco de la terapia prevista pueden causar un reflejo significativo y la aparición de calentamiento a una profundidad más superficial de la prevista. Los objetos (p. ej., huesos, etc.) ligeramente más allá del foco también pueden causar problemas, ya que el objeto refleja y absorbe fácilmente el ultrasonidos del tejido blando. La energía reflejada puede sumarse inadvertidamente a la energía que ya se encuentra en el foco de la terapia y provocar un aumento de la temperatura más alto de lo previsto. La energía absorbida en el hueso puede causar calentamiento o malestar en el hueso.

En varias realizaciones, las ventajas de la presente invención incluyen el uso de imágenes para evaluar el acoplamiento de un haz de terapia de ultrasonidos al tejido de tratamiento previsto. En varias realizaciones, la formación de imágenes de mayor resolución es ventajosa para proporcionar más detalles en una imagen del tejido en y cerca del tejido objetivo para el tratamiento. En varias realizaciones, la invención mejora las características de seguridad, mejora la eficacia del rendimiento, proporciona un componente de seguridad y eficacia para dispositivos de calentamiento a granel (como un tratamiento de banda, una zona de tratamiento focal lineal, una línea focal cilíndrica, un plano y/o un volumen, etc.) para moldear el cuerpo, grasa submentoniana, abdomen y/o flancos, brazos, cara interna del muslo, cara externa del muslo, glúteos, laxitud, laxitud abdominal, etc., proporciona una evaluación cualitativa y/o cuantitativa del acoplamiento, proporciona una mezcla de la(s) imagen(es) de alta resolución con el acoplamiento imagen(es), se emplea para evaluar impedimentos fuera del plano posfocalmente (p. ej., hueso, intestino, implantes) y/o puede usarse para reducir la necesidad de habilidades equivalentes a las de un ecografista.

En diversas realizaciones, un sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos incluye una sonda ultrasónica que comprende un transductor de terapia por ultrasonidos adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de formación de imágenes por ultrasonidos adaptado para obtener imágenes del tejido y una ventana acústica, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos comprende una matriz de imágenes anular; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos comprende una pluralidad de canales de transmisión; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos comprende una pluralidad de canales de recepción; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos está configurado para enfocarse en una ubicación próxima al transductor de formación de imágenes por ultrasonidos con respecto a la distancia entre el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos y la ventana acústica; y un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos está configurado para interrogar a más del 40 % de la ventana acústica.

En diversas realizaciones, un sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos incluye una sonda ultrasónica que comprende un transductor de terapia por ultrasonidos adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de imágenes por ultrasonidos adaptado para obtener imágenes del tejido y una ventana acústica, en donde el transductor de imágenes por ultrasonidos comprende una matriz anular de formación de imágenes; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos comprende una pluralidad de canales de transmisión; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos comprende una pluralidad de canales de recepción; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos funciona a una frecuencia de formación de imágenes de entre 8 MHz y 50 MHz, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos está configurado para obtener imágenes del tejido a una profundidad de hasta 25 mm (p. ej., 5 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm, 15 mm, 20 mm) por debajo de la superficie de la piel; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos está configurado para enfocarse en una ubicación detrás del transductor de formación de imágenes por ultrasonidos con respecto a la ventana acústica; y un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos está configurado para interrogar a más del 10 % de la ventana acústica.

En diversas realizaciones, un sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos incluye una sonda ultrasónica que comprende un transductor de terapia por ultrasonidos adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de formación imágenes por ultrasonidos adaptado para obtener imágenes del tejido y una ventana acústica, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos comprende una matriz de formación de imágenes anular o lineal; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos comprende una pluralidad de canales de transmisión; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos comprende una pluralidad de canales de recepción; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos funciona a una frecuencia de formación de imágenes de entre 8 MHz a 50 MHz, en donde el transductor

de formación de imágenes por ultrasonidos está configurado para obtener imágenes del tejido a una profundidad de hasta 25 mm por debajo de la superficie de la piel; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos está configurado para enfocarse en una ubicación próxima al transductor de formación de imágenes por ultrasonidos con respecto a la distancia entre el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos y la ventana acústica; y un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos está configurado para interrogar a más del 15 % de la ventana acústica.

En una realización, el ancho del haz de formación de imágenes procedente del transductor de formación de imágenes por ultrasonidos es al menos el 20 % del tamaño de la sección transversal del ancho del haz de terapia procedente del transductor de terapia por ultrasonidos. En una realización, un ancho del haz de formación de imágenes procedente del transductor de formación de imágenes por ultrasonidos es al menos un 30 % del tamaño de la sección transversal del ancho del haz de terapia procedente del transductor de terapia por ultrasonidos. En una realización, el ancho del haz de formación de imágenes procedente del transductor de formación de imágenes por ultrasonidos es al menos un 40 % del tamaño de la sección transversal del ancho del haz de terapia procedente del transductor de terapia por ultrasonidos. En una realización, el ancho del haz de formación de imágenes del transductor de formación de imágenes por ultrasonidos es al menos el 50 % del tamaño de la sección transversal del ancho del haz de terapia del transductor de terapia por ultrasonidos. En una realización, el ancho del haz de formación de imágenes del transductor de formación de imágenes por ultrasonidos es al menos el 80 % del tamaño de la sección transversal del ancho del haz de terapia procedente del transductor de terapia por ultrasonidos.

En una realización, un acoplamiento de la formación de imágenes del transductor de formación de imágenes por ultrasonidos proporciona una indicación del acoplamiento para el tratamiento mediante el transductor de terapia por ultrasonidos. En una realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos está configurado para interrogar a más del 80 % de la ventana acústica. En una realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos está configurado para interrogar a más del 90 % de la ventana acústica. En una realización, la matriz de formación de imágenes anular se coloca en el transductor de terapia de ultrasonidos.

En una realización, el módulo de control controla el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos para la formación de imágenes vectoriales. En una realización, el módulo de control controla el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos para la formación de imágenes vectoriales desenfocadas.

En una realización, el transductor de terapia de ultrasonidos está configurado para el tratamiento de tejido en un primer conjunto de ubicaciones que está situado dentro de una primera zona de tratamiento cosmético y un segundo conjunto de ubicaciones que está situado dentro de una segunda zona de tratamiento cosmético, siendo la primera zona diferente de la segunda zona. En una realización, el transductor de terapia ultrasónica está adaptado para aplicar terapia ultrasónica usando modulación de amplitud por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de amplitudes de intensidad acústica, en donde una primera amplitud es diferente de una segunda amplitud. En una realización, al menos una parte del transductor de ultrasonidos está adaptada para emitir terapia ultrasónica a dos o más amplitudes de intensidad acústica, y en donde la amplitud de la terapia ultrasónica emitida por la al menos una parte del piezoeléctrico varía con el tiempo. En una realización, el transductor de ultrasonidos comprende material piezoeléctrico y la pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para crear una pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico correspondientes en respuesta a un campo eléctrico aplicado al transductor de ultrasonidos. En una realización, una pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico comprenden al menos una de expansión del material piezoeléctrico y contracción del material piezoeléctrico. En una realización, el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica a través del cambio de fase, por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica en una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase. En una realización, la pluralidad de fases comprende valores de fase discretos. En una realización, el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica usando modulación de amplitud por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de amplitudes de intensidad acústica, en donde una primera amplitud es diferente de una segunda amplitud; y aplicar terapia ultrasónica por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica en una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase.

En diversas realizaciones, el tratamiento ultrasónico es al menos uno de entre un estiramiento facial, un levantamiento de cejas, un estiramiento de mentón, un tratamiento ocular, una reducción de arrugas, una mejora del escote, un levantamiento de glúteos, una reducción de cicatrices, un tratamiento de quemaduras, un estiramiento de la piel (p. ej., un tratamiento de laxitud abdominal), una reducción de vasos sanguíneos, un tratamiento de una glándula sudorípara, una eliminación de manchas solares, un tratamiento de la grasa y un tratamiento de celulitis.

En varias realizaciones, un método para confirmar el acoplamiento entre una sonda de ultrasonidos y el tejido para el tratamiento incluye proporcionar una sonda de ultrasonidos que comprende una ventana acústica, un transductor de ultrasonidos que comprende un elemento de transducción de terapia de ultrasonidos adaptado para aplicar terapia de ultrasonidos a un tejido, una pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes en una matriz para obtener imágenes del tejido, y un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de

ultrasonidos e interrogar al menos el 20 % de la ventana acústica con un haz de formación de imágenes de la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes.

En una realización, la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes interroga al menos el 30 % de la ventana acústica. En una realización, la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes interroga al menos el 40 % de la ventana acústica. En una realización, la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes interroga al menos el 50 % de la ventana acústica.

En una realización, la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes interroga al menos el 60 % de la ventana acústica. En una realización, la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes interroga al menos el 70 % de la ventana acústica. En una realización, el método incluye además imágenes vectoriales. En una realización, el método incluye además imágenes vectoriales desenfocadas. En una realización, el método incluye además la formación de imágenes de una primera zona focal en el tejido con la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes. En una realización, el método incluye además la formación de imágenes de una segunda zona focal en el tejido con la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes. En diversas realizaciones, el tratamiento con ultrasonidos es al menos uno de un estiramiento facial, un levantamiento de cejas, un estiramiento de mentón, un tratamiento ocular, una reducción de arrugas, una mejora del escote, un levantamiento de glúteos, una reducción de cicatrices, un tratamiento de quemaduras, una eliminación de tatuajes, un estiramiento de la piel (p. ej., un tratamiento de laxitud), una eliminación de venas, una reducción de venas, un tratamiento en una glándula sudorípara, un tratamiento de hiperhidrosis, una eliminación de manchas solares, un tratamiento de la grasa, un rejuvenecimiento vaginal y un tratamiento para el acné.

En varias de las realizaciones descritas en la presente memoria, el procedimiento es completamente cosmético y no un acto médico. Por ejemplo, en una realización, los métodos descritos en la presente memoria no necesitan ser realizados por un médico, sino en un spa u otro instituto estético. En algunas realizaciones, se puede usar un sistema para el tratamiento cosmético no invasivo de la piel.

En varias realizaciones, se proporcionan sistemas y métodos que mejoran con éxito la formación de imágenes por ultrasonidos del tejido mientras se mueve, como cuando un transductor de formación de imágenes está en un mecanismo de movimiento. En varias realizaciones, se logra una resolución más alta. En varias realizaciones, se obtiene una mejor calidad de la señal de formación de imágenes. En varias realizaciones, la formación de imágenes por ultrasonidos se usa con un tratamiento de tejido terapéutico.

En varias realizaciones, un sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos configurado para reducir la desalineación de la imagen, que incluye una sonda ultrasónica que comprende un transductor de terapia por ultrasonidos adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de formación de imágenes por ultrasonidos adaptado para formar una imagen del tejido y un mecanismo de movimiento para mover el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos en una primera dirección y en una segunda dirección. En una realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos está unido mecánicamente al mecanismo de movimiento. En una realización, la primera dirección es lineal. En una realización, la segunda dirección es lineal. En una realización, la primera dirección es paralela a la segunda dirección. En una realización, la primera dirección es opuesta a la segunda dirección. En una realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos toma imágenes con un primer orden de secuencia de zona focal (f1, f2) cuando se desplaza en la primera dirección, el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos toma imágenes con un segundo orden de secuencia de zona focal (f2, f1) cuando se desplaza en la segunda dirección, y se mejora un registro espacial entre la formación de imágenes en la primera dirección y la formación de imágenes en la segunda dirección al escalonar una ubicación de activación. En una realización, un módulo de control está acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos.

En varias realizaciones, un sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos configurado para reducir la desalineación de la imagen incluye una sonda ultrasónica que comprende un transductor de terapia por ultrasonidos adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de formación de imágenes por ultrasonidos adaptado para formar una imagen del tejido y un mecanismo de movimiento para mover el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos en una primera dirección y en una segunda dirección. En una realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos está unido mecánicamente al mecanismo de movimiento, en donde la primera dirección es lineal, en donde la segunda dirección es lineal, en donde la primera dirección es paralela a la segunda dirección, en donde la primera dirección es opuesta a la segunda dirección, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos toma imágenes con un primer orden de secuencia de zona focal (f1, f2, f3, f4) cuando se desplaza en la primera dirección, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos toma imágenes con un segundo orden de secuencia de zona focal (f4, f3, f2, f1) cuando se desplaza en la segunda dirección, en donde se mejora el registro espacial entre la formación de imágenes en la primera dirección y la formación de imágenes en la segunda dirección al escalonar una ubicación de activación, en donde el sistema de formación de imágenes emplea una secuencia de dos líneas A consecutivas siguiendo la progresión de (línea 1: f1, f2, f3, f4; línea 2: f4, f3, f2, f1) continuamente; y un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos.

En varias realizaciones, un sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos configurado para reducir

la desalineación de la imagen incluye una sonda ultrasónica que comprende un transductor de terapia por ultrasonidos adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de formación de imágenes por ultrasonidos adaptado para formar una imagen del tejido y un mecanismo de movimiento para mover el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos en una primera dirección y en una segunda dirección. En una realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos está unido mecánicamente al mecanismo de movimiento. En una realización, la primera dirección es opuesta a la segunda dirección. En una realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos forma imágenes con un orden de secuencia de zona focal ( $f_1, \dots, f_N$ ), donde  $N > 1$  cuando se desplaza en la primera dirección. En una realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos forma imágenes con un segundo orden de secuencia de zona focal ( $f_N, \dots, f_1$ ) cuando se desplaza en la segunda dirección. En una realización, se mejora el registro espacial entre la formación de imágenes en la primera dirección y la formación de imágenes en la segunda dirección escalonando una ubicación de activación. En una realización, el sistema de formación de imágenes emplea una secuencia de zona focal dependiente de la dirección con alternancia entre ( $f_1, \dots, f_N$ ) y ( $f_N, \dots, f_1$ ) en líneas A consecutivas; y un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos.

En una realización, la primera dirección de movimiento del transductor es cualquiera de una o más del grupo que consiste en: lineal, rotacional y curva. En una realización, la segunda dirección es el camino inverso de la primera dirección. En una realización, la primera dirección de movimiento se produce en múltiples dimensiones y la segunda dirección es el camino inverso de la primera dirección. En una realización, las imágenes del transductor de formación de imágenes por ultrasonidos con un primer orden de secuencia de zona focal se especifica como ( $f_1, \dots, f_N$ ), donde  $N > 1$ . En una realización, el transductor de terapia de ultrasonidos está configurado para el tratamiento de tejido en un primer conjunto de ubicaciones que se sitúa dentro de una primera zona de tratamiento cosmético y un segundo conjunto de ubicaciones que se sitúa dentro de una segunda zona de tratamiento cosmético, siendo la primera zona diferente de la segunda zona. En una realización, el transductor de terapia ultrasónica está adaptado para aplicar terapia ultrasónica usando modulación de amplitud por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de amplitudes de intensidad acústica, en donde una primera amplitud es diferente de una segunda amplitud. En una realización, al menos una parte del transductor de ultrasonidos está adaptada para emitir terapia ultrasónica a dos o más amplitudes de intensidad acústica, y en donde la amplitud de la terapia ultrasónica emitida por al menos una parte del piezoeléctrico varía con el tiempo. En una realización, el transductor de ultrasonidos comprende material piezoeléctrico y la pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para crear una pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico correspondientes en respuesta a un campo eléctrico aplicado al transductor de ultrasonidos. En una realización, la pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico comprende al menos una de expansión del material piezoeléctrico y contracción del material piezoeléctrico. En una realización, el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica a través del cambio de fase, por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica en una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase. En una realización, la pluralidad de fases comprende valores de fase discretos. En una realización, el transductor de ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica usando modulación de amplitud, por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de amplitudes de intensidad acústica, en donde una primera amplitud es diferente de una segunda amplitud; y aplicar terapia ultrasónica por lo que una pluralidad de partes del transductor de ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica en una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase. En diversas realizaciones, el tratamiento ultrasónico es al menos uno de: un estiramiento facial, un levantamiento de cejas, un estiramiento de mentón, un tratamiento ocular, una reducción de arrugas, una mejora del escote, un levantamiento de glúteos, una reducción de cicatrices, un tratamiento para quemaduras, un estiramiento de la piel (p. ej., un tratamiento de laxitud), una reducción de vasos sanguíneos, un tratamiento de una glándula sudorípara, una eliminación de manchas solares, un tratamiento de la grasa, un tratamiento de celulitis, un rejuvenecimiento vaginal y un tratamiento para el acné.

En varias realizaciones, un método para reducir la desalineación de imágenes en una sonda de ultrasonidos en movimiento, que incluye escalonar una ubicación de activación de un registro espacial entre la formación de imágenes en una primera dirección y la formación de imágenes en una segunda dirección con una sonda ultrasónica, comprendiendo la sonda de ultrasonidos un transductor de terapia de ultrasonidos adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de formación de imágenes por ultrasonidos adaptado para obtener imágenes del tejido, y un mecanismo de movimiento para mover el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos en una primera dirección y una segunda dirección, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos está unido mecánicamente al mecanismo de movimiento, en donde la primera dirección es opuesta a la segunda dirección, en donde el transductor de imágenes por ultrasonidos toma imágenes con un orden de secuencia de zona focal ( $f_1, \dots, f_N$ ), con  $N > 1$ , donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos toma imágenes con un primer orden de secuencia de zona focal ( $f_1, \dots, f_N$ ) cuando se desplaza en la primera dirección, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos toma imágenes con un segundo orden de secuencia de zona focal ( $f_N, \dots, f_1$ ) cuando se desplaza en la segunda dirección.

En una realización,  $N =$  cualquiera del grupo que consiste en: 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 y 10. En una realización,  $N = 4$ . En varias realizaciones, el tratamiento con ultrasonidos es en al menos uno de un estiramiento facial, un levantamiento de cejas, un estiramiento de mentón, un tratamiento de ojos, una reducción de arrugas, una mejora de escote, un

levantamiento de glúteos, una reducción de cicatrices, un tratamiento para quemaduras, una eliminación de tatuajes, un estiramiento de la piel (p. ej., un tratamiento de laxitud abdominal), una eliminación de venas, una reducción de venas, un tratamiento en una glándula sudorípara, un tratamiento de hiperhidrosis, una eliminación de manchas solares, un tratamiento de la grasa, un rejuvenecimiento vaginal y un tratamiento para el acné.

- 5 Los métodos resumidos anteriormente y expuestos con mayor detalle a continuación describen ciertas acciones realizadas por un médico; sin embargo, debe entenderse que también pueden incluir la instrucción de esas acciones por otra parte. Por lo tanto, acciones tales como "difuminar un haz de energía" incluyen "dar instrucciones para que se difumine un haz de energía".

- 10 En algunas realizaciones, el sistema comprende varias características que están presentes como características únicas (en oposición a múltiples características). Por ejemplo, en una realización, el sistema incluye un solo elemento de transducción que produce dos puntos de enfoque de tratamiento simultáneos que están difuminados. Se proporcionan múltiples características o componentes en realizaciones alternativas. En diversas realizaciones, el sistema comprende, consiste esencialmente en, o consiste en una, dos, tres o más realizaciones de cualquiera de las características o componentes descritos en la presente memoria. En algunas realizaciones, una característica o
- 15 componente no está incluido y puede rechazarse negativamente de una reivindicación específica, de manera que el sistema no tiene dicha característica o componente.

Además, las áreas de aplicabilidad se harán evidentes a partir de la descripción proporcionada en la presente memoria. Debe entenderse que la descripción y los ejemplos específicos están previstos únicamente con fines ilustrativos.

### Breve descripción de los dibujos

- 20 Los dibujos descritos en la presente memoria son solo para fines ilustrativos. Las realizaciones de la presente invención se comprenderán mejor a partir de la descripción detallada y los dibujos adjuntos, en donde:

La FIG. 1A es una ilustración esquemática de un sistema de ultrasonidos según varias realizaciones de la presente invención.

- 25 La FIG. 1B es una ilustración esquemática de un sistema de ultrasonidos según varias realizaciones de la presente invención.

La FIG. 1C es una ilustración esquemática de un sistema de ultrasonidos según varias realizaciones de la presente invención.

La FIG. 2 es una ilustración esquemática de un sistema de ultrasonidos acoplado a una región de interés según varias realizaciones de la presente invención.

- 30 La FIG. 3 es una ilustración esquemática de una parte de un transductor según varias realizaciones de la presente invención.

La FIG. 4 es una vista lateral en corte parcial de un sistema de ultrasonidos según varias realizaciones de la presente invención.

- 35 La FIG. 5 es una tabla que ilustra la separación de focos para aberturas con diferentes frecuencias espaciales según diversas realizaciones de la presente invención.

La FIG. 6 es un gráfico que ilustra la separación de focos para aberturas con diferentes frecuencias espaciales de apertura según diversas realizaciones de la presente invención.

La FIG. 7 es un gráfico que ilustra la separación de focos para aberturas con diferentes frecuencias espaciales de apertura según diversas realizaciones de la presente invención.

- 40 La FIG. 8 es una representación esquemática de polarización de apertura con una frecuencia espacial que puede modificarse mediante la excitación de canales según diversas realizaciones de la presente invención.

La FIG. 9 es una representación esquemática de una cerámica polarizada con una frecuencia espacial que puede modificarse mediante la excitación de canales que cubren dos áreas polarizadas de la cerámica según diversas realizaciones de la presente invención.

- 45 La FIG. 10 es una representación esquemática de una realización de un transductor de matriz con un transductor de formación de imágenes.

La FIG. 11 es una representación esquemática de una realización del transductor de matriz de la FIG. 10 con un foco mecánico, un primer foco electrónico y un segundo foco eléctrico.

- 50 La FIG. 12 es una representación esquemática de una realización de un mapa de intensidad de un tratamiento con dos focos a 15 mm y 17 mm.

La FIG. 13 es una representación esquemática de una realización de un mapa de intensidad de un tratamiento con dos focos a 15 mm y 19 mm.

5 La FIG. 14 es una representación esquemática de la sección transversal de la diferencia entre el tamaño de un haz de terapia por ultrasonidos en comparación con un haz de formación de imágenes de ultrasonidos según varias realizaciones de la presente invención.

La FIG. 15 es una representación esquemática de una matriz lineal según varias realizaciones de la presente invención.

La FIG. 16 es una representación esquemática de una matriz anular según varias realizaciones de la presente invención.

10 La FIG. 17 es una representación esquemática de una matriz anular comparada con una matriz lineal según diversas realizaciones de la presente invención.

La FIG. 18 es una representación esquemática de una matriz anular con un foco virtual detrás de la matriz según varias realizaciones de la presente invención.

15 La FIG. 19 es una representación esquemática de una matriz anular con un foco virtual entre la matriz y la ventana acústica según varias realizaciones de la presente invención.

La FIG. 20 es una representación esquemática de la progresión en el tiempo de los vectores de transmisión-recepción para formación de imágenes en modo B ordinario según varias realizaciones de la presente invención.

La FIG. 21 es una representación esquemática de un enfoque de formación de imágenes intercaladas según diversas realizaciones de la presente invención.

20 La FIG. 22 es una representación esquemática de un enfoque de formación de imágenes con métodos de apertura sintética de transmisión y recepción según varias realizaciones de la presente invención.

La FIG. 23 es una representación esquemática de un sistema de ultrasonidos de diagnóstico por formación de imágenes según varias realizaciones de la presente invención.

25 La FIG. 24 es una representación esquemática de formación de imágenes bidireccionales en la misma ubicación lateral según varias realizaciones de la presente invención.

La FIG. 25 es una representación esquemática de la secuenciación de zona focal dependiente de la dirección según varias realizaciones de la presente invención.

La FIG. 26 es una representación esquemática de la secuenciación de zona focal dependiente de la dirección con diferentes ubicaciones de activación según varias realizaciones de la presente invención.

30 La FIG. 27 es una representación esquemática de la secuenciación de zona focal dependiente de la dirección con alternancia entre (f1-f2-f3-f4) y (f4-f3-f2-f1) en líneas A consecutivas según varias realizaciones de la presente invención.

La FIG. 28 son vistas esquemáticas de un transductor según se ve desde un lado convexo, una vista lateral de la sección transversal y un lado cóncavo de varias realizaciones de la presente invención.

35 La FIG. 29 son vistas esquemáticas de un transductor según se ve desde un lado convexo, una vista lateral de la sección transversal y un lado cóncavo de varias realizaciones de la presente invención.

La FIG. 30 son vistas esquemáticas de un transductor según se ve desde un lado convexo, una vista lateral de la sección transversal y un lado cóncavo de varias realizaciones de la presente invención.

40 La FIG. 31 son vistas esquemáticas de un transductor según se ve desde un lado convexo, una vista lateral de la sección transversal y un lado cóncavo de varias realizaciones de la presente invención.

La FIG. 32 son vistas esquemáticas de un transductor según se ve desde un lado convexo, una vista lateral de la sección transversal y un lado cóncavo de varias realizaciones de la presente invención.

La FIG. 33 son vistas esquemáticas de un transductor según se ve desde un lado convexo, una vista lateral de la sección transversal y un lado cóncavo de varias realizaciones de la presente invención.

#### 45 Descripción detallada

La siguiente descripción describe ejemplos de las realizaciones. Debe entenderse que a lo largo de los dibujos, los números de referencia correspondientes indican partes y características similares o correspondientes. La descripción de los ejemplos específicos indicados en diversas realizaciones de la presente invención está prevista únicamente

con fines ilustrativos.

En diversas realizaciones, los sistemas y métodos para el tratamiento de tejidos por ultrasonidos están adaptados y/o configurados para proporcionar un tratamiento cosmético. En varias realizaciones, se proporcionan dispositivos y métodos para dirigir la terapia de ultrasonidos a un solo punto de enfoque o múltiples puntos de enfoque simultáneos, empleando la formación de imágenes por ultrasonidos para confirmar un acoplamiento acústico suficiente a un área de tratamiento para mejorar el rendimiento o proporcionar una correlación mejorada entre el movimiento en una primera y segunda dirección cuando se forman imágenes en procedimientos cosméticos y/o médicos en varias realizaciones. En algunas realizaciones, se proporcionan dispositivos y métodos para emplear la formación de imágenes por ultrasonidos para confirmar un acoplamiento acústico suficiente a un área de tratamiento para mejorar el rendimiento y la seguridad cuando se dirige la terapia de ultrasonidos a un solo punto de enfoque o múltiples puntos de enfoque simultáneos en procedimientos cosméticos y/o médicos en varias realizaciones. En algunas realizaciones, los dispositivos y métodos de formación de imágenes por ultrasonidos mejoradas proporcionan una mejor correlación entre el movimiento en una primera y una segunda dirección cuando se forman imágenes. Las realizaciones de la invención proporcionan una mejor correlación de formación de imágenes entre una primera dirección de movimiento y una segunda dirección de movimiento (p. ej., una mejor correlación entre las imágenes formadas por el desplazamiento hacia la izquierda y el desplazamiento hacia la derecha). Los dispositivos y métodos de formación de imágenes por ultrasonidos mejoradas mejoran las imágenes de modo B de efecto más rápido (por ejemplo, 1,5x, 2x, 3x, 5x veces la velocidad de barrido). En diversas realizaciones, el tejido por debajo o incluso en la superficie de la piel tal como la epidermis, la dermis, la fascia, el músculo, la grasa y el sistema aponeurótico muscular superficial ("SMAS") se tratan de forma no invasiva con energía ultrasónica. La energía ultrasónica se puede enfocar en uno o más puntos y/o zonas de tratamiento, se puede no enfocar y/o desenfocar y se puede aplicar a una región de interés que contenga al menos uno de epidermis, dermis, hipodermis, fascia, músculo, grasa, celulitis y SMAS para lograr un efecto cosmético y/o terapéutico. En diversas realizaciones, los sistemas y/o métodos proporcionan tratamiento dermatológico no invasivo al tejido mediante tratamiento térmico, coagulación, ablación y/o endurecimiento. En varias realizaciones descritas en la presente memoria, se usa ultrasonidos no invasivo para lograr uno o más de los siguientes efectos: un estiramiento facial, un levantamiento de cejas, un estiramiento de mentón, un tratamiento ocular (p. ej., bolsas malares, tratamiento de la laxitud infraorbitaria), reducción de arrugas, reducción de grasa (p. ej., tratamiento de tejido adiposo y/o celulitis), tratamiento de celulitis (p. ej., lipodistrofia ginecoide femenina tipo hoyuelo o sin hoyuelo), mejora del escote (p. ej., parte superior del pecho), levantamiento de glúteos (p. ej., estiramiento de glúteos), un tratamiento de laxitud de la piel (p. ej., tratamiento de tejido para tensar o un tratamiento de laxitud abdominal), reducción de cicatrices, tratamiento de quemaduras, eliminación de tatuajes, eliminación de venas, reducción de venas, tratamiento de una glándula sudorípara, tratamiento de hiperhidrosis, eliminación de manchas solares, tratamiento para el acné y eliminación de espinillas. En una realización, se logra la reducción de grasa. En diversas realizaciones, la reducción o mejora de la celulitis (p. ej., lipodistrofia ginecoide de tipo hoyuelo o no hoyuelo) de una o más características (tales como hoyuelos, nodularidad, apariencia de "piel de naranja", etc.) se logra en aproximadamente un 10-20 %, 20-40 %, 40-60 %, 60-80 % o superior (así como el intervalo de superposición en ellos) en comparación con, por ejemplo, tejido no tratado. En una realización, se trata el escote. En algunas realizaciones, se logran dos, tres o más efectos beneficiosos durante la misma sesión de tratamiento, y pueden lograrse simultáneamente.

Varias realizaciones de la presente invención se refieren a dispositivos o métodos para controlar el suministro de energía al tejido. En varias realizaciones, varias formas de energía pueden incluir acústica, ultrasonidos, luz, láser, radiofrecuencia (RF), microondas, electromagnética, radiación, térmica, criogénica, haz de electrones, basada en fotones, magnética, resonancia magnética y/u otras formas de energía. Varias realizaciones de la presente invención se refieren a dispositivos o métodos para dividir un haz de energía ultrasónica en múltiples haces. En diversas realizaciones, se pueden usar dispositivos o métodos para alterar el suministro de energía acústica de ultrasonidos en cualquier procedimiento, como, pero que no se limita a, ultrasonidos terapéutico, ultrasonidos de diagnóstico, soldadura ultrasónica, cualquier aplicación que implique acoplar ondas mecánicas a un objeto, y otros procedimientos. Generalmente, con el ultrasonidos terapéutico, se logra un efecto tisular al concentrar la energía acústica usando técnicas de enfoque desde la apertura. En algunos casos, el ultrasonidos enfocado de alta intensidad (HIFU) se usa con fines terapéuticos de esta manera. En una realización, un efecto tisular creado por la aplicación de ultrasonidos terapéutico a una profundidad particular puede denominarse creación de un punto de coagulación térmica (TCP). En algunas realizaciones, una zona puede incluir un punto. En algunas realizaciones, una zona es una forma lineal, plana, esférica, elíptica, cúbica u otra de una, dos o tres dimensiones. Es a través de la creación de TCP en posiciones particulares que la ablación térmica y/o mecánica del tejido puede ocurrir de forma remota o no invasiva. En algunas realizaciones, un tratamiento de ultrasonidos no incluye cavitación y/u ondas de choque. En algunas realizaciones, un tratamiento con ultrasonidos incluye cavitación y/u ondas de choque.

En una realización, los TCP se pueden crear en una zona o secuencia lineal o sustancialmente lineal, curvada o sustancialmente curvada, con cada TCP individual separado de los TCP vecinos por un espaciado de tratamiento. En una realización, se pueden crear múltiples secuencias de TCP en una región de tratamiento. Por ejemplo, los TCP se pueden formar a lo largo de una primera secuencia y una segunda secuencia separada por una distancia de tratamiento de la primera secuencia. Aunque el tratamiento con ultrasonidos terapéutico puede administrarse mediante la creación de TCP individuales en una secuencia y secuencias de TCP individuales, puede ser deseable reducir el tiempo de tratamiento y el correspondiente riesgo de dolor y/o malestar experimentado por un paciente. El tiempo de la terapia se puede reducir formando múltiples TCP de forma simultánea, casi simultánea o secuencial. En algunas



realizaciones, el tiempo de tratamiento puede reducirse un 10 %, 20 %, 25 %, 30 %, 35 %, 40 %, 45 %, 50 %, 55 %, 60 %, 65 %, 70 %, 75 %, 80 % o más creando múltiples TCP.

Varias realizaciones de la presente invención abordan los desafíos potenciales que plantea la administración de la terapia de ultrasonidos. En varias realizaciones, se reduce el tiempo para efectuar la formación de TCP para un tratamiento cosmético y/o terapéutico deseado para un enfoque clínico deseado en un tejido objetivo. En diversas realizaciones, el tejido objetivo es, pero no se limita a, piel, párpados, pestañas, cejas, carúncula lacrimal, patas de gallo, arrugas, ojos, nariz, boca (p. ej., pliegue nasolabial, arrugas periorales), lengua, dientes, encías, oídos, cerebro, corazón, pulmones, costillas, abdomen (p. ej., para la laxitud abdominal), estómago, hígado, riñones, útero, mama, vagina, próstata, testículos, glándulas, glándula tiroidea, órganos internos, cabello, músculo, hueso, ligamentos, cartílago, grasa, lábulo graso, tejido adiposo, tejido subcutáneo, tejido implantado, un órgano implantado, linfoides, un tumor, un quiste, un absceso o una parte de un nervio, o cualquier combinación de los mismos.

Se describen varias realizaciones de dispositivos de tratamiento y/o formación de imágenes por ultrasonidos en la Solicitud de EE.UU. No. 12/996.616, que se publicó como Publicación de EE.UU. No. 2011-0112405 A1 el 12 de mayo de 2011, que es una fase nacional de EE.UU. según 35 U.S.C. § 371 de la Solicitud Internacional No. PCT/US2009/046475, presentada el 5 de junio de 2009 y publicada en inglés el 10 de diciembre de 2009, que reclama el beneficio de la prioridad del documento provisional de EE.UU. No. 61/059.477 presentada el 6 de junio de 2008. Varias realizaciones de dispositivos de formación de imágenes y/o tratamiento por ultrasonidos se describen en la solicitud de EE.UU. No. 14/193.234, que se publicó como publicación de EE.UU. No. 2014/0257145 el 11 de septiembre de 2014. Varias realizaciones de dispositivos de formación de imágenes y/o tratamiento por ultrasonidos se describen en solicitud internacional PCT/US15/25581, que se publicó como WO 2015/160708 el 22 de octubre de 2015 con una solicitud de EE.UU. en fase nacional No. 15/302.436, que se publicó como solicitud de EE.UU. No. 2017/0028227 el 2 de febrero de 2017.

#### Resumen del sistema

Con referencia a la ilustración de las FIGS. 1A, 1B y 1C, varias realizaciones de un sistema de ultrasonidos 20 incluyen una varilla de mano (p. ej., mango) 100, módulo (p. ej., módulo transductor, cartucho, sonda) 200 y un controlador (p. ej., consola) 300. En algunas realizaciones, una consola 300 comprende un sistema de comunicación (p. ej., wifi, Bluetooth, módem, etc. para comunicarse con otra parte, un fabricante, un proveedor de servicios, Internet y/o una nube. En algunas realizaciones, un carro 301 proporciona movilidad y/o posición del sistema 20, y puede incluir ruedas, superficies para escribir o colocar componentes, y/o compartimientos 302 (por ejemplo, cajones, contenedores, estantes, etc.) para, por ejemplo, almacenar u organizar componentes. En algunas realizaciones, el carro tiene una fuente de alimentación, como una conexión de alimentación a una batería y/o uno o más cables para conectar la alimentación, las comunicaciones (p. ej., Ethernet) al sistema 20. En algunas realizaciones, el sistema 20 comprende un carro 301. En algunas realizaciones, el sistema 20 no comprende un carro 301. La varilla manual 100 se puede acoplar al controlador 300 mediante una interfaz 130, que puede ser una interfaz con cable o inalámbrica. La interfaz 130 se puede acoplar a la varilla manual 100 mediante un conector 145. El extremo distal de la interfaz 130 se puede conectar a un conector del controlador en un circuito 345 (no mostrado). En una realización, la interfaz 130 puede transmitir energía controlable desde el controlador 300 a la varilla manual 100. En una realización, el sistema 20 tiene múltiples canales de formación de imágenes (p. ej., 8 canales) para visualización HD (alta definición) ultra clara de las estructuras subcutáneas para mejorar la formación de imágenes. En una realización, el sistema 20 de múltiples canales de terapia (p. ej., 8 canales) y un motor de accionamiento lineal de precisión que duplica la precisión del tratamiento mientras aumenta la velocidad (p. ej., en un 25 %, 40 %, 50 %, 60 %, 75 %, 100 % o más). Juntas, estas características establecen una de las plataformas de sistema más versátiles de la industria y proporcionan una base para posibilidades futuras sin precedentes.

En varias realizaciones, el controlador 300 puede adaptarse y/o configurarse para operar con la varilla manual 100 y el módulo 200, así como la funcionalidad general del sistema 20 de ultrasonidos. En varias realizaciones, múltiples controladores 300, 300', 300'', etc. pueden adaptarse y/o configurarse para operar con múltiples varillas manuales 100, 100', 100'', etc. y/o múltiples módulos 200, 200', 200'', etc. El controlador 300 puede incluir conectividad a una o más pantallas gráficas 310 interactivas, que pueden incluir un monitor de pantalla táctil y una interfaz gráfica de usuario (GUI) que permite al usuario interactuar con el sistema 20 de ultrasonidos. En una realización, una segunda pantalla más pequeña y móvil que permite al usuario colocar y ver más fácilmente la pantalla de tratamiento. En una realización, una segunda pantalla que permite al usuario del sistema ver una pantalla de tratamiento (p. ej., en una pared, en un dispositivo móvil, pantalla grande, pantalla remota). En una realización, la pantalla gráfica 310 incluye una interfaz 315 de pantalla táctil (no mostrada). En varias realizaciones, la pantalla 310 establece y muestra las condiciones de funcionamiento, incluido el estado de activación del equipo, los parámetros de tratamiento, los mensajes y avisos del sistema, y las imágenes de ultrasonidos. En varias realizaciones, el controlador 300 puede adaptarse y/o configurarse para incluir, por ejemplo, un microprocesador con software y dispositivos de entrada/salida, sistemas y dispositivos para controlar el barrido electrónico y/o mecánico y/o el multiplexado de transductores y/o o multiplexado de módulos transductores, un sistema para el suministro de energía, sistemas de monitorización, sistemas para detectar la posición espacial de la sonda y/o los transductores y/o multiplexado de módulos transductores, y/o sistemas para gestionar la entrada del usuario y registrar los resultados del tratamiento, entre otros. En varias realizaciones, el controlador 300 puede incluir un procesador de sistema y varias lógicas de control analógicas y/o digitales, como uno o más de microcontroladores, microprocesadores, matrices de puertas programables en campo, placas de ordenador y

componentes asociados, incluido firmware y software de control, que puede ser capaz de interactuar con controles de usuario y circuitos de interfaz, así como circuitos de entrada/salida y sistemas para comunicaciones, pantallas, interfaz, almacenamiento, documentación y otras funciones útiles. El software del sistema que se ejecuta en el proceso del sistema puede adaptarse y/o configurarse para controlar todas las funciones de inicio, temporización, ajuste de nivel, monitorización, monitorización de seguridad y todas las demás funciones del sistema de ultrasonidos para lograr los objetivos de tratamiento definidos por el usuario. Además, el controlador 300 puede incluir varios módulos de entrada/salida, como interruptores, botones, etc., que también pueden adaptarse y/o configurarse adecuadamente para controlar el funcionamiento del sistema 20 de ultrasonidos.

En una realización, la varilla manual 100 incluye uno o más controladores o interruptores activados con los dedos, como 150 y 160. En varias realizaciones, uno o más controladores 160 de tratamiento térmico (p. ej., interruptor, botón) activa y/o detiene el tratamiento. En varias realizaciones, uno o más controladores 150 de formación de imágenes (p. ej., interruptor, botón) activa y/o detiene la formación de imágenes. En una realización, la varilla manual 100 puede incluir un módulo 200 extraíble. En otras realizaciones, el módulo 200 puede no ser extraíble. En varias realizaciones, el módulo 200 se puede acoplar mecánicamente a la varilla manual 100 usando un pestillo o un acoplador 140. En varias realizaciones, se puede usar una guía de interfaz 235 o varias guías de interfaz 235 para ayudar al acoplamiento del módulo 200 a la varilla manual 100. El módulo 200 puede incluir uno o más transductores 280 de ultrasonidos. En algunas realizaciones, un transductor 280 de ultrasonidos incluye uno o más elementos de ultrasonidos. El módulo 200 puede incluir uno o más elementos de ultrasonidos. La varilla manual 100 puede incluir módulos solo de formación de imágenes, módulos solo de tratamiento, módulos de formación de imágenes y tratamiento, y similares. En varias realizaciones, el transductor 280 de ultrasonidos se puede mover en una o más direcciones 290 dentro del módulo 200. El transductor 280 está conectado a un mecanismo de movimiento 400. En varias realizaciones, el mecanismo de movimiento comprende cero, uno o más cojinetes, ejes, varillas, tornillos, tornillos de avance 401, codificadores 402 (p. ej., codificador óptico para medir la posición del transductor 280), motores 403 (p. ej., un motor paso a paso) para ayudar a garantizar un movimiento preciso y repetible del transductor 280 dentro del módulo 200. En varias realizaciones, el módulo 200 puede incluir un transductor 280 que puede emitir energía a través de un miembro 230 acústicamente transparente. En una realización, el módulo de control 300 puede acoplarse a la varilla manual 100 a través de la interfaz 130, y la interfaz gráfica 310 de usuario puede adaptarse y/o configurarse para controlar el módulo 200. En una realización, el módulo de control 300 puede proporcionar energía a la varilla manual 100. En una realización, la varilla manual 100 puede incluir una fuente de energía. En una realización, el interruptor 150 puede adaptarse y/o configurarse para controlar una función de formación de imágenes de tejidos y el interruptor 160 puede adaptarse y/o configurarse para controlar una función de tratamiento del tejido. En varias realizaciones, el módulo 200 proporciona la distribución de energía 50 emitida a una profundidad focal, distribución, tiempos y nivel de energía adecuados a través de la operación controlada por el sistema de control 300 del transductor 280 para lograr el efecto terapéutico deseado con una zona 550 de coagulación térmica.

En una realización, el módulo 200 se puede acoplar a la varilla manual 100. El módulo 200 puede emitir y recibir energía, como energía ultrasónica. El módulo 200 se puede acoplar electrónicamente a la varilla manual 100 y dicho acoplamiento puede incluir una interfaz que está en comunicación con el controlador 300. En una realización, la guía de interfaz 235 se puede adaptar y/o configurar para proporcionar comunicación electrónica entre el módulo 200 y la varilla manual 100. El módulo 200 puede comprender varias configuraciones de sonda y/o transductor. Por ejemplo, el módulo 200 puede adaptarse y/o configurarse para un transductor de formación de imágenes/terapia combinado de modo dual, transductores de formación de imágenes/terapia acoplados o co-alojados, sondas de terapia y formación de imágenes separadas, y similares. En una realización, cuando el módulo 200 se inserta o se conecta a la varilla manual 100, el controlador 300 lo detecta automáticamente y actualiza la pantalla gráfica 310 interactiva.

En algunas realizaciones, una llave de acceso 320 (p. ej., una unidad USB segura, llave) se conecta de forma extraíble a un sistema 20 para permitir que el sistema 20 funcione. En varias realizaciones, la llave de acceso está programada para ser específica del cliente y cumple múltiples funciones, incluida la seguridad del sistema, el acceso específico del país/región a las directrices y la funcionalidad del tratamiento, las actualizaciones de software, las transferencias de registro de soporte y/o la transferencia de crédito y/o el almacenamiento. En varias realizaciones, el sistema 20 tiene conectividad a Internet y/o datos. En una realización, la conectividad proporciona un método mediante el cual se transfieren datos entre el proveedor del sistema 20 y el cliente. En varias realizaciones, los datos incluyen créditos, actualizaciones de software y registros de soporte. La conectividad se divide en diferentes realizaciones del modelo, en función de cómo se conecta la consola de un usuario a Internet. En una realización, la conectividad del modelo desconectado comprende una consola que está desconectada de Internet y el cliente no tiene acceso a Internet. Las transferencias de crédito y las actualizaciones de software se realizan mediante el envío de llave(s) de acceso (p. ej., unidades USB) al cliente. En una realización, la conectividad del modelo semiconectado comprende una consola que está desconectada de Internet pero el cliente tiene acceso a Internet. Las transferencias de crédito, las actualizaciones de software y las transferencias de registros de soporte se realizan utilizando el ordenador personal, el teléfono inteligente u otro dispositivo informático del cliente junto con la llave de acceso al sistema para transferir datos. En una realización, la conectividad del modelo completamente conectado comprende una consola que está conectada de forma inalámbrica a Internet usando wifi, el teléfono móvil como módem, Bluetooth u otro protocolo. Las transferencias de crédito, las actualizaciones de software y las transferencias de registros de soporte se realizan directamente entre la consola y la nube. En varias realizaciones, el sistema 20 se conecta a un portal en línea, para una gestión de inventario simplificada, compras de tratamiento bajo demanda e información de análisis comercial para impulsar el

negocio de tratamiento estético del cliente al siguiente nivel.

En diversas realizaciones, el tejido debajo o incluso en una superficie de la piel tal como epidermis, dermis, hipodermis, fascia y sistema aponeurótico muscular superficial ("SMAS") y/o músculo se tratan de forma no invasiva con energía ultrasónica. El tejido también puede incluir vasos sanguíneos y/o nervios. La energía ultrasónica se puede enfocar, no enfocar o desenfocar y aplicar a una región de interés que contiene al menos uno de epidermis, dermis, hipodermis, fascia y SMAS para lograr un efecto terapéutico. La FIG. 2 es una ilustración esquemática del sistema 20 de ultrasonidos acoplado a una región de interés 10. En diversas realizaciones, las capas de tejido de la región de interés 10 pueden estar en cualquier parte del cuerpo de un sujeto. En una realización, las capas de tejido están en la región de la cabeza y la cara del sujeto. La parte transversal del tejido de la región de interés 10 incluye una superficie de piel 501, una capa epidérmica 502, una capa dérmica 503, una capa de grasa 505, un sistema aponeurótico muscular superficial 507 (en lo sucesivo "SMAS 507"), y una capa muscular 509. El tejido también puede incluir la hipodermis 504, que puede incluir cualquier tejido debajo de la capa dérmica 503. La combinación de estas capas en total puede conocerse como tejido subcutáneo 510. También se ilustra en la FIG. 2 es una zona de tratamiento 525 que está debajo de la superficie 501. En una realización, la superficie 501 puede ser una superficie de la piel de un sujeto 500. Aunque una realización dirigida a la terapia en una capa de tejido puede usarse en la presente memoria como ejemplo, el sistema se puede aplicar a cualquier tejido del cuerpo. En diversas realizaciones, el sistema y/o los métodos se pueden usar en tejido (que incluye, pero no se limitan a, uno o una combinación de músculos, fascia, SMAS, dermis, epidermis, grasa, células adiposas, celulitis, que se puede denominar lipodistrofia ginecoide, (p. ej., lipodistrofia ginecoide femenina de tipo sin hoyuelo), colágeno, piel, vasos sanguíneos, de la cara, el cuello, la cabeza, los brazos, las piernas o cualquier otra ubicación sobre o dentro del cuerpo (incluidas las cavidades corporales). En varias realizaciones, la reducción de la celulitis (p. ej., lipodistrofia ginecoide femenina tipo sin hoyuelos) se logra en una cantidad del 2 %, 5 %, 10 %, 15 %, 20 %, 25 %, 30 %, 40 %, 50 %, 75 %, 80 %, 90 %, 95 % y cualquier intervalo dentro de los mismos.

Con referencia a la ilustración en la FIG. 2, una realización del sistema 20 de ultrasonidos incluye la varilla manual 100, el módulo 200 y el controlador 300. En una realización, el módulo 200 incluye un transductor 280. La FIG. 3 ilustra una realización de un sistema 20 de ultrasonidos con un transductor 280 adaptado y/o configurado para tratar tejido a una profundidad focal 278. En una realización, la profundidad focal 278 es una distancia entre el transductor 280 y el tejido objetivo para el tratamiento. En una realización, se fija una profundidad focal 278 para un transductor 280 dado. En una realización, una profundidad focal 278 es variable para un transductor 280 dado. En una realización, un transductor 280 está configurado para tratar simultáneamente a múltiples profundidades debajo de una superficie de la piel (p. ej., 1,5 mm, 3,0 mm, 4,5 mm u otras profundidades).

Con referencia a la ilustración en la FIG. 4, el módulo 200 puede incluir un transductor 280 que puede emitir energía a través de un miembro 230 acústicamente transparente. En varias realizaciones, una profundidad puede referirse a la profundidad focal 278. En una realización, el transductor 280 puede tener una distancia de compensación 270, que es la distancia entre el transductor 280 y una superficie del miembro 230 acústicamente transparente. En una realización, la profundidad focal 278 de un transductor 280 está a una distancia fija del transductor. En una realización, un transductor 280 puede tener una distancia de compensación 270 fija desde el transductor hasta el miembro 230 acústicamente transparente. En una realización, un miembro 230 acústicamente transparente está adaptado y/o configurado en una posición en el módulo 200 o el sistema 20 de ultrasonidos para ponerse en contacto con la superficie de la piel 501. En varias realizaciones, la profundidad focal 278 excede la distancia de compensación 270 en una cantidad que corresponde al tratamiento en un área objetivo ubicada a una profundidad de tejido 279 debajo de una superficie de la piel 501. En varias realizaciones, cuando el sistema 20 de ultrasonidos se pone en contacto físico con la superficie de la piel 501, la profundidad del tejido 279 es una distancia entre el miembro 230 acústicamente transparente y el área objetivo, medida como la distancia desde la parte de la varilla manual 100 o la superficie del módulo 200 que entra en contacto piel (con o sin gel de acoplamiento acústico, medio, etc.) y la profundidad en el tejido desde ese punto de contacto con la superficie de la piel hasta el área objetivo. En una realización, la profundidad focal 278 puede corresponder a la suma de una distancia de compensación 270 (medida a la superficie del miembro 230 acústicamente transparente en contacto con un medio de acoplamiento y/o piel 501) además de una profundidad de tejido 279 bajo la superficie de la piel 501 a la región objetivo. En diversas realizaciones, no se usa el miembro 230 acústicamente transparente.

Los componentes de acoplamiento pueden comprender diversas sustancias, materiales y/o dispositivos para facilitar el acoplamiento del transductor 280 o el módulo 200 a una región de interés. Por ejemplo, los componentes de acoplamiento pueden comprender un sistema de acoplamiento acústico adaptado y/o configurado para el acoplamiento acústico de señales y energía ultrasónica. Se puede utilizar un sistema de acoplamiento acústico con posibles conexiones, como colectores, para acoplar el sonido en la región de interés, para proporcionar un enfoque de lente lleno de fluido o líquido. El sistema de acoplamiento puede facilitar dicho acoplamiento mediante el uso de uno o más medios de acoplamiento, incluidos aire, gases, agua, líquidos, fluidos, geles, sólidos, no geles y/o cualquier combinación de los mismos, o cualquier otro medio que permita que las señales se transmitan entre el transductor 280 y una región de interés. En una realización, se proporcionan uno o más medios de acoplamiento dentro de un transductor. En una realización, un módulo 200 lleno de fluido contiene uno o más medios de acoplamiento dentro de una carcasa. En una realización, un módulo 200 lleno de fluido contiene uno o más medios de acoplamiento dentro de una carcasa sellada, que se puede separar de una parte seca de un dispositivo ultrasónico. En varias realizaciones, se usa un medio de acoplamiento para transmitir energía ultrasónica entre uno o más dispositivos y tejido con una

eficiencia de transmisión del 100 %, 99 % o más, 98 % o más, 95 % o más, 90 % o más, 80 % o más, 75 % o más, 60 % o más, 50 % o más, 40 % o más, 30 % o más, 25 % o más, 20 % o más, 10 % o más, y/o 5 % o más.

En varias realizaciones, el transductor 280 puede generar imágenes y tratar una región de interés a cualquier profundidad de tejido 279 adecuada. En una realización, el módulo transductor 280 puede proporcionar una potencia acústica en un intervalo de aproximadamente 1 W o menos, entre aproximadamente 1 W a aproximadamente 100 W, y más de aproximadamente 100 W, p. ej., 200 W, 300 W, 400 W, 500 W. En una realización, el módulo transductor 280 puede proporcionar una potencia acústica a una frecuencia de aproximadamente 1 MHz o menos, entre aproximadamente 1 MHz a aproximadamente 10 MHz (p. ej., 3 MHz, 4 MHz, 4,5 MHz, 7 MHz, 10 MHz), y más de aproximadamente 10 MHz. En una realización, el módulo 200 tiene una profundidad focal 278 para un tratamiento a una profundidad de tejido 279 de aproximadamente 4,5 mm por debajo de la superficie de la piel 501. En una realización, el módulo 200 tiene una profundidad focal 278 para un tratamiento a una profundidad de tejido 279 de aproximadamente 3 mm por debajo de la superficie de la piel 501. En una realización, el módulo 200 tiene una profundidad focal 278 para un tratamiento a una profundidad de tejido 279 de aproximadamente 1,5 mm por debajo de la superficie de la piel 501. Algunas realizaciones no limitantes de transductores 280 o módulos 200 se puede adaptar y/o configurar para administrar energía ultrasónica a una profundidad de tejido de 1,5 mm, 3 mm, 4,5 mm, 6 mm, 7 mm, menos de 3 mm, entre 3 mm y 4,5 mm, entre 4,5 mm y 6 mm, más de más de 4,5 mm, más de 6 mm, etc., y en cualquier lugar dentro de los intervalos de 0-3 mm, 0-4,5 mm, 0-6 mm, 0-25 mm, 0-100 mm, etc. y cualquier profundidad en ellos. En una realización, el sistema 20 de ultrasonidos está provisto de dos o más módulos transductores 280. Por ejemplo, un primer módulo transductor puede aplicar tratamiento a una primera profundidad de tejido (p. ej., aproximadamente 4,5 mm) y un segundo módulo transductor puede aplicar tratamiento a una segunda profundidad de tejido (p. ej., de aproximadamente 3 mm), y un tercer módulo transductor puede aplicar el tratamiento a una tercera profundidad de tejido (p. ej., de aproximadamente 1,5-2 mm). En una realización, al menos algunos o todos los módulos transductores pueden adaptarse y/o configurarse para aplicar un tratamiento sustancialmente a las mismas profundidades.

En varias realizaciones, cambiar el número de ubicaciones de puntos de enfoque (p. ej., con una profundidad de tejido 279) para un procedimiento ultrasónico puede ser ventajoso porque permite el tratamiento de un paciente a diferentes profundidades de tejido incluso si la profundidad focal 278 de un transductor 270 está fija. Esto puede proporcionar resultados sinérgicos y maximizar los resultados clínicos de una sola sesión de tratamiento. Por ejemplo, el tratamiento a múltiples profundidades bajo una sola región superficial permite un mayor volumen total de tratamiento de tejido, lo que da como resultado una mejor formación de colágeno y el endurecimiento. Además, el tratamiento a diferentes profundidades afecta a diferentes tipos de tejido, lo que produce diferentes efectos clínicos que, en conjunto, proporcionan un mejor resultado cosmético general. Por ejemplo, un tratamiento superficial puede reducir la visibilidad de las arrugas y un tratamiento más profundo puede inducir la formación de más crecimiento de colágeno. Asimismo, el tratamiento en varios lugares a profundidades iguales o diferentes puede mejorar un tratamiento.

Aunque el tratamiento de un sujeto en diferentes ubicaciones en una sesión puede ser ventajoso en algunas realizaciones, el tratamiento secuencial a lo largo del tiempo puede ser beneficioso en otras realizaciones. Por ejemplo, un sujeto puede ser tratado bajo la misma región superficial a una profundidad en el tiempo uno, una segunda profundidad en el tiempo dos, etc. En varias realizaciones, el tiempo puede ser del orden de nanosegundos, microsegundos, milisegundos, segundos, minutos, horas, días, semanas, meses u otros períodos de tiempo. El nuevo colágeno producido por el primer tratamiento puede ser más sensible a los tratamientos posteriores, lo que puede ser deseable para algunas indicaciones. Alternativamente, el tratamiento de múltiples profundidades bajo la misma región de la superficie en una sola sesión puede ser ventajoso porque el tratamiento en una profundidad puede mejorar o complementar sinérgicamente el tratamiento a otra profundidad (debido, por ejemplo, a un mayor flujo sanguíneo, estimulación de factores de crecimiento, estimulación hormonal, etc.). En varias realizaciones, diferentes módulos transductores proporcionan tratamiento a diferentes profundidades. En una realización, un solo módulo transductor puede ajustarse o controlarse para profundidades variadas. Las funciones de seguridad para minimizar el riesgo de que se seleccione una profundidad incorrecta se pueden usar junto con el sistema de un solo módulo.

En varias realizaciones, se proporciona un método para tratar el área inferior de la cara y el cuello (p. ej., el área submentoniana). En varias realizaciones, se proporciona un método para tratar (p. ej., suavizar) los pliegues mentolabiales. En otras realizaciones, se proporciona un método para tratar la región del ojo (p. ej., bolsas malares, tratar la laxitud infraorbitaria). La mejora de la laxitud del párpado superior y la mejora de las líneas periorbitales y la textura se lograrán mediante varias realizaciones mediante el tratamiento a profundidades variables. Al tratar en varios ubicaciones en una sola sesión de tratamiento, se pueden lograr efectos clínicos óptimos (p. ej., ablandamiento, endurecimiento). En varias realizaciones, los métodos de tratamiento descritos en la presente memoria son procedimientos cosméticos no invasivos. En algunas realizaciones, los métodos se pueden usar junto con procedimientos invasivos, como estiramientos faciales quirúrgicos o liposucción, donde se desea tensar la piel. En varias realizaciones, los métodos se pueden aplicar a cualquier parte del cuerpo.

En una realización, un módulo transductor 200 permite una secuencia de tratamiento a una profundidad fija en o por debajo de la superficie de la piel. En una realización, un módulo transductor permite una secuencia de tratamiento a una, dos o más profundidades fijas o variables por debajo de la capa dérmica. En varias realizaciones, el módulo transductor comprende un mecanismo de movimiento adaptado y/o configurado para dirigir el tratamiento ultrasónico en una secuencia de lesiones térmicas individuales (en adelante "puntos de coagulación térmica" o "TCPs") a una

profundidad focal fija. En una realización, la secuencia de TCP individuales tiene un espaciado de tratamiento en un intervalo de aproximadamente 0,01 mm a aproximadamente 25 mm (p. ej., 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 2,5 mm, 3 mm, 5 mm, 10 mm, 20 mm y cualquier intervalo de valores en ellos), con una alteración de difuminado del espaciado de 1 a 50 % (p. ej., 1 %, 5 %, 10 %, 15 %, 20 %, 25 %, 30 %, 35 %, 40 %, 45 %, 50 % y cualquier intervalo en ellos). Por ejemplo, el espaciado puede ser de 1,1 mm o menos, 1,5 mm o más, entre aproximadamente 1,1 mm y aproximadamente 1,5 mm, etc. En una realización, los TCP individuales son discretos. En una realización, los TCP individuales se superponen. En una realización, el mecanismo de movimiento está adaptado y/o configurado para programarse para proporcionar un espaciado variable entre los TCP individuales. En una realización, el difuminado se puede adaptar y/o configurar para proporcionar un espaciado variable entre los TCP individuales. En varias realizaciones, un módulo transductor comprende un mecanismo de movimiento adaptado y/o configurado para dirigir el tratamiento ultrasónico en una secuencia de modo que los TCP se formen en secuencias lineales o sustancialmente lineales separadas por una distancia de tratamiento. Por ejemplo, un módulo transductor puede adaptarse y/o configurarse para formar TCP a lo largo de una primera secuencia lineal y una segunda secuencia lineal separadas por una distancia de tratamiento de la primera secuencia lineal. En una realización, la distancia de tratamiento entre secuencias lineales adyacentes de TCP individuales está en un intervalo de aproximadamente 0,01 mm a aproximadamente 25 mm. En una realización, la distancia de tratamiento entre secuencias lineales adyacentes de TCP individuales está en un intervalo de aproximadamente 0,01 mm a aproximadamente 50 mm. Por ejemplo, la distancia de tratamiento puede ser de 2 mm o menos, 3 mm o más, entre aproximadamente 2 mm y aproximadamente 3 mm, etc. En varias realizaciones, un módulo transductor puede comprender uno o más mecanismos de movimiento 400 adaptados y/o configurados para dirigir el tratamiento ultrasónico en una secuencia de modo que los TCP se formen en secuencias lineales o sustancialmente lineales de lesiones térmicas individuales separadas por una distancia de tratamiento de otras secuencias lineales. En una realización, se aplica un tratamiento en una primera dirección 290 (p. ej., empujar). En una realización, se aplica un tratamiento opuesto a la primera dirección 290 (p. ej., tirar). En una realización, el tratamiento se aplica tanto en una primera dirección 290 como en la opuesta a la primera dirección (p. ej., empujar y tirar). En una realización, la distancia de tratamiento que separa las secuencias TCP lineales o sustancialmente lineales es la misma o sustancialmente la misma. En una realización, la distancia de tratamiento que separa las secuencias de TCP lineales o sustancialmente lineales es diferente o sustancialmente diferente para varios pares adyacentes de secuencias de TCP lineales.

En una realización, se proporcionan módulos transductores extraíbles primero y segundo. En una realización, cada uno de los módulos transductores primero y segundo está adaptado y/o configurado tanto para la formación de imágenes ultrasónicas como para el tratamiento ultrasónico. En una realización, un módulo transductor está adaptado y/o configurado solo para tratamiento. En una realización, se puede conectar un transductor de formación de imágenes al mango de una sonda o una varilla manual. Los módulos transductores primero y segundo están adaptados y/o configurados para acoplamiento intercambiable a una varilla manual. El primer módulo transductor está adaptado y/o configurado para aplicar terapia ultrasónica a una primera capa de tejido, mientras que el segundo módulo transductor está adaptado y/o configurado para aplicar terapia ultrasónica a una segunda capa de tejido. La segunda capa de tejido está a una profundidad diferente que la primera capa de tejido.

Como se ilustra en la FIG. 3, en varias realizaciones, el módulo 200 proporciona el suministro de energía 50 emitida a una profundidad focal 278, distribución, tiempos y nivel de energía adecuados a través de la operación controlada por el sistema de control 300 para lograr el efecto terapéutico deseado de daño térmico controlado para tratar al menos una de la capa de epidermis 502, capa de dermis 503, capa de grasa 505, capa de SMAS 507, capa de músculo 509 y/o hipodermis 504. La FIG. 3 ilustra una realización de una profundidad que corresponde a una profundidad para tratar el músculo. En diversas realizaciones, la profundidad puede corresponder a cualquier tejido, capa de tejido, piel, epidermis, dermis, hipodermis, grasa, SMAS, músculo, vaso sanguíneo, nervio u otro tejido. Durante el funcionamiento, el módulo 200 y/o el transductor 280 también pueden escanearse mecánicamente y/o electrónicamente a lo largo de la superficie 501 para tratar una área extendida. Antes, durante y después del suministro de energía ultrasónica 50 a al menos una de la capa de la epidermis 502, la capa de la dermis 503, la hipodermis 504, la capa de grasa 505, la capa del SMAS 507 y/o la capa del músculo 509, se puede proporcionar la monitorización del área de tratamiento y estructuras circundantes para planificar y evaluar los resultados y/o proporcionar retroalimentación al controlador 300 y al usuario a través de una interfaz gráfica 310.

En una realización, un sistema 20 de ultrasonidos genera energía de ultrasonidos que se dirige y enfoca debajo de la superficie 501. Esta energía de ultrasonidos 50 controlada y enfocada crea el punto o zona de coagulación térmica (TCP) 550. En una realización, la energía de ultrasonidos 50 crea un vacío en el tejido subcutáneo 510. En varias realizaciones, la energía emitida 50 se dirige al tejido debajo de la superficie 501 que corta, extirpa, coagula, micro-extirpa, manipula y/o provoca un TCP 550 en la parte de tejido 10 debajo de la superficie 501 a una profundidad focal 278 específica. En una realización, durante la secuencia de tratamiento, el transductor 280 se mueve en una dirección indicada por la flecha 290 marcada a intervalos específicos 295 para crear una serie de zonas de tratamiento 254, cada una de las cuales recibe una energía emitida 50 para crear uno o más TCP 550. En una realización, una flecha 291 marcada ilustra un eje o dirección que es ortogonal a la flecha 290, y un espaciado de los TCP 550 muestra que los TCP pueden estar espaciados ortogonalmente a la dirección de movimiento del transductor 280. En algunas realizaciones, la orientación de los TCP espaciados se puede establecer en cualquier ángulo de 0 a 180 grados desde la flecha 290. En algunas realizaciones, la orientación de los TCP espaciados se puede establecer en cualquier ángulo de 0 a 180 grados en función de la orientación de las áreas polarizadas en el transductor 280.

En diversas realizaciones, los módulos transductores pueden comprender uno o más elementos de transducción. Los elementos de transducción pueden comprender un material piezoeléctrico activo, como el titanato de circonio de plomo (PZT), o cualquier otro material piezoeléctricamente activo, como una cerámica piezoeléctrica, cristal, plástico y/o materiales compuestos, así como niobiato de litio, titanato de plomo, titanato de bario y/o metaniobiato de plomo. En diversas realizaciones, además de, o en lugar de, un material piezoeléctricamente activo, los módulos transductores pueden comprender cualquier otro material adaptado y/o configurado para generar radiación y/o energía acústica. En varias realizaciones, los módulos transductores se pueden adaptar y/o configurar para operar a diferentes frecuencias y profundidades de tratamiento. Las propiedades del transductor se pueden definir mediante un diámetro exterior ("OD") y una longitud focal ( $F_L$ ). En una realización, un transductor se puede adaptar y/o configurar para que tenga un DE = 19 mm y una  $F_L$  = 15 mm. En otras realizaciones, otros valores adecuados de DE y  $F_L$  se puede usar, como DE de menos de aproximadamente 19 mm, mayor de aproximadamente 19 mm, etc. y  $F_L$  de menos de aproximadamente 15 mm, mayor de aproximadamente 15 mm, etc. Los módulos transductores pueden adaptarse y/o configurarse para aplicar energía ultrasónica a diferentes profundidades de tejido objetivo. Como se describió anteriormente, en varias realizaciones, los módulos transductores comprenden mecanismos de movimiento adaptados y/o configurados para dirigir el tratamiento ultrasónico en una secuencia lineal o sustancialmente lineal TCP individuales con una separación de tratamiento entre TCP individuales. Por ejemplo, el espaciado del tratamiento puede ser de aproximadamente 1,1 mm, 1,5 mm, etc. En varias realizaciones, los módulos transductores pueden comprender además mecanismos de movimiento adaptados y/o configurados para dirigir el tratamiento ultrasónico en una secuencia de modo que los TCP se formen en secuencias de forma lineal o sustancialmente lineal separadas por un espaciado de tratamiento. Por ejemplo, un módulo transductor puede adaptarse y/o configurarse para formar TCP a lo largo de una primera secuencia lineal y una segunda secuencia lineal separadas por un espacio de tratamiento entre aproximadamente 2 mm y 3 mm desde la primera secuencia lineal. En una realización, un usuario puede mover manualmente los módulos transductores a través de la superficie de un área de tratamiento para que se creen secuencias lineales adyacentes de TCP. En una realización, un mecanismo de movimiento puede mover automáticamente los módulos transductores a través de la superficie de un área de tratamiento para que se creen secuencias lineales adyacentes de TCP.

Análisis de frecuencia espacial de apertura y transformada de Fourier

En diversas realizaciones, pueden usarse técnicas de análisis de frecuencia espacial basadas en el análisis de Fourier y la óptica de Fourier para aumentar la eficacia del tratamiento terapéutico. Cuando un sistema que tiene una respuesta de impulso  $h(t)$  se excita por un estímulo  $x(t)$ , la relación entre la entrada  $x(t)$  y salida  $y(t)$  está relacionado por la función de circunvolución de la siguiente manera:

$$y(t) = x(t) * h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) h(t - \tau) d\tau \quad (1)$$

En varias realizaciones, se puede aplicar la transformada de Fourier para calcular la circunvolución de la ecuación (1). La transformada de Fourier unidimensional continua se puede definir como:

$$Y(f) = F(y(t)) = \int_{-\infty}^{\infty} y(t) e^{-j2\pi f t} dt \quad (2)$$

aquí  $f$  es la frecuencia,  $t$  es el tiempo. Se puede demostrar que la circunvolución en el dominio del tiempo es equivalente a la multiplicación en el dominio de la frecuencia:

$$F(x(t) * h(t)) = X(f) H(f) = Y(f) \quad (3)$$

En varias realizaciones, la aproximación de Fraunhofer se puede usar para derivar una relación entre la abertura o apertura de un transductor y una respuesta de haz ultrasónico resultante. La derivación de la aproximación de Fraunhofer se describe en Joseph Goodman, Introduction to Fourier optics (3ª ed. 2004). Según la aproximación de Fraunhofer, un patrón de amplitud complejo de campo lejano producido por una apertura compleja es igual a una transformada de Fourier bidimensional de la amplitud y la fase de la apertura. En varias realizaciones, esta relación en la óptica se puede extender a los ultrasonidos ya que se pueden usar ecuaciones de onda lineales para representar tanto la propagación de la luz como la propagación del sonido. En el caso de la óptica y/o ultrasonidos, la transformada de Fourier bidimensional puede determinar una distribución de amplitud de presión de onda sonora en el foco de un transductor.

Para un sistema enfocado, la variable  $z$  que representa la profundidad se puede reemplazar con  $z_f$  que representa una distancia focal.

$$f_x = \frac{x_c}{\lambda z_f} \quad (4a)$$

$$f_y = \frac{y_c}{\lambda z_f} \quad (4b)$$

En varias realizaciones, la óptica de Fourier y las identidades de la transformada de Fourier (algunas de las cuales se enumeran en la Tabla 1, a continuación) pueden usarse para transductores de ultrasonidos para determinar la

distribución de intensidad correspondiente a un diseño de transductor. Por ejemplo, la transformada de Fourier de un rectángulo  $rect(ax)$  es una función seno. Como otro ejemplo, la transformada de Fourier de un círculo bidimensional de amplitud uniforme es una función de Bessel de primer orden que se puede representar como  $J_1$ .

Tabla 1

	Función de apertura	Transformada de Fourier
1	$rect(ax)$	$\frac{1}{ a } sinc\left(\frac{\xi}{a}\right)$
2	$\delta(X)$	1
3	$cos(ax)$	$\frac{\delta\left(\xi - \frac{a}{2\pi}\right) + \delta\left(\xi + \frac{a}{2\pi}\right)}{2}$
4	$sen(ax)$	$\frac{\delta\left(\xi - \frac{a}{2\pi}\right) - \delta\left(\xi + \frac{a}{2\pi}\right)}{2j}$
5 (par de transformada bidimensional)	$circ(\sqrt{x^2 + y^2})$	$\frac{J_1(2\pi\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2})}{\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}}$
6	$f(X) * g(X)$	$F(\xi)G(\xi)$
7	$f(X)g(X)$	$F(\xi) * G(\xi)$

5

En varias realizaciones, un transductor de ultrasonidos puede tener una apertura rectangular de dimensiones y longitud focal adecuadas. En varias realizaciones, un transductor de ultrasonidos puede tener una apertura circular con dimensiones y longitud focal adecuadas. En una realización, un transductor puede tener una apertura circular con un radio exterior de aproximadamente 9,5 mm, un diámetro interior de aproximadamente 2 mm y una distancia focal de aproximadamente 15 mm. La apertura de un transductor circular se puede describir como:

10

$$f(x, y) = circ\left(\frac{r}{a}\right) - circ\left(\frac{r}{b}\right) \quad (5a)$$

$$r = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (5b)$$

Por ejemplo, en una realización, la variable 'a' puede ser de aproximadamente 9,5 mm y la variable 'b' en la ecuación (5a) puede ser de aproximadamente 2 mm. La aplicación de la transformada de Fourier a la ecuación (5a) puede proporcionar una estimación de la distribución de la presión de las ondas sonoras en el foco.

$$F_{x,y}(f(x, y)) = F(\xi_x, \xi_y) = \frac{a J_1(2\pi a \sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2})}{\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}} - \frac{b J_1(2\pi b \sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2})}{\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}} \quad (6)$$

15

donde  $\xi_x$  y  $\xi_y$  son iguales a  $f_x$  y  $f_y$  de las ecuaciones (4a) y (4b). La ecuación (6) demuestra que la distribución de la presión de las ondas sonoras de un transductor con una apertura circular es una función de Bessel de primer orden. En una realización, una mayoría sustancial de la energía se concentra en el foco (p. ej., a 15 mm de la apertura). El ancho de un haz ultrasónico principal y la distribución de energía lejos del haz principal se pueden expresar como una función de la frecuencia de operación como se expresa en las ecuaciones (4a) y (4b).

20

En varias realizaciones, se podrían crear dos haces idénticos o casi idénticos en el foco si la apertura se modulara (p. ej., se multiplicara) mediante una función correcta. En una realización, se puede aplicar una función de coseno a una apertura circular de la siguiente manera:

$$g(x, y) = cos(cx) \left( circ\left(\frac{r}{a}\right) - circ\left(\frac{r}{b}\right) \right) \quad (7)$$

Una distribución de energía o respuesta del haz en el foco de la apertura modulada de la ecuación (7) es la circunvolución de la transformada de Fourier de las dos funciones de la apertura:

25

$$G(\xi_x, \xi_y) = \left( \frac{\delta\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}\right) + \delta\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}\right)}{2} \right) * F(\xi_x, \xi_y) \quad (8)$$

La ecuación (8) se puede simplificar en la suma de dos funciones separadas aplicando la identidad de la transformada de Fourier para una función delta de Dirac (p. ej., identidad 2 en la Tabla 2):

$$G(\xi_x, \xi_y) = \frac{1}{2} \left( F\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) \right) \quad (9)$$

La ecuación (9) muestra que dos haces que aparecen en el foco están desplazados espacialmente mediante  $\pm \frac{c}{2\pi}$  en comparación con el haz original no modulado. En varias realizaciones, se pueden usar una o más funciones de modulación diferentes, como la función seno, para lograr una respuesta de haz deseada. En varias realizaciones, la apertura se puede modular de manera que se creen más de dos focos. Por ejemplo, se pueden crear tres, cuatro, cinco, etc. focos. En varias realizaciones, la apertura se puede modular de manera que los focos se creen secuencialmente o sustancialmente secuencialmente en lugar de simultáneamente.

En varias realizaciones, los módulos transductores de terapia comprenden mecanismos de movimiento configurados para dirigir el tratamiento ultrasónico en una secuencia lineal o sustancialmente lineal de TCP individuales con un espaciado de tratamiento entre TCP individuales. Por ejemplo, el espaciado del tratamiento puede ser de aproximadamente 1,1 mm, 1,5 mm, etc. En varias realizaciones, los módulos transductores pueden comprender además mecanismos de movimiento configurados para dirigir el tratamiento ultrasónico en una secuencia de modo que los TCP se formen en secuencias lineales o sustancialmente lineales separadas por un espaciado de tratamiento. Por ejemplo, un módulo transductor puede configurarse para formar TCP a lo largo de una primera secuencia lineal y una segunda secuencia lineal separadas por un espacio de tratamiento entre aproximadamente 2 mm y 3 mm de la primera secuencia lineal. Según la ecuación (9), se puede lograr una división simultánea o sustancialmente simultánea en el haz ultrasónico en el foco (o antes del foco) si la apertura está modulada por una función coseno y/o seno de una frecuencia espacial deseada. En una realización, se pueden crear dos haces enfocados simultáneos o casi simultáneos separados por una separación de tratamiento de aproximadamente 1,1 mm en una secuencia lineal o sustancialmente lineal. A una frecuencia de ultrasonidos de 7 MHz, la longitud de onda  $\lambda$  de la onda de ultrasonidos en el agua es de aproximadamente 0,220 mm. En consecuencia, las frecuencias espaciales  $\xi_x$  y  $\xi_y$  en el foco se representan como:

$$\xi_x = \frac{x_0}{15 \times 0,220} = \frac{x_0}{3,3} \quad (10a)$$

$$\xi_y = \frac{y_0}{15 \times 0,220} = \frac{y_0}{3,3} \quad (10b)$$

Para colocar dos focos separados por aproximadamente 1,1 mm, la frecuencia espacial para modular la apertura se calcula de la siguiente manera. Usando las identidades 3 y 4 en la Tabla 2, la transformación de Fourier de una función seno o coseno es una función delta de Dirac con el argumento:

$$arg = \frac{x_0}{3,3} - \frac{k_x}{2\pi} \quad (11a)$$

En una realización, la ecuación (11a) puede resolverse para  $k_x$  cuando el argumento es 0:

$$k_x = \frac{2\pi x_0}{3,3} \quad (11b)$$

Además,  $X_0$  se puede reemplazar por la mitad de la distancia de separación (p. ej., 1,1 mm):

$$k_x = \frac{2\pi \frac{s}{2}}{x_f \lambda} = \frac{2\pi \frac{1,1}{2}}{3,3} = 1,04 \text{ mm}^{-1} \quad (11c)$$

En varias realizaciones, un transductor con apertura circular que emite energía ultrasónica a varias frecuencias operativas puede modularse mediante funciones de seno y/o coseno a las frecuencias espaciales enumeradas en la Tabla 2. La apertura modulada del transductor puede producir un haz dividido simultáneamente o sustancialmente simultáneamente con dos focos que tienen diferentes distancias de separación, como se indica en la Tabla 2. En una realización, el transductor puede tener un diámetro exterior (OD) de aproximadamente 19 mm y una longitud focal de aproximadamente 15 mm.



Tabla 2

	Distancia de separación entre focos			
Frecuencia de ultrasonidos	1,1 mm	1,5 mm	2 mm	3 mm
4 MHz	0,60	0,82	1,09	1,63
7 MHz	1,04	1,43	1,90	2,86
10 MHz	1,50	2,04	2,72	3,08

Como se muestra en la Tabla 2, en varias realizaciones, la frecuencia espacial de una función de modulación de apertura aumenta a medida que aumenta la frecuencia operativa ultrasónica para una distancia de separación de focos dada. Además, la frecuencia espacial aumenta a medida que aumenta la distancia de separación deseada entre los focos.

En una realización, una frecuencia espacial más alta puede dar como resultado que las transiciones de amplitud en la apertura se produzcan más rápidamente. Debido a las limitaciones de procesamiento del transductor, las variaciones rápidas de amplitud en la apertura pueden hacer que la apertura sea menos eficiente, ya que puede haber una variación en la cantidad de presión sonora producida por diferentes partes de la apertura. En una realización, el uso de frecuencias espaciales para dividir el haz de forma simultánea o casi simultánea puede reducir la ganancia focal global de cada haz. Como se muestra en la ecuación (9), la presión de campo en el foco de cada haz se reduce por un factor de dos en comparación con un haz no modulado. En una realización, la presión sonora o la intensidad de los ultrasonidos desde la abertura se puede aumentar para obtener intensidades similares o sustancialmente similares en el plano focal. Sin embargo, en una realización, el aumento de la presión en la abertura puede no estar limitado por las limitaciones de procesamiento del sistema y/o del transductor. En una realización, un aumento en la presión en la apertura puede aumentar la intensidad general en el campo cercano, lo que puede aumentar la posibilidad de calentar excesivamente el tejido o tejidos del área de tratamiento que se encuentra antes del foco. En una realización, la posibilidad de calentamiento adicional del o de los tejidos prefocales puede limitarse o eliminarse mediante el uso de una frecuencia de tratamiento de ultrasonidos más baja.

En una realización, la aplicación de la función de modulación de apertura como se muestra en la ecuación (7) da como resultado dos haces de ultrasonidos simultáneos o sustancialmente simultáneos en el foco. En varias realizaciones, el haz de ultrasonidos puede dividirse varias veces, como tres, cuatro, cinco, etc., de modo que se crean múltiples haces simultáneos o casi simultáneos. En una realización, se pueden generar cuatro haces igualmente espaciados a lo largo de una dimensión modulando o multiplicando la apertura por dos frecuencias espaciales separadas:

$$g(x, y) = (\cos(cx) + \cos(dx)) \left( \text{circ}\left(\frac{r}{a}\right) - \text{circ}\left(\frac{r}{b}\right) \right) \quad (12a)$$

$$\bar{G}(\xi_x, \xi_y) = \frac{1}{2} \left( F\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x - \frac{d}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{d}{2\pi}, \xi_y\right) \right) \quad (12b)$$

Como se muestra en la ecuación (12b), se puede crear un haz no modulado en el foco en cuatro ubicaciones diferentes a lo largo del eje x. En una realización, se puede añadir un término constante o DC, C1, a la función de modulación de amplitud para mantener la ubicación de la energía en la ubicación focal original:

$$g(x, y) = (\cos(cx) + \cos(dx) + C_1) \left( \text{circ}\left(\frac{r}{a}\right) - \text{circ}\left(\frac{r}{b}\right) \right) \quad (13a)$$

$$\bar{G}(\xi_x, \xi_y) = \frac{1}{2} \left( F\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x - \frac{d}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{d}{2\pi}, \xi_y\right) \right) + C_1 F(\xi_x, \xi_y) \quad (13b)$$

En una realización, la modulación de apertura de las ecuaciones (12) y (13), mediante la cual el haz se puede colocar en múltiples ubicaciones simultáneamente o casi simultáneamente, puede tener una aplicabilidad limitada debido a limitaciones del sistema, material y/o tejido. En una realización, debido a la posibilidad de calentar el (los) tejido(s) del área de tratamiento ubicados antes del foco, la frecuencia de la terapia de ultrasonidos puede ajustarse, por ejemplo, reducirse, para limitar y/o eliminar dicha posibilidad. En una realización, se pueden aplicar técnicas no lineales en el foco para limitar y/o eliminar la posibilidad de calentamiento del o de los tejidos prefocales. En una realización, la presión del sonido o la intensidad del ultrasonidos desde la abertura se pueden aumentar para obtener intensidades similares o sustancialmente similares en el plano focal.

En varias realizaciones, si las funciones de amplitud y fase en la apertura son separables, la transformada

bidimensional de Fourier de una función de presión sonora  $U(x_1, y_1)$  se puede expresar como un producto de una transformada de Fourier unidimensional de dos funciones en  $x$  e  $y$ . En varias realizaciones, puede ser ventajoso crear múltiples TCP en una secuencia lineal o sustancialmente lineal, así como crear múltiples secuencias lineales simultáneamente o casi simultáneamente.

5 Oscilación electrónica de aperturas de división de haces múltiples mediante modulación de frecuencia

En varias realizaciones, la Tabla 2 ilustra la frecuencia espacial de apertura para lograr una distancia específica entre dos focos simultáneos para una frecuencia operativa dada (p. ej., en varias realizaciones, 4 MHz, 7 MHz, 10 MHz). La ecuación (11c) muestra que la distancia de separación entre los focos es también una función de la frecuencia operativa. Por ejemplo, en una realización, la frecuencia espacial de la apertura ( $k_x$ ) se fija a  $1,0 \text{ mm}^{-1}$  y se permite que varíe la frecuencia operativa. La ecuación 11c se puede reescribir para mostrar cómo se puede modular la distancia de separación de focos a través de la frecuencia de operación.

$$s = (k_x z_f v_c) / (\pi f_{op}) \quad (14)$$

donde  $k_x$  es la frecuencia espacial en  $\text{mm}^{-1}$ ,  $z_f$  es la profundidad focal de la apertura en mm,  $v_c$  es la velocidad del ultrasonidos en el medio de propagación (p. ej., agua) en  $\text{mm}/\mu\text{s}$  y  $f_{op}$  es la frecuencia operativa de la apertura en MHz. En una realización, se realiza la siguiente sustitución en la ecuación 11c:

$$\lambda = v_c / f_{op} \quad (15)$$

Como muestra la ecuación (14), la distancia de separación de los focos es función de la frecuencia operativa. Además, la tasa de cambio de la distancia de separación a la frecuencia operativa es:

$$ds/df_{op} = -(k_x z_f v_c) / (\pi f_{op}^2) \quad (16)$$

La ecuación (16) muestra que la distancia de separación disminuye a medida que aumenta la frecuencia operativa. La Tabla 3 (a continuación) muestra la tasa de cambio de la distancia de separación en función de la frecuencia operativa para las diferentes frecuencias espaciales (p. ej., en varias realizaciones, 4 MHz, 7 MHz, 10 MHz).

Tabla 3

	Derivada de la ecuación (16) [mm/MHz]			
Frecuencia de ultrasonidos	1,1 mm	1,5 mm	2 mm	3 mm
4 MHz	-0,269	-0,367	-0,488	-0,730
7 MHz	-0,152	-0,209	-0,278	-0,418
10 MHz	-0,107	-0,146	-0,195	-0,221

Como se muestra en la Tabla 3, a medida que aumenta la frecuencia operativa, los focos se acercan y, a medida que disminuye la frecuencia operativa, los focos se alejan sin necesidad de cambiar la fase o mover mecánicamente el transductor. Este es un método único de mover electrónicamente el haz para difundir la energía sin depender de la conducción térmica en el tejido. Los beneficios incluyen una reducción o minimización de la temperatura máxima y un aumento en el volumen de coagulación térmica de la lesión sin necesidad de canales adicionales del sistema.

La cantidad de movimiento de una frecuencia operativa principal se puede determinar usando la ecuación (14). En una realización, la frecuencia operativa principal de una apertura es de 5 MHz y la longitud focal es de 15 mm. En algunas realizaciones, la frecuencia operativa se denomina frecuencia central de apertura. En una realización, la frecuencia operativa es de 5 MHz. En una realización, la Tabla 4 en la FIG. 5 muestra la cantidad de separación de focos para aperturas con diferentes frecuencias espaciales ( $k_x = 0,5, 1,0, 1,5, 2,0$  en  $\text{mm}^{-1}$ ) según lo diseñado para una frecuencia central de 5 MHz. También calcula la cantidad de dispersión desde los focos de la frecuencia central a 5 MHz. Según una realización, el espaciado disminuye para frecuencias más altas con respecto a 5 MHz y aumenta para frecuencias más bajas con respecto a 5 MHz.

La FIG. 6 muestra la diferencia de espaciado para todas las frecuencias operativas de la apertura para diferentes frecuencias espaciales de apertura. Como muestra la FIG. 6, la distancia de separación aumenta a medida que disminuye la frecuencia.

En una realización, la distancia de separación es relativa a una frecuencia de 5 MHz. En una realización, se puede determinar una forma de estimar la oscilación electrónica a partir de la modulación de frecuencia haciendo referencia de todo el movimiento a la separación inicial a 5 MHz. Como muestra la FIG. 7, la extensión de la distancia de separación entre los focos puede variar fácilmente en más de 1 mm.

En varias realizaciones, el intervalo de posibles frecuencias operativas desde una apertura se puede describir en

términos del ancho de banda del transductor. En una realización, un mayor ancho de banda del transductor da como resultado una apertura que tiene un intervalo más amplio de frecuencias operativas. El ancho de banda del transductor se puede describir como una fracción porcentual de la frecuencia central de apertura ubicando la frecuencia donde la intensidad de transmisión disminuye a -3 dB de la intensidad máxima de transmisión. En una realización, la alta frecuencia de -3 dB se designa como  $f_{-3dB,H}$  y la baja frecuencia de -3 dB se designa como  $f_{-3dB,L}$  para la respuesta de transmisión de la apertura de un transductor. La frecuencia central de -3 dB en [MHz] se describe como:

$$f_{-3dB,centro} = (f_{-3dB,H} + f_{-3dB,L})/2 \quad (17)$$

El ancho de banda porcentual de -3 dB se describe como:

$$AB_{-3dB} = 100\% * (f_{-3dB,H} - f_{-3dB,L}) / ((f_{-3dB,H} + f_{-3dB,L})/2) \quad (18)$$

- 10 En algunas realizaciones, el aumento del intervalo de frecuencias operativas posibles dentro de una apertura puede lograrse (pero no se limita a) mediante el uso de capas de soporte, capas coincidentes, múltiples capas piezoeléctricas, coincidencia eléctrica, compuestos piezoeléctricos y/o una piezocerámica monocristalina. En una realización, a medida que aumenta el ancho de banda del transductor, aumenta el intervalo de distancia de separación posible. La Tabla 5 (a continuación) muestra cómo, en función del porcentaje de ancho de banda, la extensión de los focos puede
- 15 variar si la frecuencia central de apertura es de 5 MHz. La distancia de separación de focos para 5 MHz es de 0,72 mm, 1,43 mm, 2,15 mm y 2,86 mm respectivamente para frecuencias espaciales de 0,5 mm<sup>-1</sup>, 1,00 mm<sup>-1</sup>, 1,50 mm<sup>-1</sup>, 2,00 mm<sup>-1</sup>. Si la frecuencia espacial en la apertura es de 1,50 mm<sup>-1</sup> y el ancho de banda del transductor es del 60%, entonces la distancia de separación entre los focos varía en 1,42 mm que es una distancia mayor que la resolución lateral del haz a 5 MHz.
- 20 Extensión adicional a partir de la frecuencia central de 5 MHz en [mm]

Tabla 5

Ancho de banda	$k_x = 0,5 \text{ mm}^{-1}$	$k_x = 1,0 \text{ mm}^{-1}$	$k_x = 1,5 \text{ mm}^{-1}$	$k_x = 2,0 \text{ mm}^{-1}$
20%	0,14	0,29	0,43	0,58
40%	0,30	0,60	0,90	1,19
60%	0,47	0,94	1,42	1,89
80%	0,68	1,36	2,05	2,73
100%	0,95	1,91	2,86	3,82

- En una realización, a medida que cambia la frecuencia, la profundidad de campo también cambiará, así como la resolución lateral y la ganancia focal. En una realización, a medida que cambia la frecuencia, también cambiarán la profundidad de campo, la resolución lateral y la ganancia focal. Por lo tanto, en una realización, la intensidad en la apertura puede cambiar dependiendo de los objetivos de velocidad de calentamiento. Además, en algunas realizaciones, puede ser ventajoso enviar múltiples frecuencias operativas al mismo tiempo para distribuir la energía de forma inmediata o casi inmediata. Por ejemplo, la excitación de transmisión de la apertura puede incluir excitación a 4 MHz, 5 MHz y 6 MHz, todo al mismo tiempo.

- 30 Múltiples focos cambiando la frecuencia espacial de apertura

- Como muestra la Ecuación 11c, cuanto mayor sea la frecuencia espacial de apertura, mayor será la distancia de separación entre los focos. En una realización, una apertura está polarizada con una frecuencia espacial de  $k_x$ . La frecuencia espacial se puede duplicar o reducir fácilmente a cero conectando canales de excitación eléctrica individuales que tienen la capacidad de modificar la fase a 0 grados o 180 grados, como se muestra en las realizaciones de la FIG. 8. Por ejemplo, si la fase en los canales 1 a 16 es de 0 grados, entonces la frecuencia espacial de apertura es  $k_x$ . En una realización, como la fase en cada canal varía de 0 grados a 180 grados, de modo que los canales impares están a 0 grados y los canales pares están a 180 grados, entonces la frecuencia espacial en la apertura es  $\frac{1}{2} k_x$ . En una realización, si la fase se repite cada dos canales, de modo que el canal 1 y el canal 2 están a 0 grados y el canal 3 y el canal 4 están a 180 grados y así sucesivamente, entonces la frecuencia espacial en la apertura es 0. Si el canal 1 está a 0 grados, el canal 2 está a 180 grados, el canal 3 está a 180 grados, el canal 4 está a 0 grados y así sucesivamente, entonces la frecuencia espacial en la apertura es  $2k_x$ . En este caso, se pueden crear siete focos únicos. Como se indica en la Tabla 4 (en la FIG. 5), si la frecuencia central de apertura es de 5 MHz y la frecuencia de apertura es cualquiera de 0 mm<sup>-1</sup>, 0,5 mm<sup>-1</sup>, 1,0 mm<sup>-1</sup>, o 2,0 mm<sup>-1</sup>, las distancias de separación correspondientes son 0 mm, 0,72 mm, 1,43 mm y 2,86 mm, lo que produce siete posiciones focales únicas separadas por 0,36 mm. En varias realizaciones, las fases intermedias entre 0 grados y 180 grados permitirían además que los dos focos se inclinaran de modo que se pudiera crear una línea de focos en el plano focal. En última instancia, la inclinación, la modulación de la posición focal y la modulación de frecuencia permiten el calentamiento y la posible coagulación de una línea completa con una longitud de aproximadamente 2,86 mm.

En una realización, una cerámica polarizada tiene una frecuencia espacial de  $2k_x$ , como se muestra en la FIG. 9. En este caso, cada canal eléctrico cubre dos áreas polarizadas en la cerámica (p. ej., una piezocerámica). Si el canal 1 al canal 8 tienen la misma fase eléctrica, entonces la frecuencia espacial de la apertura es  $2k_x$ . Si la fase se alterna de manera que los canales impares tengan una fase de 0 grados y los canales pares tengan una fase de 180 grados, entonces la frecuencia espacial de la apertura es  $k_x$ . En una realización, esta configuración de solo dos fases es posible en los canales que permite cuatro focos únicos. En varias realizaciones, si se permiten fases adicionales, entonces es posible inclinar los dos focos a muchas posiciones focales diferentes. Esta configuración limita la cantidad de canales electrónicos requeridos para obtener múltiples posiciones de focos.

#### Múltiples focos usando mezcla de señales multicanal

En varias realizaciones, un sistema de tratamiento utiliza múltiples canales de terapia para permitir el enfoque y/o la dirección electrónicos. Por ejemplo, un sistema de tratamiento que utiliza múltiples canales de terapia para permitir el enfoque y/o la dirección electrónicos permite una oscilación electrónica más rápida para crear más coagulación térmica usando la misma cantidad de energía que otros dispositivos de tratamiento o coagulación térmica igual usando oscilación electrónica con menos energía que otros dispositivos de tratamiento. Esta técnica amplía el continuo de eficacia y comodidad que ofrece el dispositivo. Además de la oscilación electrónica, los múltiples canales de terapia también ofrecen la posibilidad de mover el haz a diferentes ubicaciones de profundidad, de manera que dos transductores convencionales como el DS7-4.5 (7 MHz a 4,5 mm de profundidad) y el DS7-3.0 (7 MHz a 3,0 mm de profundidad) podrían sustituirse por un único dispositivo que se mueva entre las dos profundidades diferentes.

En una realización, un transductor 280 con múltiples canales de terapia 281 conectados para mover el haz axialmente (p. ej., una matriz anular) normalmente crearía un TCP 550 primero a una mayor profundidad y luego se movería a una profundidad más superficial. En otra realización, se crea un TCP 550 a poca profundidad y luego a una profundidad mayor por debajo de la superficie de la piel. Esto crea el TCP 550 secuencialmente y provocaría que se alargara el tiempo de tratamiento. Por ejemplo, en una realización, si el tiempo para el TCP 550 profundo es  $t_{\text{profundo}}$  y el tiempo para el TCP 550 superficial es  $t_{\text{superficial}}$ , entonces el tiempo de tratamiento total para los dos TCP 550 es la suma de los dos tiempos de tratamiento,  $t_{\text{profundo}}$  más  $t_{\text{superficial}}$ . En una realización, el tiempo total de tratamiento se reduce formando múltiples (dos o más) TCP 550 usando simultáneamente técnicas de mezcla de señales que usan tanto la apodización de señal (sombreado) como el control de fase en cada canal. En una realización, el tiempo total de tratamiento es el máximo de  $t_{\text{profundo}}$  y  $t_{\text{superficial}}$ :

Tiempo de tratamiento, abordaje convencional:  $t_{\text{tratamiento}} = t_{\text{profundo}} + t_{\text{superficial}}$

Tiempo de tratamiento, mezcla de señales:  $t_{\text{tratamiento}} = \max(t_{\text{profundo}}, t_{\text{superficial}})$

En una realización, un diseño de matriz anular 280 permite el movimiento electrónico del haz de terapia en profundidad (p. ej., cambiando la profundidad del TCP 550 por debajo de la superficie de la piel). En una realización, un transductor 280 incluye elementos transductores anulares 281 de ocho canales de terapia con un foco mecánico fijo. La FIG. 10 muestra una vista superior de una realización de este diseño de matriz anular 280 de cerámica con un transductor de formación de imágenes 285 en el centro del recipiente. En esta realización, el transductor anular 280 de terapia tiene ocho anillos identificados como Tx0 a Tx7, correspondientes a los elementos 281. La FIG. 11 muestra una vista lateral del mismo transductor anular 280 de ocho canales con marcas de puntos que indican los límites entre los anillos. En esta realización, se han conectado ocho fuentes de excitación separadas a los anillos anulares 281 individuales. Además de las excitaciones eléctricas, se han identificado el foco geométrico 551 y dos focos electrónicos 552, 552'.

En una realización, hay una amplitud única 'A' y una fase 'θ' aplicadas a cada canal de terapia y el anillo anular 281 correspondiente para cada foco en una frecuencia de terapia 'ω' dada. La función de excitación para un canal se puede generalizar de la siguiente forma:

$$f_{n,m}(t) = A_{n,m} \sin(\omega t + \theta_{n,m}) \quad (19)$$

donde n es el número de anillo o canal y m es el número de foco.

En el caso de crear un TCP en el foco geométrico, la fase es cero y la ecuación (19) se puede reescribir como:

$$f_{n,1}(t) = A_{n,1} \sin(\omega t) \quad (20)$$

donde el '1' en el subíndice significa el foco geométrico.

En el caso de crear un TCP 550 en el foco electrónico n° 2, la fase de los anillos debe ajustarse para enfocar el ultrasonidos al punto espacial utilizando la geometría de cuenco y las estimaciones de retraso de tiempo. La función de excitación se puede escribir como:

$$f_{n,2}(t) = A_{n,2} \sin(\omega t + \theta_{n,2}) \quad (21)$$

donde el '2' en el subíndice significa el foco electrónico nº 2 y el ángulo es la fase requerida para el anillo.

Ahora, en el caso convencional, los dos TCP se crearían secuencialmente, generalmente generando primero el TCP más profundo y luego el TCP superficial. Sin embargo, la mezcla de señales permite que las dos señales de excitación se representen como una sola señal, de modo que ambos TCP se puedan generar simultáneamente.

$$f_{n,total}(t) = f_{n,1}(t) + f_{n,2}(t) = A_{n,1} \sin(\omega t) + A_{n,2} \sin(\omega t + \theta_{n,2}) \quad (22a)$$

$$f_{n,total}(t) = c \sin(\omega t + \phi) \quad (22b)$$

donde

$$c = \text{raiz} (A_{n,1}^2 + A_{n,2}^2 + 2 A_{n,1} A_{n,2} \cos(\theta_{n,2}))$$

y

$$\phi = \text{atan2}(A_{n,2} \sin(\theta_{n,2}), A_{n,1} + A_{n,2} \cos(\theta_{n,2}))$$

La amplitud y la fase en cada anillo se modifican para permitir el enfoque en dos ubicaciones simultáneamente.

En algunas realizaciones, el tiempo para administrar la dosis para un foco será ligeramente diferente al del segundo foco. En una realización, la excitación puede comenzar o terminar en el foco con el tiempo de dosificación más largo con la excitación modificada para permitir la dosificación en dos focos simultáneamente usando la Ecuación (22b) durante los otros tiempos. Por ejemplo, en una realización, para  $f_{n,1}$  se requiere un tiempo de dosificación total de 30 ms mientras que para  $f_{n,2}$  se requiere un tiempo de dosificación total de 60 ms. Para satisfacer esto, se podrían utilizar muchos escenarios de excitación diferentes:

$$f_{n,2}(t) \text{ durante 30 ms y luego } f_{n,total}(t) \text{ durante 30 ms} \quad (23a)$$

$$f_{n,total}(t) \text{ durante 30 ms y luego } f_{n,2}(t) \text{ durante 30 ms} \quad (23b)$$

$$f_{n,2}(t) \text{ durante 15 ms y luego } f_{n,total}(t) \text{ durante 30 ms y } f_{n,2}(t) \text{ durante 15 ms} \quad (23c)$$

En una realización, este concepto puede generalizarse aún más a más de dos focos simultáneos. Supongamos que la excitación en un anillo es la siguiente:

$$\begin{aligned} f_{n,total,i}(t) &= \sum_{i=1}^m A_{n,i} \sin(\omega t + \theta_{n,i}) = A_{n,total} \sin(\omega t + \varphi_n) \\ A_{n,total}^2 &= \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^m A_{n,i} A_{n,j} \cos(\theta_{n,i} - \theta_{n,j}) \\ \tan(\varphi_n) &= \frac{\sum_{i=1}^m A_{n,i} \sin(\theta_{n,i})}{\sum_{i=1}^m A_{n,i} \cos(\theta_{n,i})} \end{aligned} \quad (24)$$

donde n es el número de anillo y m es el número de focos simultáneos. Esta generalización a más de dos focos permite

entregar al mismo tiempo el foco geométrico, el foco electrónico superficial y el foco electrónico profundo.

En una realización, se realizó un experimento usando simulaciones de dos focos simultáneos que se completaron para mostrar que cuando se aplica esta teoría aparecen esos dos focos. Las simulaciones intentaron situar un foco de terapia a 15 mm y 17 mm simultáneamente. La FIG. 12 muestra el mapa de intensidad en acimut y la profundidad para esta excitación simultánea. El mapa de intensidad muestra claramente dos focos que aparecen a 15 mm y 17 mm. Se realizó otra simulación con los focos a 15 mm y 19 mm respectivamente. La FIG. 13 muestra los resultados. En varias realizaciones, esta técnica se puede aplicar a cualquier matriz. La matriz puede ser anular, lineal o cualquier transductor de matriz controlado electrónicamente.

Formación de imágenes de ultrasonidos para mejorar los tratamientos de terapia de ultrasonidos

En una realización, la resolución de la formación de imágenes se mejora mediante el enfoque electrónico en el eje del haz en las señales de transmisión y recepción. En diversas realizaciones, la resolución de la formación de imágenes se mejora en un 10 %, 20 %, 40 % o 50 %, 10 % - 50 %, o cualquier valor en los mismos. En una realización, el aumento de la resolución de la formación de imágenes puede no interrogar también el acoplamiento entre el transductor de terapia y la piel, ya que la sección transversal del haz de terapia es mucho más ancha que el haz de formación de imágenes en esta interfaz de tejido.

La FIG. 14 ilustra una realización de una sección transversal de un haz de terapia 281 desde un transductor 280 de terapia a través de una interfaz de ventana acústica en comparación con la sección transversal del haz de formación de imágenes 286 desde un transductor 285 de formación de imágenes. En esta figura, el movimiento del transductor 280 está dentro y fuera de la página. Como muestra la FIG. 14, el DE de la sección transversal de la terapia es significativamente mayor que la sección transversal de la formación de imágenes. El análisis mediante trigonometría y trazado de rayos simple muestra que para un transductor de terapia con un haz de terapia de 4 MHz dirigido a una profundidad de 4,5 mm por debajo de la superficie de la piel (DS 4-4,5) tiene un DE de haz de terapia 281 de 8 mm mientras que el DE de haz de formación de imágenes 286 se espera que sea de aproximadamente 0,25 mm. En este caso, si se usa el pequeño haz de formación de imágenes para comprobar el acoplamiento adecuado, solo se interroga aproximadamente el 0,1 % del haz de terapia a través de la ventana acústica. En una realización, esta estimación puede subestimarse ligeramente debido a los efectos de difracción del haz de terapia.

En una realización, un haz de formación de imágenes 286 se extiende a un marco de imagen completo más grande (p. ej., 10 %, 15 %, 25 %, 50 %, 75 %, 90 %, 100 %) para cubrir más, o toda, la sección transversal del haz de terapia 281. En una realización, una imagen tiene un ancho de 25 mm. Si las áreas se calculan y comparan (p. ej., grosor y anchura del corte), entonces el plano de formación de imágenes solo interroga aproximadamente al 2,5 % de la sección transversal total del área de terapia en la ventana acústica. Aunque esto está mejorado con respecto al cálculo inicial, todavía está significativamente por debajo del 100% de cobertura. En diversas realizaciones, la formación de imágenes permite interrogar adecuadamente más (p. ej., 10 %, 15 %, 25 %, 50 %, 75 %, 90 %, 100 %) el acoplamiento usando un sistema de formación de imágenes con una matriz anular. En algunas realizaciones, el procesamiento de imágenes permite una interpretación adecuada por parte del operador.

Matriz de formación de imágenes lineales

En varias realizaciones, un sistema de tratamiento por ultrasonidos comprende un módulo de formación de imágenes y una matriz de formación de imágenes 285. En varias realizaciones, la matriz de formación de imágenes 285 es una matriz lineal, tal como se muestra en la realización de la Fig. 15. En una realización, un método para detectar la cantidad de acoplamiento acústico entre el tejido y los sistemas de tratamiento de ultrasonidos es usar una matriz lineal que está orientada en el módulo transductor de manera que la dirección electrónica y el enfoque del haz se realicen a lo largo de las dimensiones y y z. Esto es ortogonal a la dirección del movimiento con un mecanismo de movimiento. En esta realización, la matriz lineal enfoca el haz de formación de imágenes en el plano de formación de imágenes múltiples veces a medida que el transductor se mueve a lo largo del eje x, lo que genera una imagen ultrasónica de alta resolución. A medida que la matriz lineal se traslada a lo largo del eje x, un haz de formación de imágenes también se puede dirigir y enfocar lejos del plano de formación de imágenes para evaluar mejor el acoplamiento de la sección transversal del haz de terapia en el tejido. En algunos casos, esto puede proporcionar una determinación espacial incluso mejor de las regiones de acoplamiento deficiente que la matriz anular debido a la especificidad espacial del haz de formación de imágenes. Esto es especialmente cierto si la matriz lineal es una matriz 1.25D, 1.5D, 1.75D o 2D.

Matriz de formación de imágenes anular

En varias realizaciones, un sistema de tratamiento de ultrasonidos comprende un módulo de formación de imágenes y una matriz de formación de imágenes 285. En varias realizaciones, el módulo de formación de imágenes tiene múltiples (p. ej., 2, 4, 8) canales de transmisión y múltiples (p. ej., 2, 4, 8) canales de recepción que operan entre 8 MHz a 50 MHz (p. ej., 8, 9, 10, 12, 15, 20, 22, 25, 28, 30, 40 o 50 MHz y cualquier intervalo de los mismos) con el fin de obtener imágenes de la piel hasta aproximadamente 25 mm de profundidad. En una realización, el módulo de formación de imágenes tiene ocho canales de transmisión y ocho canales de recepción que funcionan de 8 MHz a 50 MHz con el fin de obtener imágenes de la piel con una profundidad de aproximadamente 25 mm. Los ocho canales

permiten diseños de apertura de formación de imágenes únicos con elementos que ofrecen dirección electrónica y enfoque en transmisión y recepción. Uno de estos tipos de aberturas es una matriz anular (FIG. 16).

En algunas realizaciones, la matriz anular 285 contiene anillos de áreas de elementos iguales que permiten el enfoque electrónico a lo largo del eje del haz. En una realización, una matriz anular 285 escaneada mecánicamente ofrece un rendimiento de formación de imágenes superior a una matriz lineal 285' controlada electrónicamente, técnicamente más avanzada. Esto se debe a que una matriz anular 285 enfoca el haz a lo largo del eje del haz en acimut y elevación. La simetría radial produce un haz de alta resolución con un ancho de haz equivalente. La matriz lineal 285' usa enfoque electrónico en acimut y enfoque mecánico en elevación, lo que es equivalente a una lente compuesta. La resolución del haz en acimut puede coincidir con el rendimiento de la matriz anular 285; sin embargo, la resolución del haz en elevación tiene un rendimiento inferior al de la matriz anular 285 debido a que la lente mecánica tiene solo una profundidad focal.

La FIG. 17 muestra una realización de la capacidad de enfoque de una matriz anular 285 en comparación con una matriz lineal 285' en elevación. El ancho de haz 286 permanece estrecho en toda la profundidad de la matriz anular 285. Sin embargo, este ancho de haz 286 estrecho limita un nivel aceptable de interrogación del haz de terapia tanto prefocalmente (p. ej., en el acoplamiento del tejido) como posfocalmente (p. ej., en el hueso).

En una realización, la matriz anular 285 es superior a los transductores de formación de imágenes estándar porque puede enfocarse en el eje del haz en transmisión y recepción. Así como la matriz anular 285 puede enfocarse en el tejido, también puede enfocarse eficazmente detrás del transductor 285. Este foco detrás de la matriz de formación de imágenes 285 desenfoca la energía acústica que se propaga hacia el tejido de manera que es posible interrogar mejor el acoplamiento de la terapia detrás en la ventana acústica, así como la posibilidad de obstrucciones (p. ej., hueso) detrás del foco de terapia. La FIG. 18 muestra una realización de un foco virtual detrás de la matriz de formación de imágenes anular 285 y la respuesta eficaz hacia el tejido. El haz 286 desenfocado se propaga desde la matriz de formación de imágenes 285 hacia la ventana acústica de manera que se interroga un porcentaje mucho mayor (p. ej., 10 %, 20 %, 30 %, 40 %, 50 %, 60 %, 70 %, 80 %, 90 %, 100 %, y cualquier intervalo o valor en el mismo) del acoplamiento para el haz de terapia. Se puede usar otro foco de transmisión dependiendo del ancho de haz específico y las características de penetración para desenfocar el haz detrás del foco de terapia. Esto se puede lograr colocando un foco virtual detrás de la matriz anular 285 o un foco inmediatamente al frente para cumplir con el ancho de haz de función de dispersión de punto requerido en comparación con el haz de terapia. La FIG. 19 muestra una realización de un haz de terapia 286 que se propaga rápidamente detrás del foco y es posible que el ancho del haz de imágenes 286 deba ser ligeramente mayor para buscar tejidos o implantes que no acoplan fácilmente la energía de ultrasonidos (p. ej., huesos, intestinos). En algunas realizaciones, el objetivo es sondear mejor la ventana acústica antes del foco de terapia y el tejido detrás del foco de terapia para garantizar un tratamiento seguro y eficaz.

#### Formación de imágenes vectoriales

En algunas realizaciones, desenfocar el haz en la ventana acústica y detrás del foco de la terapia es ventajoso para probar el acoplamiento y los impedimentos potenciales del tejido (p. ej., hueso, intestinos) o implantes. El operador del sistema puede utilizar el procesamiento y la visualización de esta información para tomar las decisiones adecuadas sin interferir con la formación de imágenes normal. En una realización, con el fin de proporcionar la información de manera oportuna, los eventos de transmisión-recepción con el haz desenfocado se entretienen con la formación de imágenes estándar. Esta forma de generación de imágenes permite las frecuencias de imágenes para la generación de imágenes en modo B normal y los pulsos de acoplamiento.

La FIG. 20 muestra una realización de la progresión en el tiempo de los vectores de transmisión-recepción para formación de imágenes en modo B ordinario. En la formación de imágenes estándar, los eventos de transmisión-recepción ocurren cuando la matriz anular 285 está en la ubicación de acimut apropiada (p. ej., P1). En una realización, un sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos utilizará de 1 a 4 focos de transmisión por vector de formación de imágenes para generar un marco de alta resolución. La FIG. 20 representa el vector de posición con una 'P' y luego un número. En una realización, P1 tiene tres transmisiones: TR1, TR2 y TR3. DF1 es un pulso de interrogación para comprobar si el sistema se acopló correctamente al tejido a tratar. En una realización, para 25 mm, el escáner consistirá en 501 vectores separados por 0,050 mm para un ancho de imagen total de 25 mm. El evento de transmisión-recepción se representa con un 'TR' y luego un número. La FIG. 20 muestra que tres eventos de transmisión-recepción están asociados con cada posición, o en otras palabras, hay tres focos de transmisión para cada posición del vector. Al aplicar el haz desenfocado, no es necesario transmitir en todas las posiciones. Esto se debe a que el haz tiene un ancho de haz mucho mayor que el espaciado de muestra de 0,050 mm. Además, en una realización, el ancho del haz de formación de imágenes en la ventana acústica para la transmisión desenfocada es de aproximadamente 5 mm, luego posiblemente la ventana se muestrea cada 0,5 mm. Esto se debe a que realmente no hay información adicional adquirida por un muestreo más fino. Este tipo de formación de imágenes implica un enfoque de formación de imágenes intercalado (p. ej., superpuesto, etc.) como se muestra en la FIG. 21.

La formación de imágenes del vector es similar en la FIG. 21 como en la FIG. 20 excepto que en P1 y luego cada 10 posiciones después de que se adquiriera un vector desenfocado. Por lo tanto, aún quedan 501 vectores adquiridos para la imagen de alta resolución. Sin embargo, además de estos 501 vectores, se adquieren 51 vectores utilizando la transmisión desenfocada para evaluar el acoplamiento en la ventana acústica. Los 501 vectores y los correspondientes

eventos de transmisión-recepción se procesan de manera diferente a los 51 vectores usados para evaluar el acoplamiento. Tenga en cuenta que este es solo un método de secuenciación de vectores. Debido a que la formación de imágenes de alta resolución se sobremuestran lateralmente en aproximadamente cuatro o cinco anchos de haz, es posible colocar una secuencia en una posición y simplemente realizar imágenes desenfocadas. Se puede aplicar el promedio donde se aplica la formación de imágenes desenfocadas para interpolar entre vectores. Esto permitiría una evaluación superficial (p. ej., en la ventana acústica) y profunda (p. ej., detrás del foco) del acoplamiento y el tejido para evaluar la seguridad y la eficacia del suministro de energía de la terapia. El tipo de secuenciación es análogo a la formación de imágenes dúplex que realizan imágenes en modo B y Doppler simultáneamente.

En realizaciones donde hay suficiente sensibilidad de transmisión y relación señal-ruido de recepción, se puede utilizar la formación de imágenes de apertura de transmisión y recepción sintéticas para lograr una resolución óptima en la imagen de ultrasonidos y permitir amplios medios para determinar si hay suficiente acoplamiento para el transductor de terapia. La FIG. 21 muestra una realización en la que los eventos de transmisión-recepción desenfocados se entrelazan con tres eventos de transmisión-recepción enfocados estándar. Este método puede provocar un compromiso con la resolución de la imagen de ultrasonidos. En una realización, ilustrada en la FIG. 22, un método transmite en cada elemento de matriz de formación de imágenes por separado y recibe en los elementos de recepción individuales. Después de digitalizar y almacenar los datos para cada una de las ocho secuencias de transmisión y recepción, como se muestra en el diagrama de tiempo, se usan métodos sintéticos de apertura de transmisión y recepción para generar la resolución óptima para la imagen de ultrasonidos y desarrollar anchos de haz ideales para evaluar el acoplamiento de la transductor de terapia. Los métodos sintéticos de apertura de transmisión y recepción aplican simultáneamente retrasos de transmisión y recepción en datos posprocesados para cada punto espacial en la imagen de ultrasonidos. Esta técnica produce una resolución ideal en toda la imagen de ultrasonidos cuando hay suficiente SNR de recepción a costa de una frecuencia de imágenes reducida. Se puede aplicar el mismo método al interrogar la sección transversal del haz de terapia.

#### Procesado de imágenes

En una realización, una ventaja de usar el haz desenfocado es ayudar al operador a evaluar el acoplamiento y el tejido detrás del foco acústico. En una realización, un método para mostrar la información incluye calcular una variación de brillo en la parte superior de la imagen. Una variación significativa del brillo fuera de la dermis sugiere fuertemente un acoplamiento insuficiente, mientras que un brillo uniforme sugiere un acoplamiento uniforme en la mayor parte del haz de terapia. Un cálculo de variación de brillo sería el segundo momento del brillo moteado sobre una profundidad específica, como de 1 mm a 2 mm desde la ventana acústica.

En una realización, se usa una función de filtrado bidimensional (2D) para reducir la variación de brillo que se produce de forma natural a partir del moteado. En una realización, se presenta al usuario una variable cuantitativa o cualitativa junto con la imagen de alta resolución para sugerir la calidad del acoplamiento en la ventana acústica o tejido detrás del foco.

En una realización, la imagen de evaluación del acoplamiento se combina con la imagen de alta resolución. Por ejemplo, las dos imágenes podrían multiplicarse juntas. Esto proporcionará una imagen al operador sin eliminar ninguna información de la imagen de alta resolución. La multiplicación 2D (píxel por píxel) mostrará el sombreado del acoplamiento deficiente en la parte superior de la imagen de alta resolución. Luego, el operador puede decidir si el tratamiento es apropiado en función de la cantidad de ensombrecimiento del brillo. En una realización, las dos imágenes se combinan como una superposición que permite un mayor énfasis en la imagen de alta resolución o en la imagen de evaluación del acoplamiento. En una realización, las imágenes superpuestas pueden configurarse de manera similar a las imágenes presentadas a los radiólogos cuando se combinan imágenes registradas de diferentes sistemas (p. ej., MRI y ultrasonidos).

#### Secuenciación de zona multifocal

En diversas realizaciones, la formación de imágenes por ultrasonidos se usa con un tratamiento de tejido terapéutico. Según diversas realizaciones, un sistema de tratamiento por ultrasonidos crea uno, dos o más puntos de tratamiento terapéutico simultáneos y/o zonas focales debajo de la superficie de la piel para un tratamiento cosmético. En una realización, un tratamiento comprende oscilación mecánica en que el transductor de terapia se mueve localmente alrededor del centro previsto del punto de coagulación térmica (TCP). El movimiento del haz acústico puede ser de lado a lado, de arriba hacia abajo y/o angular. En una realización de oscilación mecánica, el movimiento del mecanismo de movimiento es suficientemente rápido para crear un perfil de temperatura más plano alrededor del TCP previsto que permite una reducción de la energía acústica total para el mismo volumen de tejido afectado o la misma energía acústica total para un mayor volumen de tejido afectado o cualquier combinación de los mismos. De acuerdo con diversas realizaciones, la modulación de frecuencia modifica la ubicación de una zona focal y/o el espaciado entre las zonas focales, de modo que la oscilación electrónica del haz a través de la modulación de la frecuencia altera y/o mueve con precisión la posición de los puntos de enfoque del haz.). Por ejemplo, en una realización, un espaciado de 1,5 mm se puede difuminar con  $\pm 0,1$  mm utilizando una pequeña oscilación de frecuencia. En varias realizaciones, uno o más espaciados cualquiera de 0,5, 0,75, 1,0, 1,2, 1,5, 2,0 mm se pueden difuminar con  $\pm 0,01$ , 0,05, 0,1, 0,12, 0,15, 0,20, 0,25, 0,30 mm usando una oscilación de frecuencia. En varias realizaciones, una frecuencia se modula en 1 - 200 % (por ejemplo, 1 %, 5 %, 10 %, 15 %, 20 %, 25 %, 30 %, 35 %, 40 %, 45 %, 50 %, 100 %, 120%, 150%,



180%, 200% y cualquier intervalo en el mismo).

En varias realizaciones para la obtención de imágenes por ultrasonidos mejoradas, se emplean múltiples zonas focales para obtener una mejor calidad y resolución de la señal a través de la profundidad. Para los escáneres de ultrasonidos de diagnóstico tradicional y convencional (lineales, curvilíneos, de matrices en fase, etc.), donde las imágenes de ultrasonidos 2-D se forman sin tener que mover el transductor, la secuencia de adquisición de estas múltiples zonas focales es relativamente intrascendente ya que la colocación precisa de estas zonas focales se pueden controlar electrónicamente. La FIG. 23 ilustra una formación de imágenes de la zona focal que no se mueve durante la formación de imágenes, con apertura dirigida/traducida electrónicamente. Para los transductores de formación de imágenes inmóviles, el posicionamiento de la zona focal es preciso, por lo que no se emplea la secuenciación de la zona focal. En las secuencias tradicionales de formación de imágenes de múltiples zonas focales, el orden de interrogación de la zona focal varía. Por ejemplo, una secuencia de 4 zonas focales seguirá la progresión (f1, f2, f3, f4) independientemente de la ubicación y la dirección del movimiento.

Sin embargo, para los transductores de formación de imágenes en movimiento (p. ej., matrices dirigidas o trasladadas mecánicamente), esto se vuelve problemático debido a las diferencias de posición del transductor a medida que explora las múltiples zonas focales. Este error de registro posicional se magnifica particularmente cuando se forman imágenes bidireccionales (formando imágenes tanto de izquierda a derecha como de derecha a izquierda), ya que la región de interrogación entre las dos imágenes será diferente. Este principio se demuestra en la FIG. 24 en una circunstancia de traslación lineal, pero la descripción se aplica a todos los tipos de movimiento, incluidos, pero no se limitan a, traslación, rotación y bidimensional, o cualquier combinación de los mismos.

Las realizaciones del sistema de formación de imágenes descrito en la presente memoria abordan estas desalineaciones. La FIG. 24 ilustra la formación de imágenes bidireccionales en la misma ubicación lateral. En algunos casos, se produce un registro erróneo espacial debido al hecho de que el transductor se está moviendo mientras se toman imágenes. En particular, se puede ver que la zona focal 4 (Fz4) es la más alejada entre las dos imágenes, aunque deberían interrogar la misma región de interés. Cuando se forma una imagen 2-D con un transductor trasladado/dirigido mecánicamente, la posición de transmisión/recepción del transductor variará debido al hecho de que durante el tiempo de propagación asociado con una señal de ultrasonidos, el transductor también se ha movido.

En una realización, se propone una secuencia alternativa tal que la secuencia de la primera dirección de desplazamiento (ida) procederá en orden (f1, f2, f3, f4), pero la secuencia de la segunda dirección de desplazamiento (regreso) se invertirá (f4, f3, f2, f1), lo que permite un mejor registro de dos imágenes. En una realización, se propone una secuencia alternativa de manera que la secuencia de desplazamiento hacia la derecha (ida) procederá en orden (f1, f2, f3, f4), pero la secuencia de desplazamiento hacia la izquierda (regreso) se invertirá (f4, f3, f2, f1), lo que permite un mejor registro de dos imágenes (FIG. 25). En diversas realizaciones, una dirección puede ser izquierda, derecha, adelante, atrás, arriba o abajo.

La FIG. 25 ilustra una realización de secuenciación de zona focal dependiente de la dirección. La secuencia de desplazamiento a la izquierda está en orden inverso con respecto a la secuencia de desplazamiento a la derecha. Como resultado, se ha mejorado la alineación de la zona focal. Además, las posiciones de las adquisiciones se pueden escalonar, de modo que las mismas regiones de interés se registren mejor entre estas dos imágenes (FIG. 26).

La FIG. 26 ilustra una realización de una secuencia de zona focal dependiente de la dirección con diferentes ubicaciones de activación. El registro espacial entre las líneas A que se trasladan a la derecha y se trasladan a la izquierda se ha mejorado aún más al escalonar las ubicaciones de activación.

En una realización, un sistema de formación de imágenes emplea una nueva secuencia de dos líneas A consecutivas que siguen la progresión de (línea 1: f1, f2, f3, f4; línea 2: f4, f3, f2, f1) continuamente. Esta secuencia se puede repetir en todo el campo de visión y, suponiendo un número par de vectores dentro del campo de visión, la secuencia de retorno puede tener exactamente la misma secuencia de zona focal de patrón alterno, y las dos imágenes se registrarían (FIG. 27).

La FIG. 27 ilustra una realización de una secuencia de zona focal dependiente de la dirección con alternancia entre (f1-f2-f3-f4) y (f4-f3-f2-f1) en líneas A consecutivas. Si todo el campo de visión está cubierto por un número par de líneas A, entonces las secuencias focales que se desplazan hacia la izquierda y hacia la derecha son las mismas. Las ubicaciones de activación todavía varían entre las dos imágenes.

En diversas realizaciones, la formación de imágenes de zona multifocal proporciona ventajas para una mejor correlación entre las imágenes formadas en la primera dirección de desplazamiento y en la segunda dirección de desplazamiento.

En diversas realizaciones, la formación de imágenes de zona multifocal proporciona ventajas para mejorar la eficacia de la formación de imágenes en modo B a una velocidad de exploración más rápida (p. ej., 2x, 3x, 4x).

En varias realizaciones, la formación de imágenes de zona multifocal se aplica a cualquier número de zonas focales mayor que uno. En diversas realizaciones, el número de zonas focales es dos, tres, cuatro, cinco, seis, siete, ocho, nueve, diez o más.

## Transductores

En varias realizaciones, el transductor 280 comprende un lado convexo 282 y un lado cóncavo 283. En varias realizaciones, un transductor 280 comprende un lado convexo 282 y un lado cóncavo 283 con características que proporcionan uno cualquiera o más de profundidad variable, espaciado variable, posicionamiento de enfoque variable, con una, dos, tres, cuatro o más zonas de enfoque simultáneas. La Fig. 28 ilustra una realización de un transductor 280 que comprende un solo elemento con un lado convexo 282 y un lado cóncavo 283. La Fig. 29 ilustra una realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 sólido, revestido y un lado cóncavo 283 rayado, donde las rayas comprenden regiones polarizada primera y polarizada segunda, en donde una región polarizada es positiva, negativa o no polarizada. La fig. 29 ilustra una realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 revestido sólido y un lado cóncavo 283 rayado, donde las rayas comprenden primeras regiones y segundas regiones, en donde una región puede comprender o no un revestimiento.

La Fig. 30 ilustra una realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 rayado y un lado cóncavo 283 revestido sólido, donde las rayas comprenden una primera y una segunda regiones polarizadas, en donde una región polarizada es positiva, negativa o no polarizada. La Fig. 30 ilustra una realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 rayado y un lado cóncavo 283 revestido sólido, donde las rayas comprenden primeras regiones y segundas regiones, en donde una región puede comprender o no un revestimiento.

La Fig. 31 ilustra una realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 rayado y un lado cóncavo 283 rayado, donde las rayas comprenden una primera región polarizada y una segunda polarizada, en donde una región polarizada es positiva, negativa o no polarizada, en donde las regiones rayadas se rotan en una orientación de aproximadamente 90 grados entre sí. La Fig. 31 ilustra una realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 rayado y un lado cóncavo 283 revestido sólido, donde las rayas comprenden primeras regiones y segundas regiones, en donde una región puede comprender o no un revestimiento, y en donde las rayas rotan unos 90 grados entre sí.

La Fig. 32 ilustra una realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 anular y un lado cóncavo 283 rayado, donde las rayas comprenden regiones polarizadas primera y segunda, en donde una región polarizada es positiva, negativa o no polarizada. La Fig. 32 ilustra una realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 anular y un lado cóncavo 283 rayado, donde las rayas comprenden primeras regiones y segundas regiones, en donde una región puede comprender o no un revestimiento.

La Fig. 33 ilustra una realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 rayado y un lado cóncavo 283 anular, donde las rayas comprenden regiones primeras polarizadas y segundas polarizadas, en donde una región polarizada es positiva, negativa o no polarizada. La Fig. 33 ilustra una realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 rayado y un lado cóncavo 283 anular, donde las rayas comprenden primeras regiones y segundas regiones, en donde una región puede comprender o no un revestimiento. En algunas realizaciones, el sistema comprende varias características que están presentes como características únicas (en oposición a múltiples características). Por ejemplo, en una realización, el sistema comprende, consiste esencialmente en, o consiste en un solo elemento de transducción de ultrasonidos que está adaptado para proporcionar dos zonas de tratamiento simultáneas mediante difuminado. Se proporcionan múltiples características o componentes en realizaciones alternativas.

Aunque la invención es susceptible de diversas modificaciones y formas alternativas, en los dibujos se han mostrado ejemplos específicos de los mismos y se describen en detalle en la presente memoria. El lenguaje como "hasta", "al menos", "mayor que", "menor que", "entre" y similares incluye el número indicado. Los números precedidos por un término como "alrededor" o "aproximadamente" incluyen los números indicados. Por ejemplo, "aproximadamente 25 mm" incluye "25 mm".

## REIVINDICACIONES

1. Un sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos (20) configurado para reducir la desalineación de la formación de imágenes, que comprende:

5 una sonda ultrasónica (100) que comprende un transductor de terapia ultrasónica (280) adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de formación de imágenes por ultrasonidos (285) adaptado para obtener imágenes del tejido y un mecanismo de movimiento (400) para mover el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos (285) en una primera dirección y en una segunda dirección,

un módulo de control (300) acoplado a la sonda ultrasónica (100) para controlar el movimiento y enfoque del transductor de formación de imágenes por ultrasonidos (285),

10 en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos (285) está unido mecánicamente al mecanismo de movimiento (400), y en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos (285) y el transductor de terapia por ultrasonidos (280) están configurados como transductores de formación de imágenes/terapia acoplados o alojados conjuntamente o como un transductor combinado de formación de imágenes/terapia en modo dual,

15 en donde la primera dirección es opuesta a la segunda dirección, siendo un movimiento en la segunda dirección una trayectoria inversa de un movimiento en la primera dirección,

caracterizado en que se mejora un registro espacial entre las líneas A de formación de imágenes de la primera dirección y las líneas A de formación de imágenes de la segunda dirección escalonando una ubicación de activación de la formación de imágenes en la primera dirección y la formación de imágenes en la segunda dirección,

20 en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos (285) forma imágenes con un primer orden de secuencia de zona focal ( $f_1, \dots, f_N$ ), donde  $N > 1$  cuando se desplaza en la primera dirección,

en donde el transductor de imágenes por ultrasonidos (285) forma imágenes con un segundo orden de secuencia de zona focal ( $f_1, \dots, f_N$ ) cuando se desplaza en la segunda dirección, en donde el segundo orden de secuencia de zona focal ( $f_1, \dots, f_N$ ) es una progresión igual al orden de secuencia de la primera zona focal ( $f_1, \dots, f_N$ ), y

25 en donde el sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos emplea una secuencia de zona focal dependiente de la dirección de ( $f_1, \dots, f_N$ ) -  $f_{Mt}$  - ( $f_1, \dots, f_N$ ) en dos líneas A consecutivas.

2. El sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos según la reivindicación 1, en donde mover el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos (285) en la primera dirección es uno cualquiera o más del grupo que consiste en: lineal, giratorio y curvo.

30 3. El sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos según la reivindicación 1, en donde la primera dirección de movimiento se produce en múltiples dimensiones.

4. El sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos según la reivindicación 1, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos (285) forma imágenes con el primer orden de secuencia de zona focal que se especifica como ( $f_1, \dots, f_N$ ), donde  $N > 2$ .

35 5. El sistema de imágenes y tratamiento por ultrasonidos según la reivindicación 1, en donde el transductor de terapia por ultrasonidos (280) está configurado para el tratamiento de tejido en un primer conjunto de ubicaciones que se sitúa dentro de una primera zona de tratamiento cosmético y un segundo conjunto de ubicaciones que se sitúa dentro de una segunda zona de tratamiento cosmético, siendo la primera zona de tratamiento cosmético diferente de la segunda zona de tratamiento cosmético.

40 6. El sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos según cualquiera de las reivindicaciones 1 - 5, en donde el transductor de terapia por ultrasonidos (280) está adaptado para aplicar terapia ultrasónica usando modulación de amplitud, por lo que una pluralidad de partes del transductor de terapia por ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de amplitudes de intensidad acústica, en donde una primera amplitud es diferente de una segunda amplitud.

45 7. El sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos según la reivindicación 6, en donde al menos una parte del transductor de terapia por ultrasonidos (280) está adaptada para emitir terapia ultrasónica a dos o más amplitudes de intensidad acústica, y en donde las dos o más amplitudes de terapia ultrasónica emitidas por la al menos una parte del transductor de terapia de ultrasonidos (280) varía con el tiempo.

50 8. El sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos según la reivindicación 6, en donde el transductor de terapia por ultrasonidos (280) comprende material piezoeléctrico y la pluralidad de partes del transductor de terapia por ultrasonidos (280) están adaptadas para crear una pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico correspondientes en respuesta a un campo eléctrico aplicado al transductor de terapia de ultrasonidos, en donde, en particular, la pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico correspondientes comprenden al menos

una de expansión del material piezoeléctrico y contracción del material piezoeléctrico.

9. El sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos según cualquiera de las reivindicaciones 1 - 5, en donde el transductor de terapia por ultrasonidos está adaptado para aplicar terapia ultrasónica a través del cambio de fase, por lo que una pluralidad de partes del transductor de terapia por ultrasonidos están adaptadas para emitir terapia ultrasónica en una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase, comprendiendo la pluralidad de fases en particular valores de fase discretos.

10. El sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos según cualquiera de las reivindicaciones 1 - 5, en donde el transductor de terapia de ultrasonidos está adaptado para:

aplicar terapia ultrasónica usando modulación de amplitud por lo que una pluralidad de partes del transductor de terapia ultrasónica están adaptadas para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de amplitudes de intensidad acústica, en donde una primera amplitud es diferente de una segunda amplitud; y

aplicar terapia ultrasónica por lo que una pluralidad de partes del transductor de terapia ultrasónica están adaptadas para emitir terapia ultrasónica en una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase.

11. El sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos según cualquiera de las reivindicaciones 1 - 5, en donde la terapia ultrasónica es al menos una de: un estiramiento facial, una reducción de arrugas, una mejora del escote, un levantamiento de glúteos, una reducción de cicatrices, un tratamiento para quemaduras, un estiramiento de la piel, una reducción de vasos sanguíneos, un tratamiento de glándulas sudoríparas, una eliminación de manchas solares, un tratamiento de la grasa, un tratamiento de celulitis, un rejuvenecimiento vaginal y un tratamiento de acné.

12. El sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos de cualquiera de las reivindicaciones 1 - 5, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos (285) forma imágenes con el primer orden de secuencia de la zona focal que se especifica como  $(f_1, \dots, f_N)$ , donde  $N = 4$ .

13. El uso de un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1-5 en un tratamiento cosmético no invasivo, no quirúrgico, para tensar la piel, o para levantar una ceja, o para levantar tejido laxo, o para levantar tejido laxo submentoniano y del cuello, o para mejorar las líneas y arrugas de un escote, o para reducir la apariencia de la celulitis, o para enfocar el ultrasonidos para producir movimiento mecánico localizado dentro de la piel o tejidos y células cercanos a la piel con el fin de producir calentamiento localizado para la coagulación del tejido de la piel o cercano a la piel o para la ruptura mecánica de la membrana celular destinada a un uso estético no invasivo.

14. El sistema de formación de imágenes y tratamiento por ultrasonidos según una cualquiera de las reivindicaciones 1 - 5, en donde la terapia por ultrasonidos es un tratamiento para la laxitud abdominal.

15. Un método para reducir la desalineación de la formación de imágenes en una sonda de ultrasonidos en movimiento (100),

comprendiendo la sonda de ultrasonidos (100) un transductor de terapia de ultrasonidos (280) adaptado para aplicar terapia ultrasónica a un tejido, un transductor de formación de imágenes por ultrasonidos (285) adaptado para obtener imágenes del tejido y un mecanismo de movimiento (400) para mover el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos (285) en una primera dirección y en una segunda dirección,

en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos (285) está unido mecánicamente al mecanismo de movimiento (400), y donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos (285) y el transductor de terapia por ultrasonidos (280) están configurados como transductores de formación de imágenes/terapia acoplados o alojados conjuntamente o como un transductor combinado de formación de imágenes/terapia en modo dual,

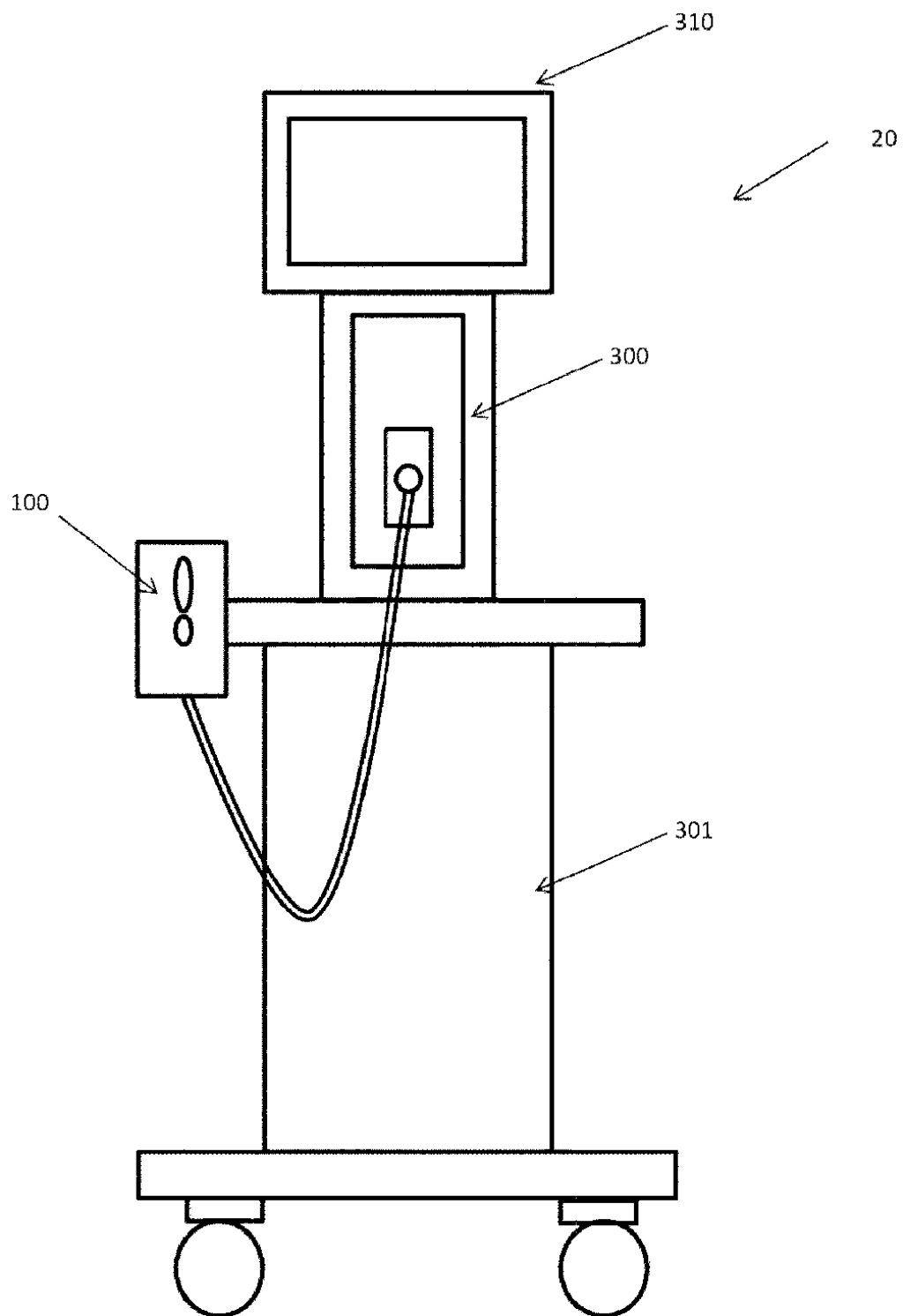
caracterizándose el método por comprender:

escalonado de una ubicación de activación de una formación de imágenes de primera dirección y una formación de imágenes de segunda dirección con una sonda ultrasónica para mejorar un registro espacial entre las líneas A de la formación de imágenes de primera dirección y las líneas A de la formación de imágenes de segunda dirección,

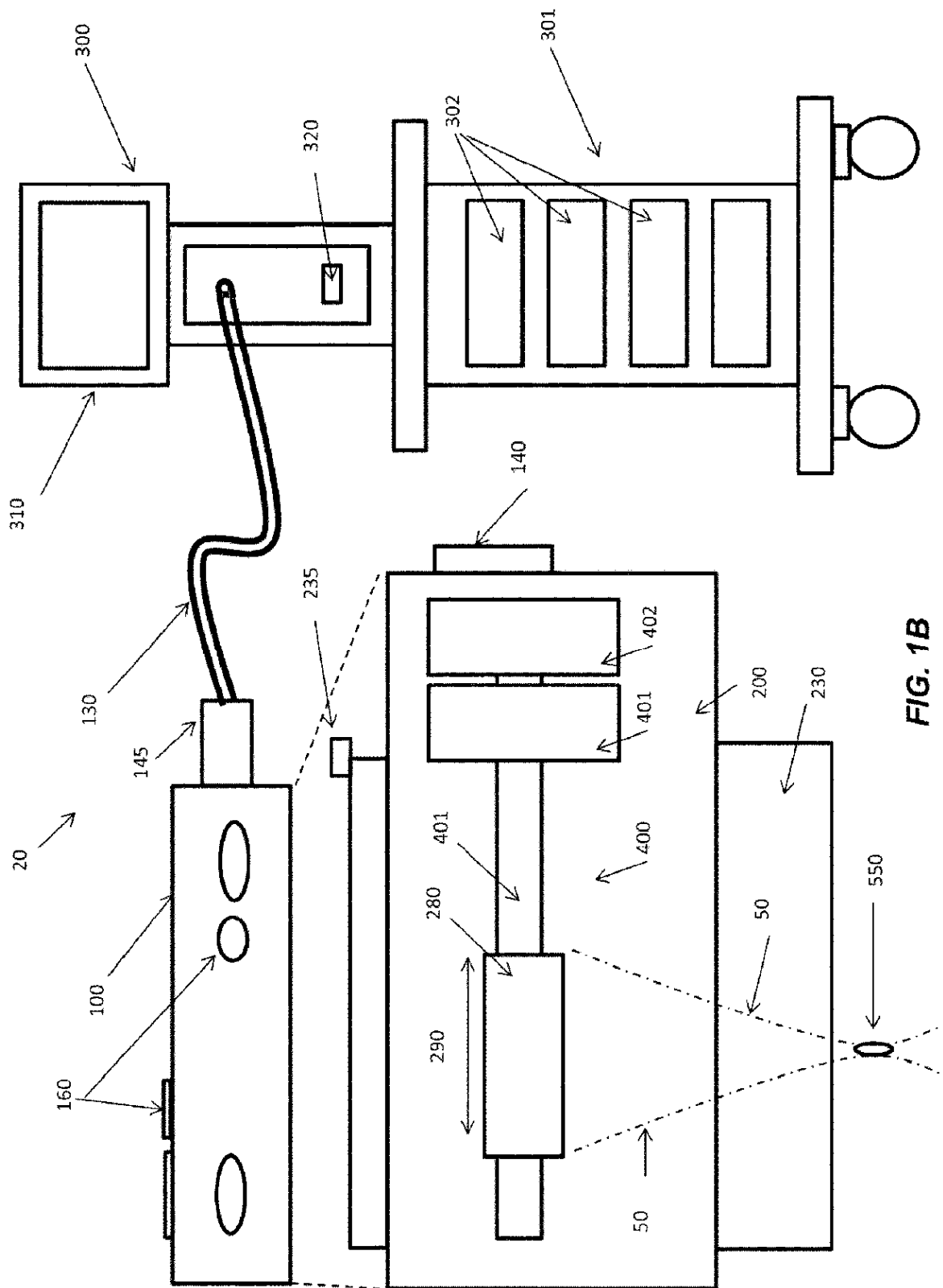
en donde la primera dirección es opuesta a la segunda dirección, siendo el movimiento en la segunda dirección una trayectoria inversa al movimiento en la primera dirección,

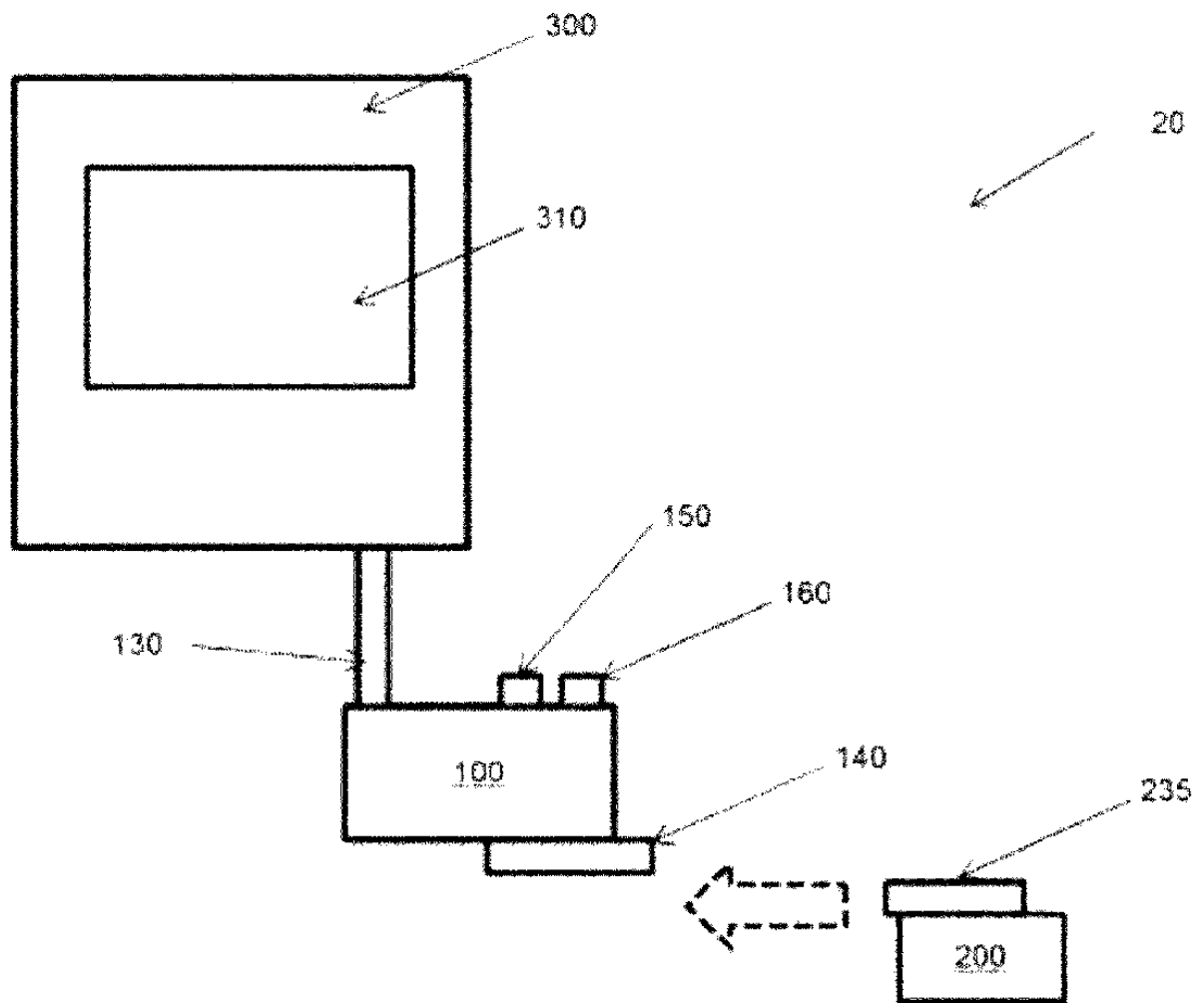
en donde el transductor de formación de imágenes de ultrasonidos (285) forma imágenes con un primer orden de secuencia de zona focal  $(f_1, \dots, f_N)$ , con  $N > 2$ , cuando se desplaza en la primera dirección,

en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonidos (285) forma imágenes con un segundo orden de secuencia de zona focal  $(f_1, \dots, f_N)$  cuando se desplaza en la segunda dirección, en donde el segundo orden de secuencia de zona focal  $(f_1, \dots, f_N)$  es igual a una progresión del primer orden de secuencia de zona focal  $(f_1, \dots, f_N)$ .

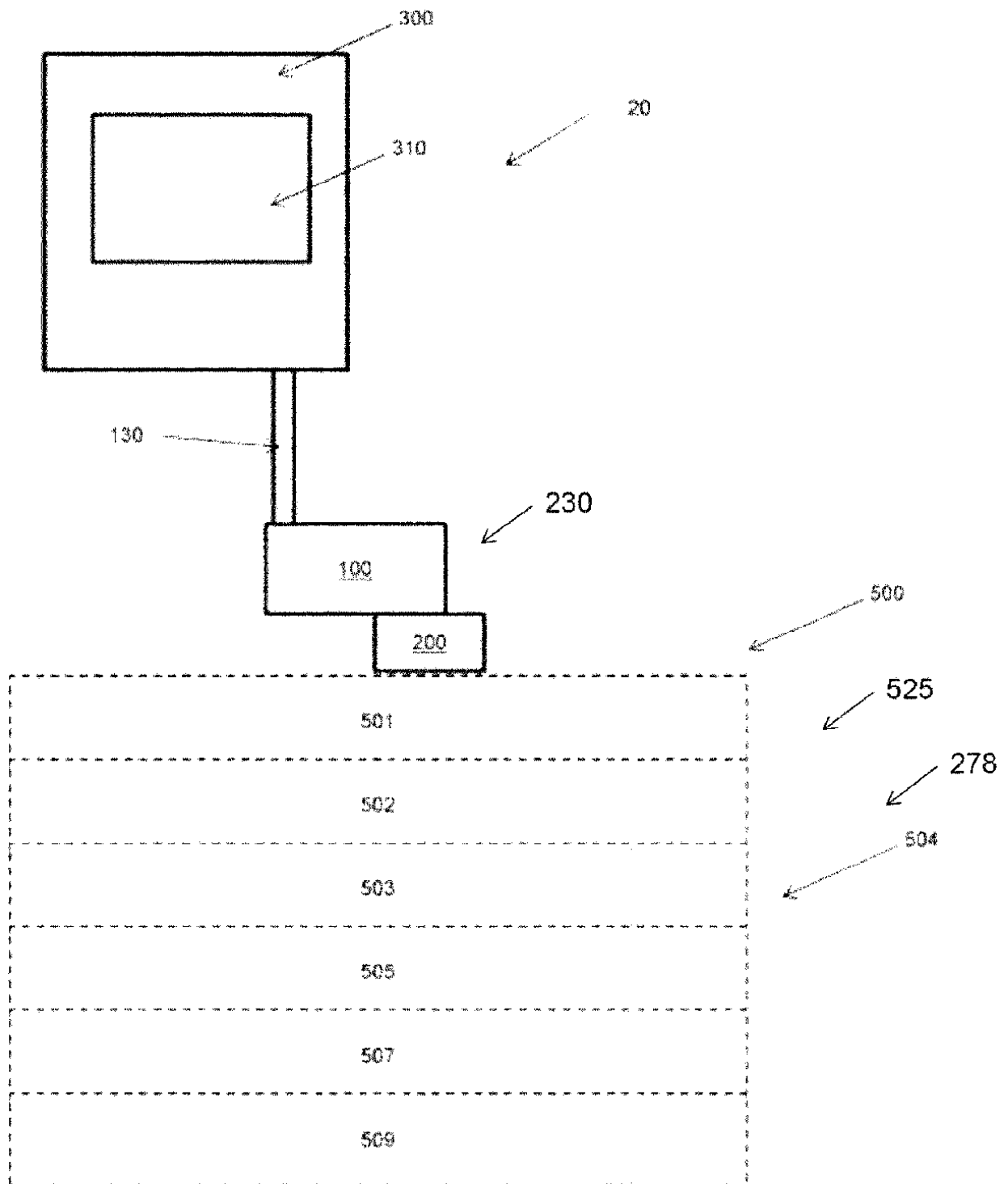


**FIG. 1A**



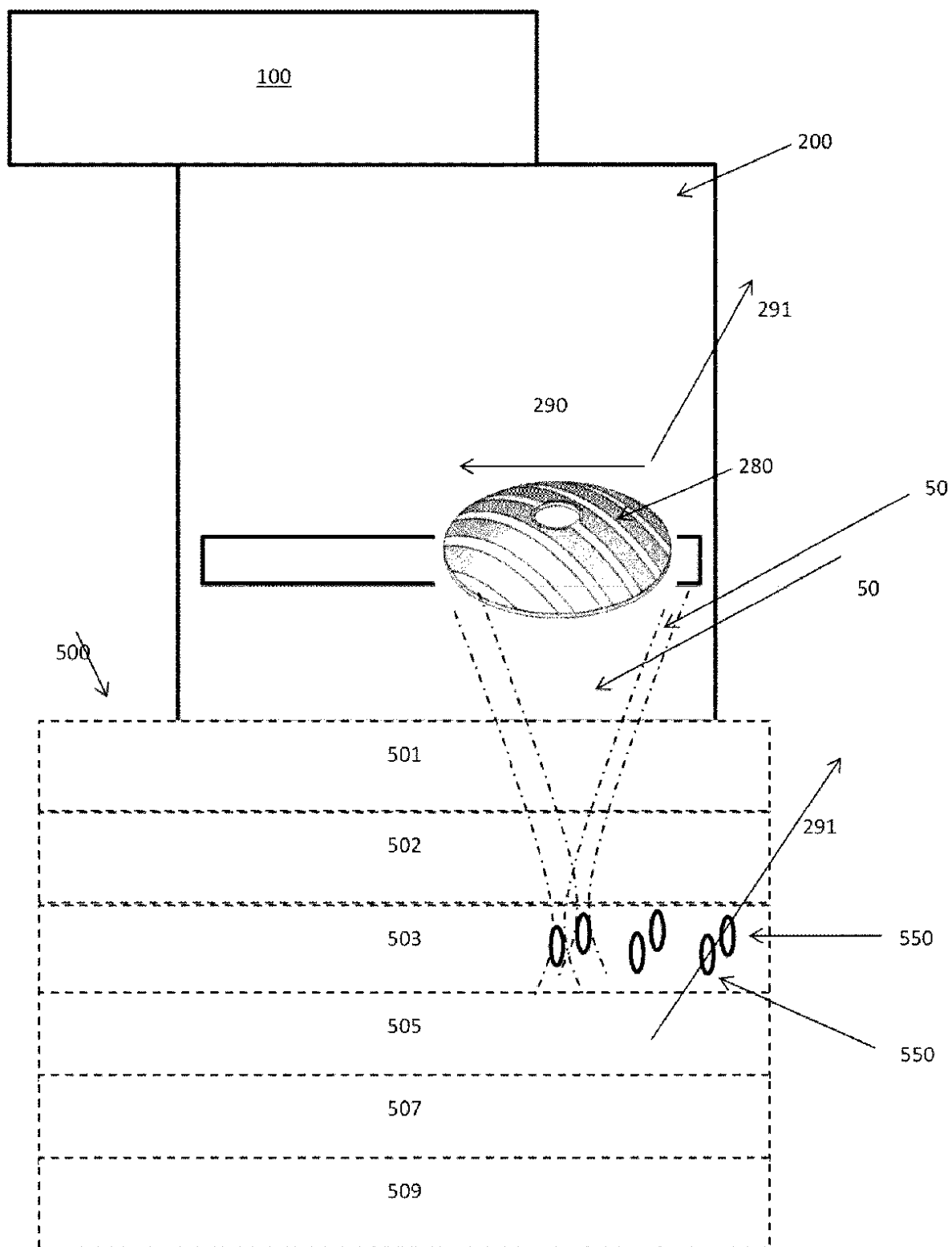


**FIG. 1C**

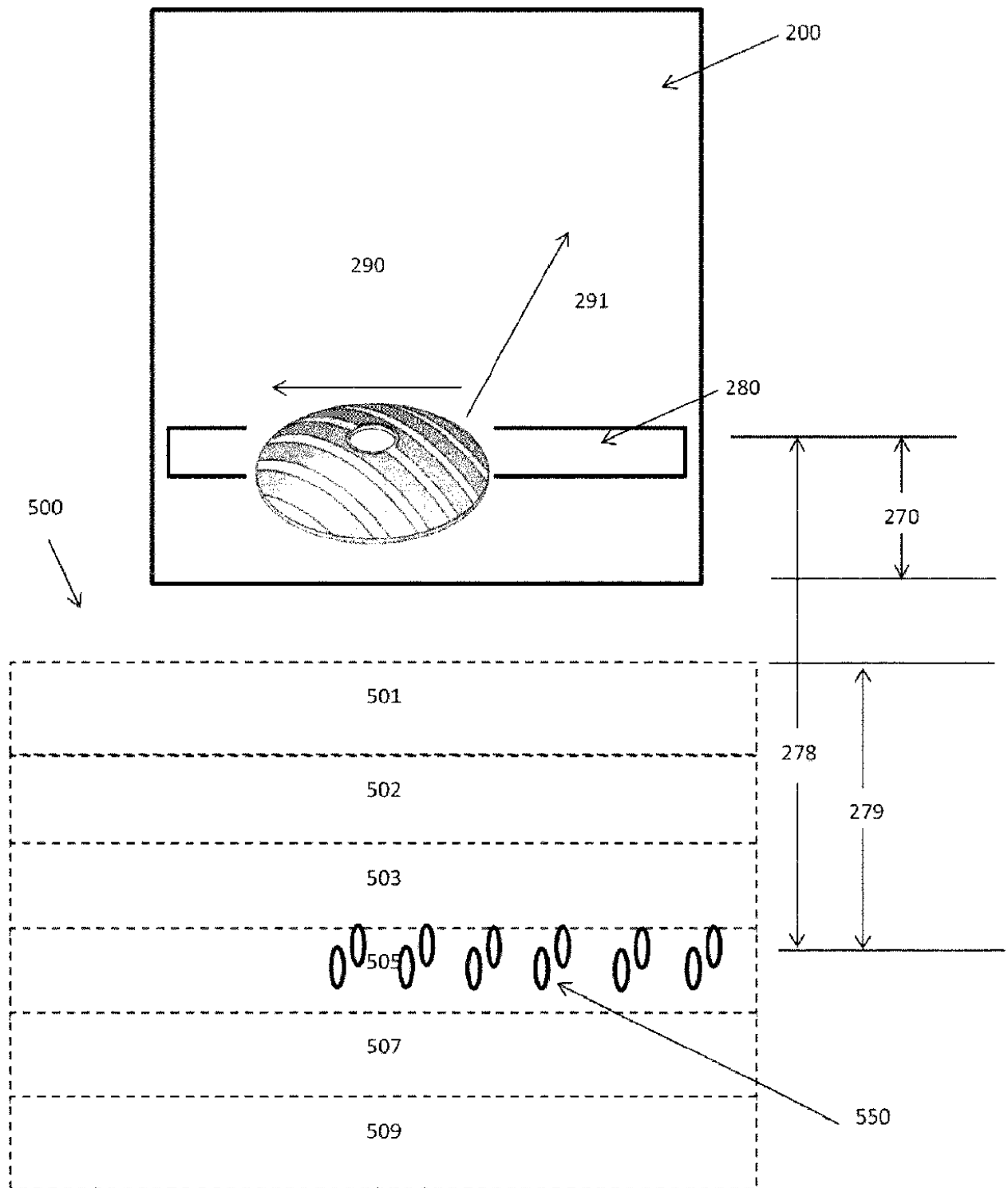


**FIG. 2**





**FIG. 3**



**FIG. 4**

TABLA 4									
f [MHz]	$k_x = 0,5 \text{ mm}^{-1}$		$k_x = 1,0 \text{ mm}^{-1}$		$k_x = 1,5 \text{ mm}^{-1}$		$k_x = 2,0 \text{ mm}^{-1}$		dispersión [mm]
	espaciado [mm]	dispersión [mm]	espaciado [mm]	dispersión [mm]	espaciado [mm]	dispersión [mm]	espaciado [mm]	dispersión [mm]	
2,5	1,43	0,72	2,86	1,43	4,30	2,15	5,73	2,86	
2,75	1,30	0,59	2,60	1,17	3,91	1,76	5,21	2,34	
3	1,19	0,48	2,39	0,95	3,58	1,43	4,77	1,91	
3,25	1,10	0,39	2,20	0,77	3,31	1,16	4,41	1,54	
3,5	1,02	0,31	2,05	0,61	3,07	0,92	4,09	1,23	
3,75	0,95	0,24	1,91	0,48	2,86	0,72	3,82	0,95	
4	0,90	0,18	1,79	0,36	2,69	0,54	3,58	0,72	
4,25	0,84	0,13	1,69	0,25	2,53	0,38	3,37	0,51	
4,5	0,80	0,08	1,59	0,16	2,39	0,24	3,18	0,32	
4,75	0,75	0,04	1,51	0,08	2,26	0,11	3,02	0,15	
5	0,72	0,00	1,43	0,00	2,15	0,00	2,86	0,00	
5,25	0,68	-0,03	1,36	-0,07	2,05	-0,10	2,73	-0,14	
5,5	0,65	-0,07	1,30	-0,13	1,95	-0,20	2,60	-0,26	
5,75	0,62	-0,09	1,25	-0,19	1,87	-0,28	2,49	-0,37	
6	0,60	-0,12	1,19	-0,24	1,79	-0,36	2,39	-0,48	
6,25	0,57	-0,14	1,15	-0,29	1,72	-0,43	2,29	-0,57	
6,5	0,55	-0,17	1,10	-0,33	1,65	-0,50	2,20	-0,66	
6,75	0,53	-0,19	1,06	-0,37	1,59	-0,56	2,12	-0,74	
7	0,51	-0,20	1,02	-0,41	1,53	-0,61	2,05	-0,82	
7,25	0,49	-0,22	0,99	-0,44	1,48	-0,67	1,98	-0,89	
7,5	0,48	-0,24	0,95	-0,48	1,43	-0,72	1,91	-0,95	

FIG. 5

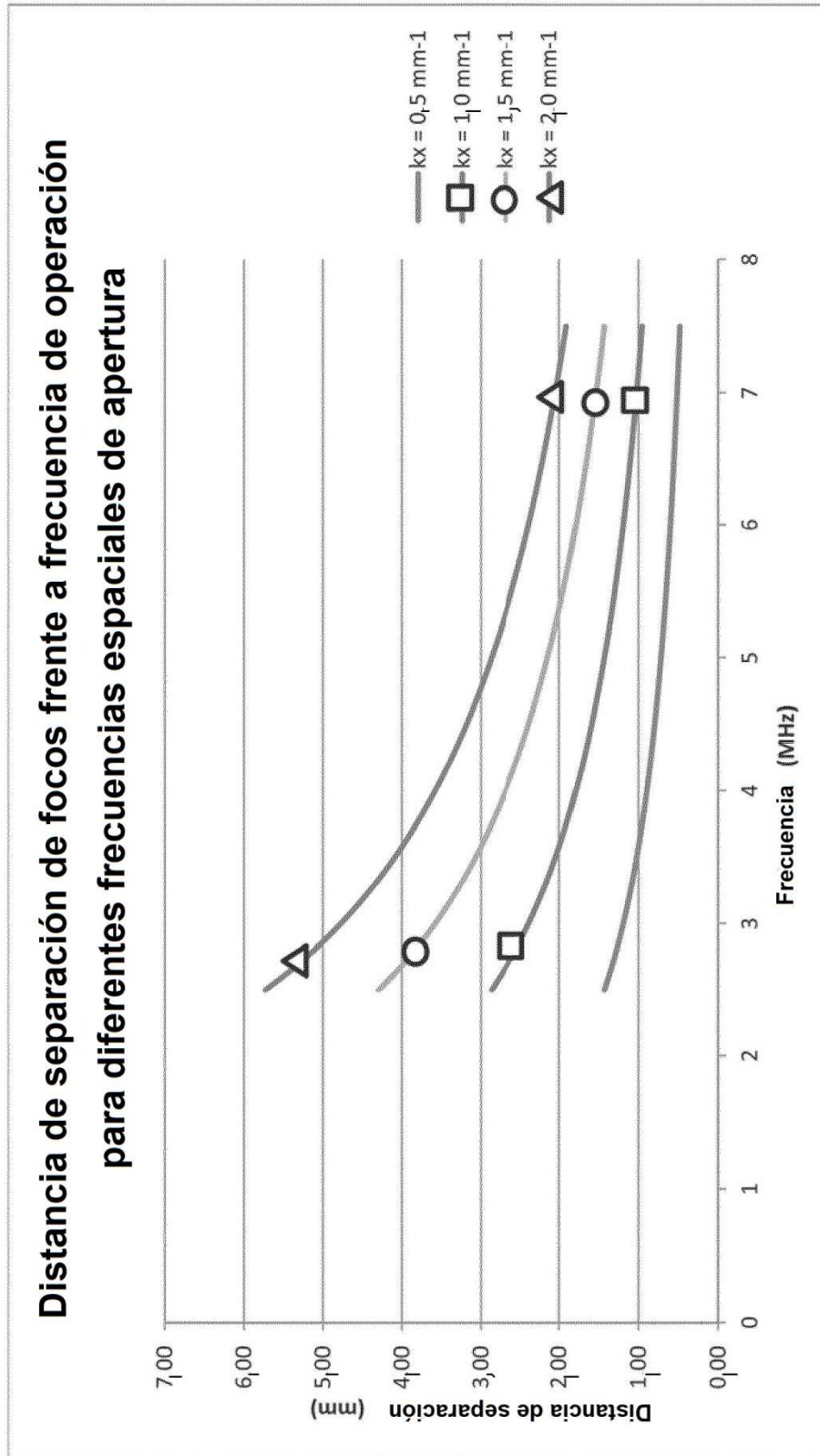


FIG. 6

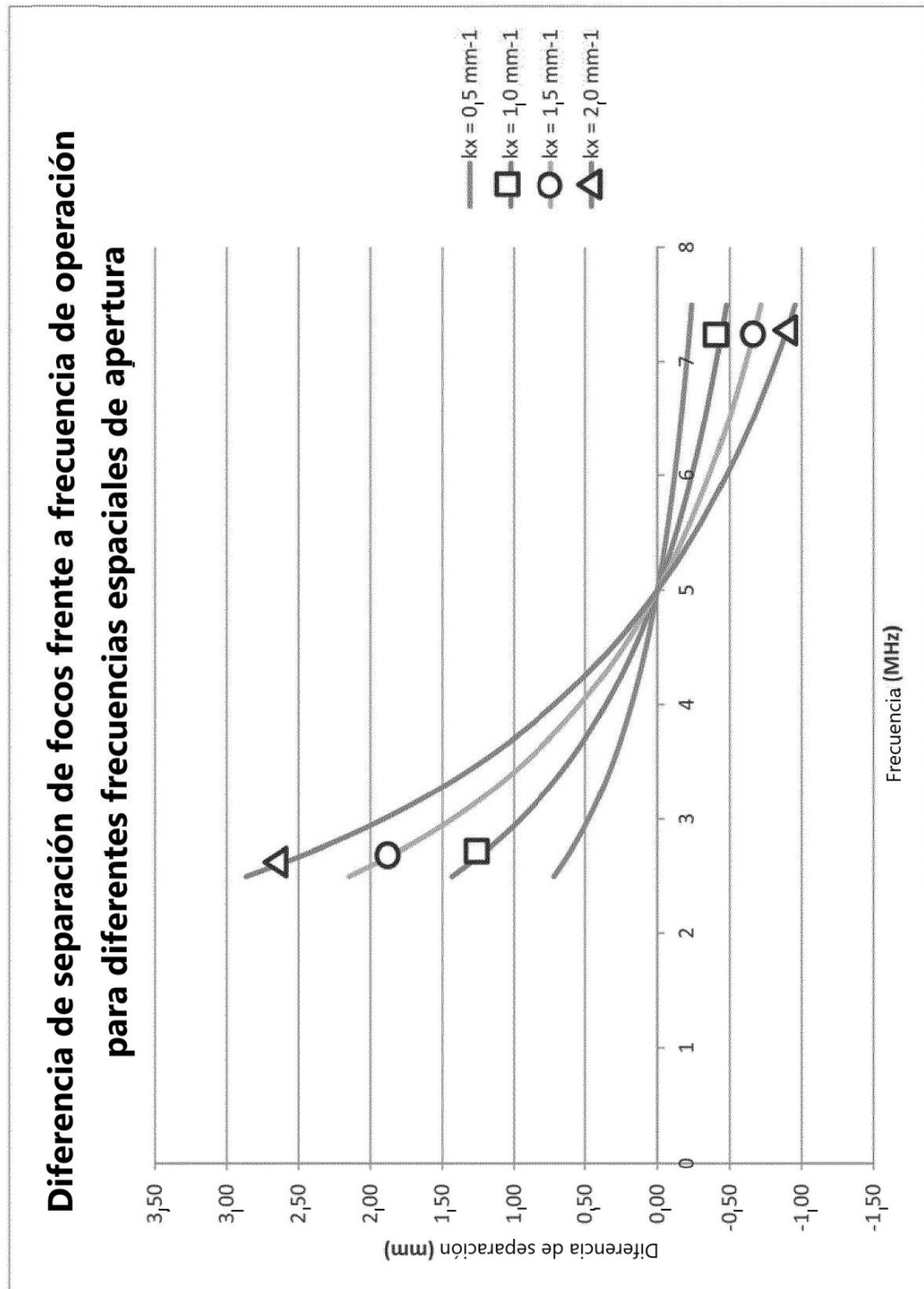


FIG. 7



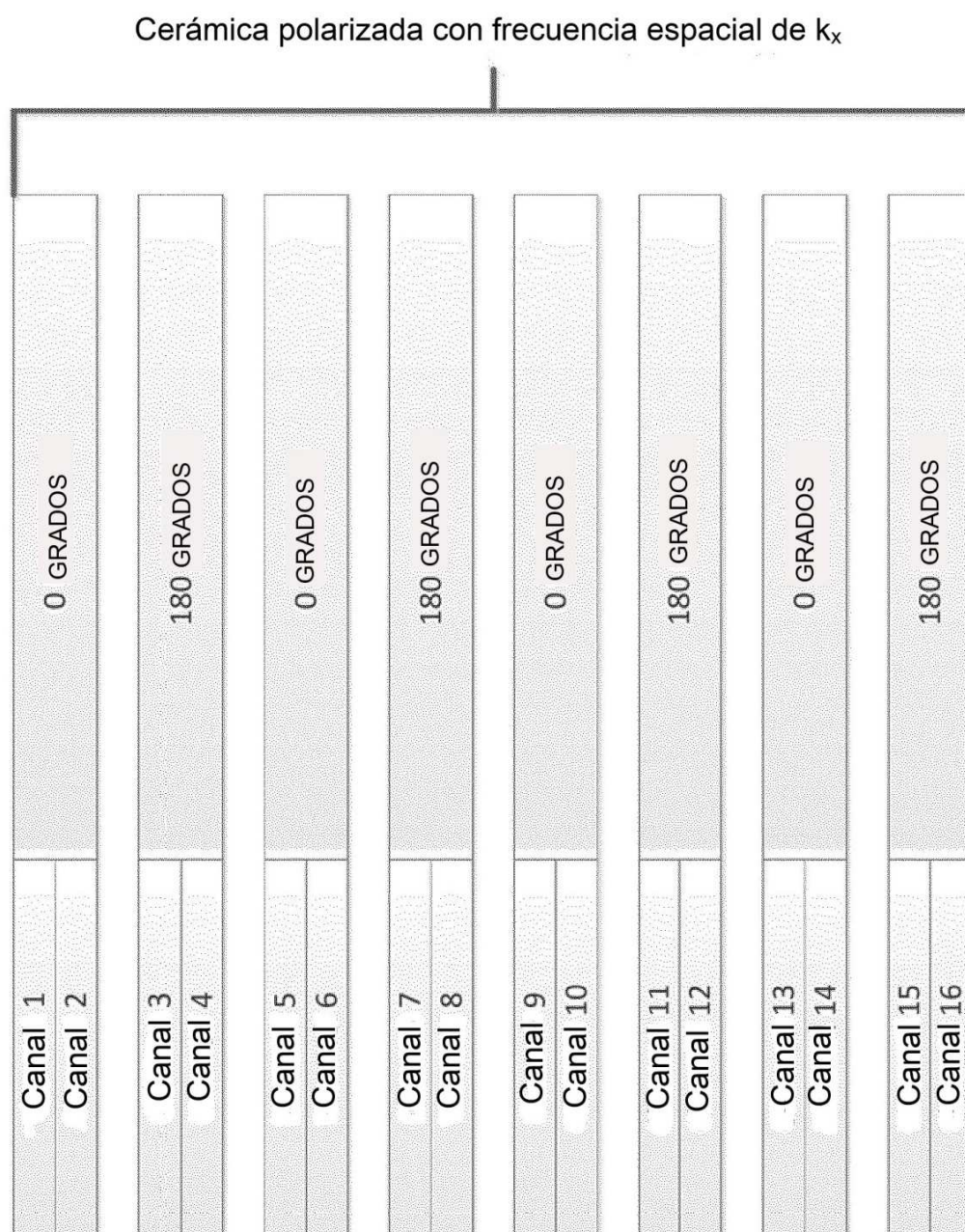
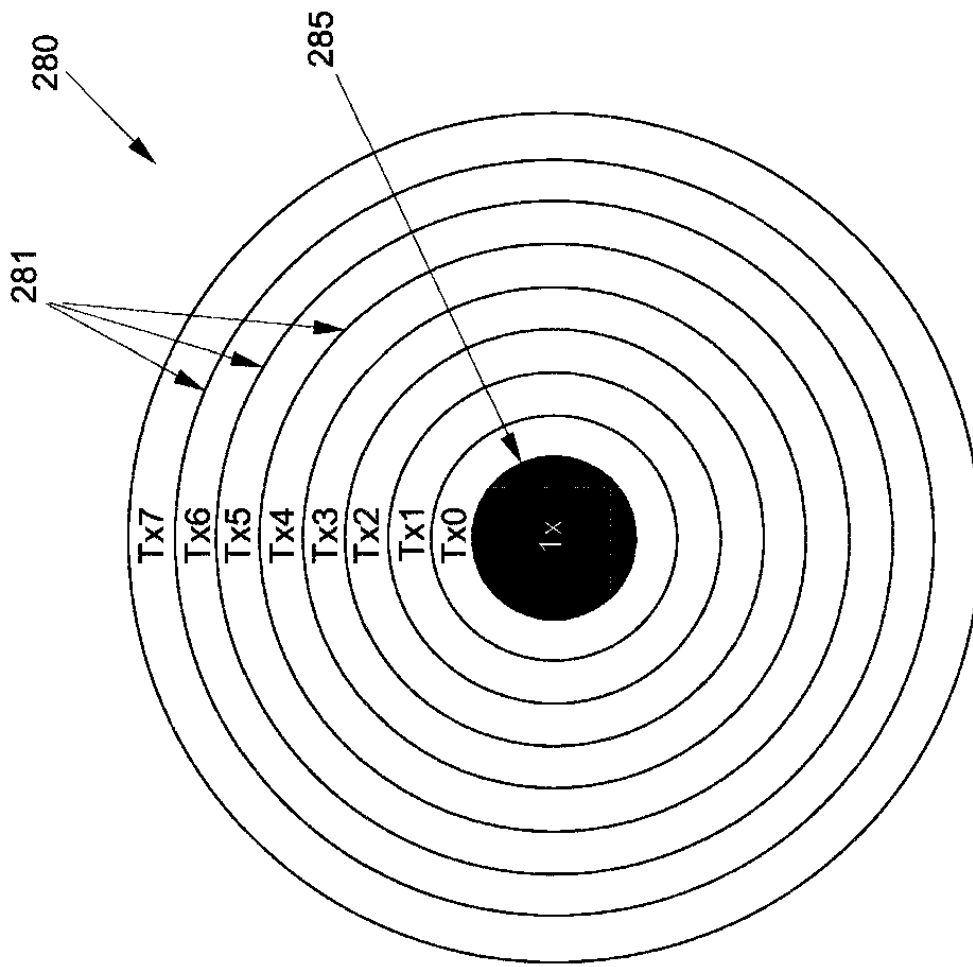


FIG. 8

Cerámica polarizada con frecuencia espacial de  $2k_x$

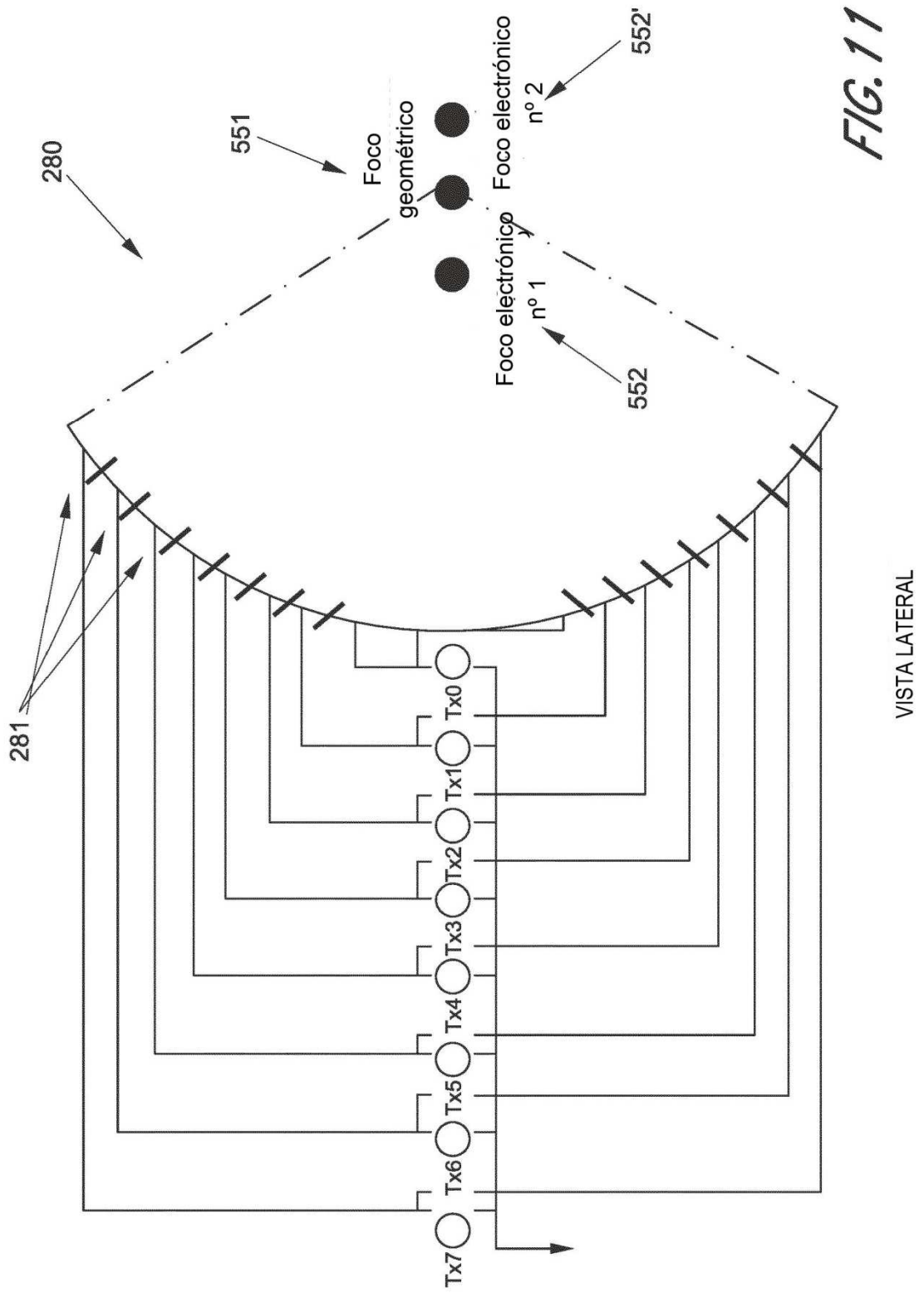


**FIG. 9**



*FIG. 10*





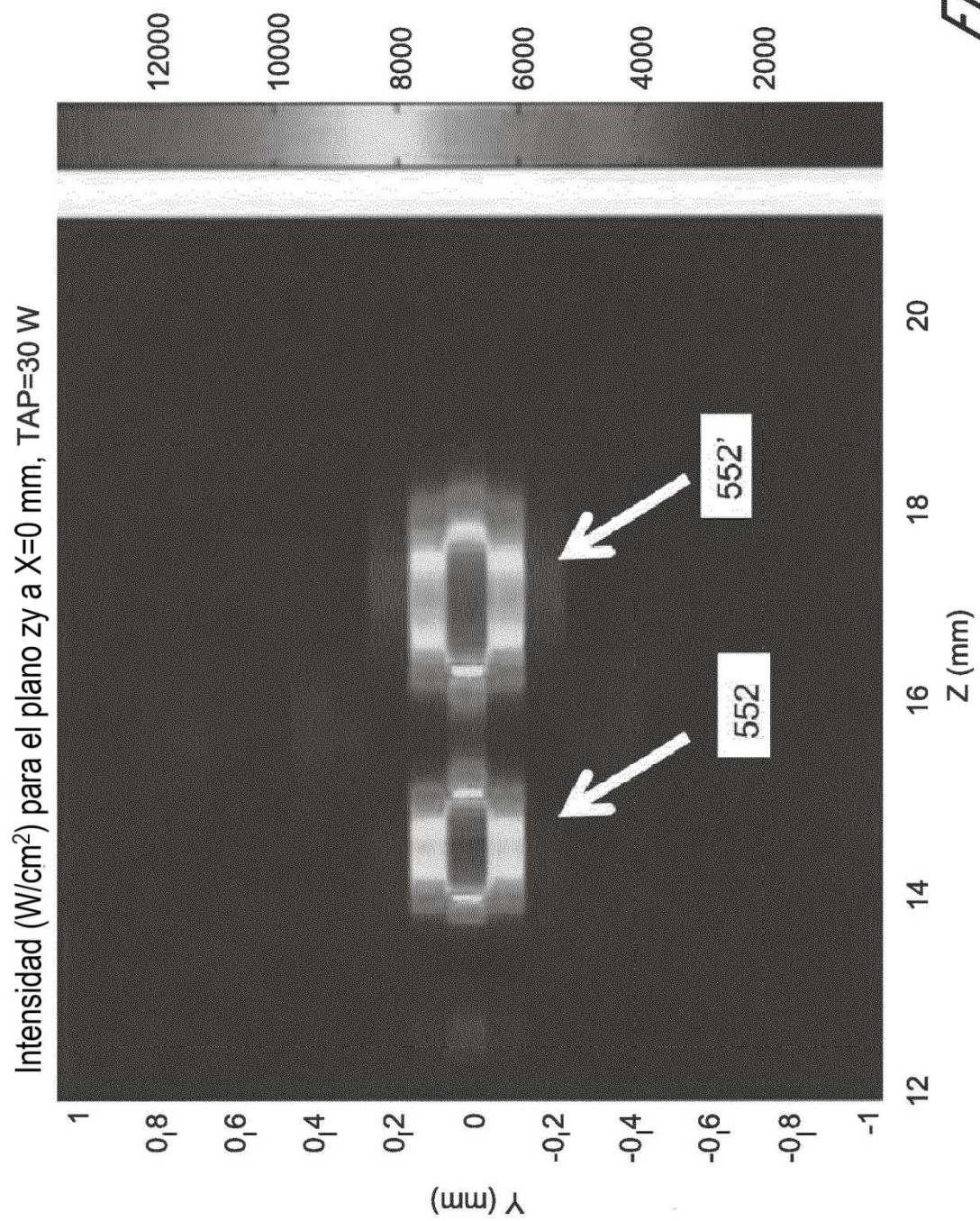
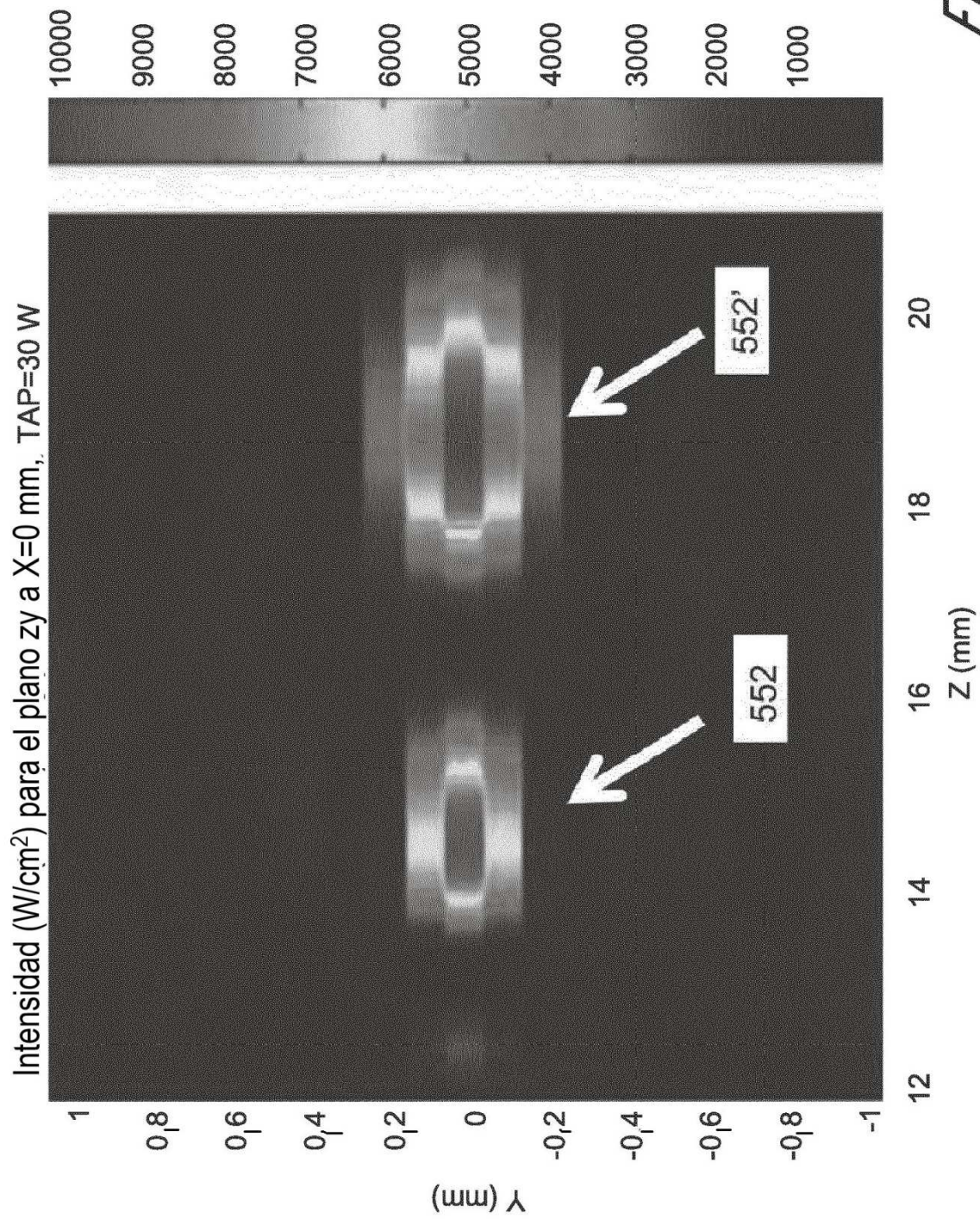


FIG. 12





*FIG. 13*

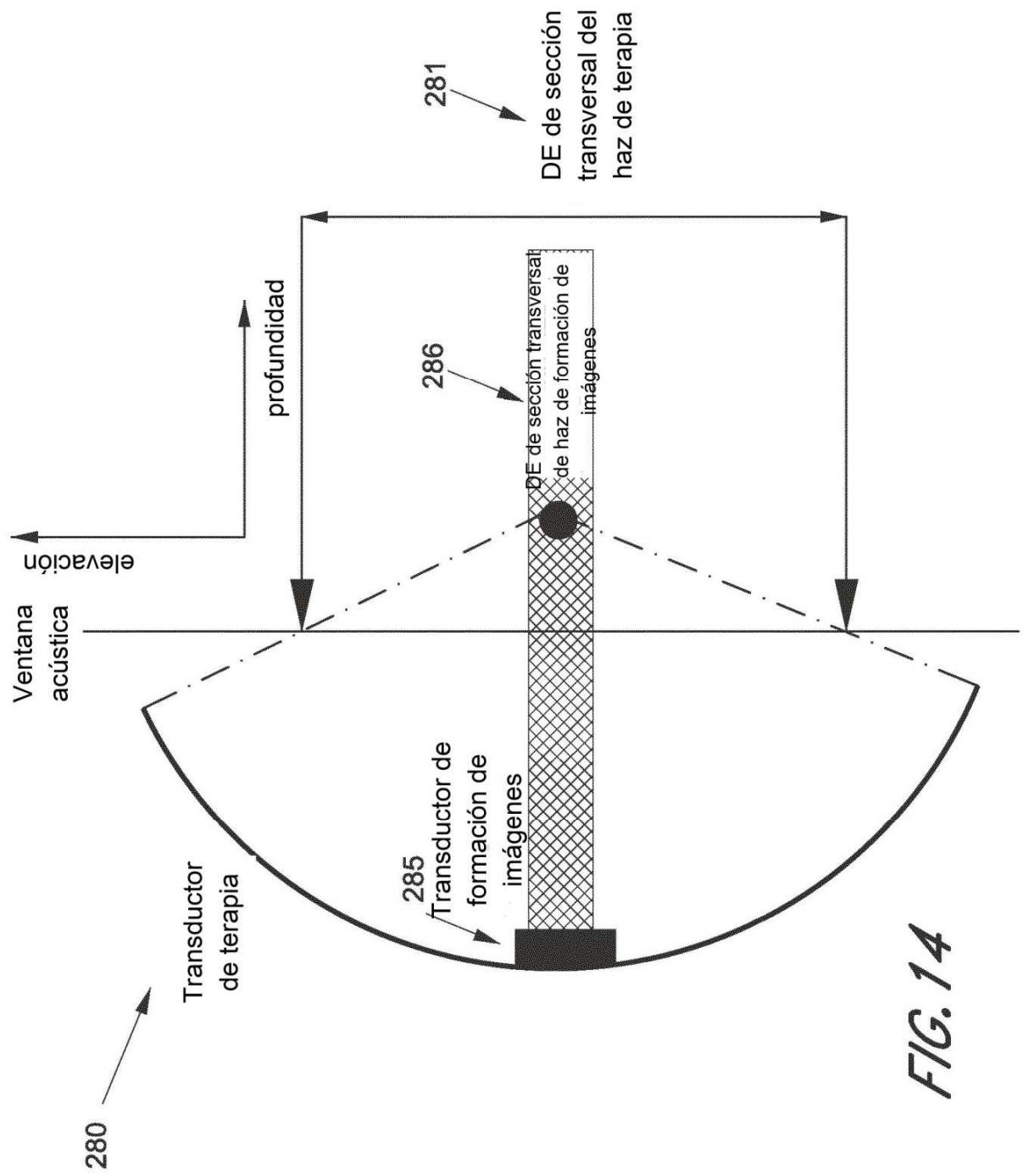
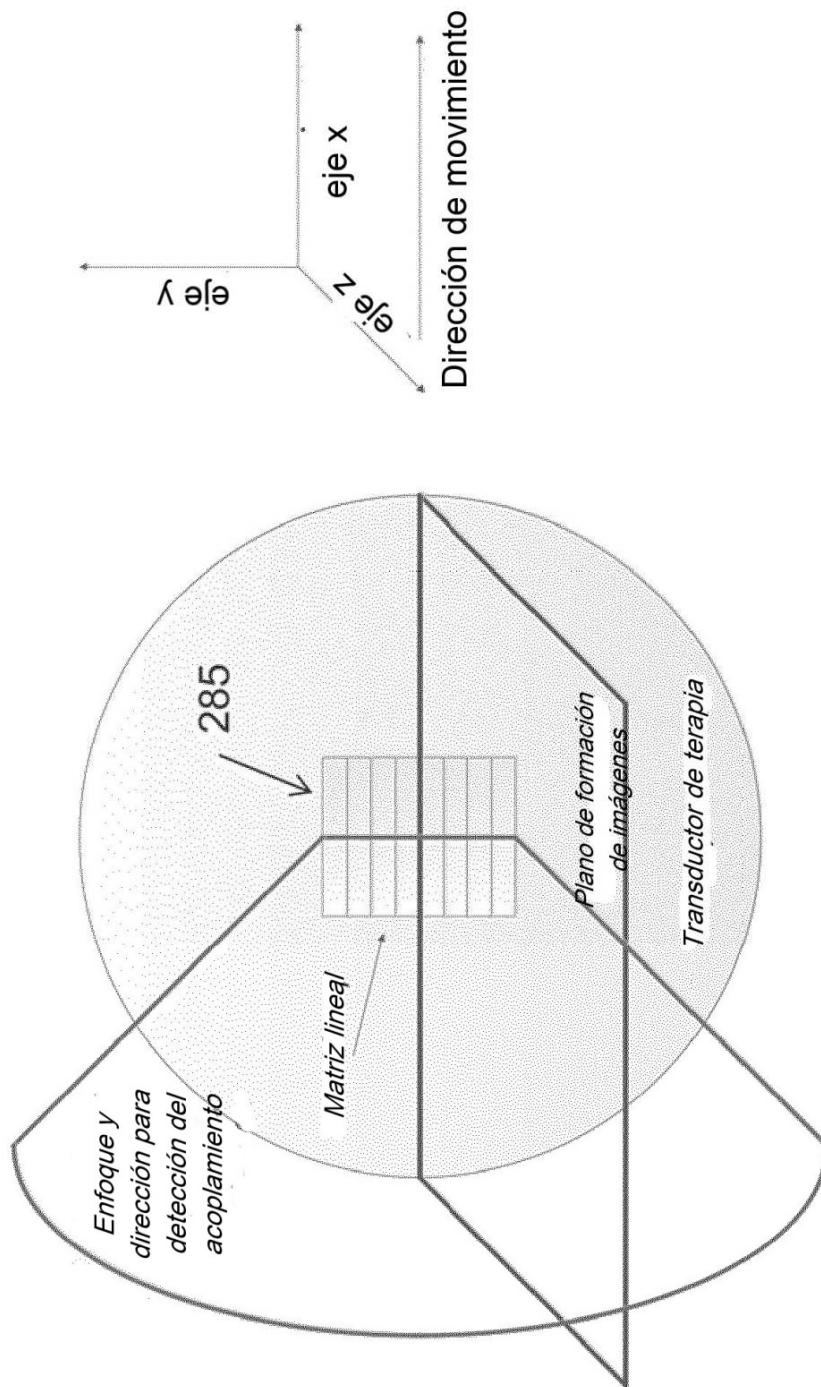


FIG. 14



**FIG. 15**

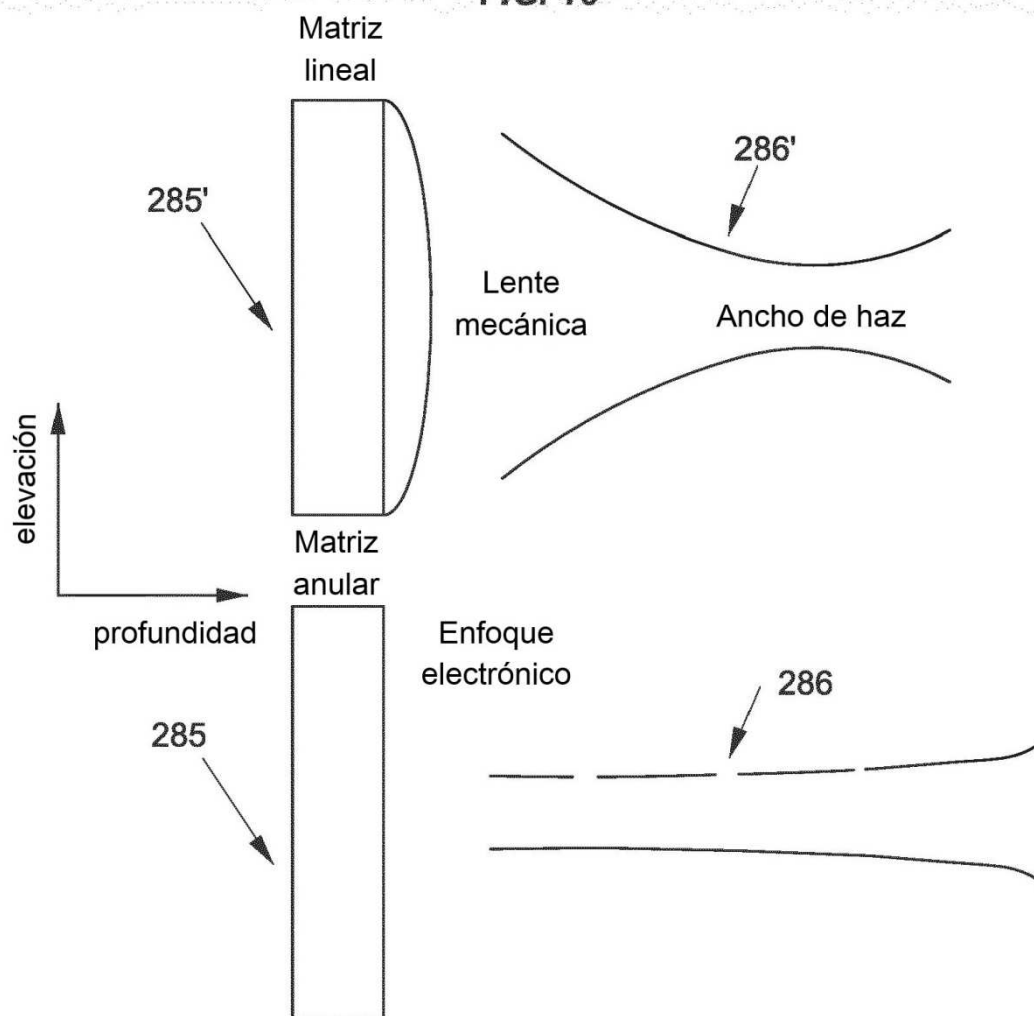
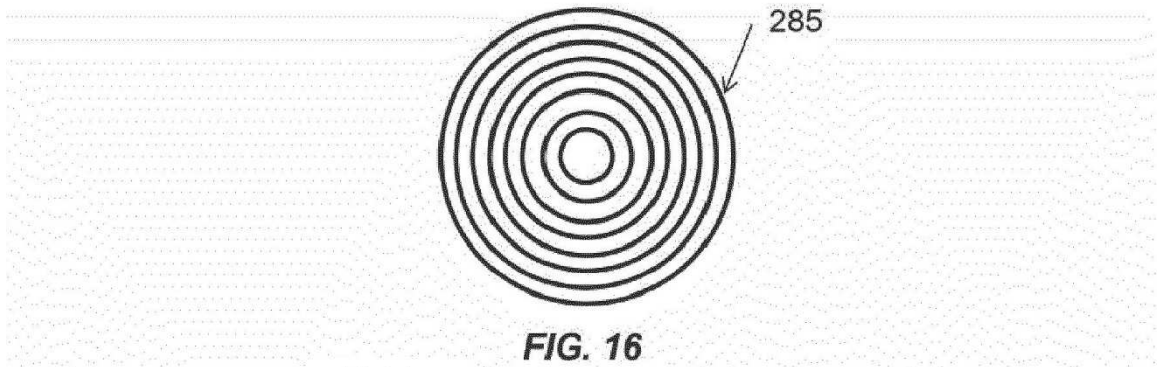


FIG. 17



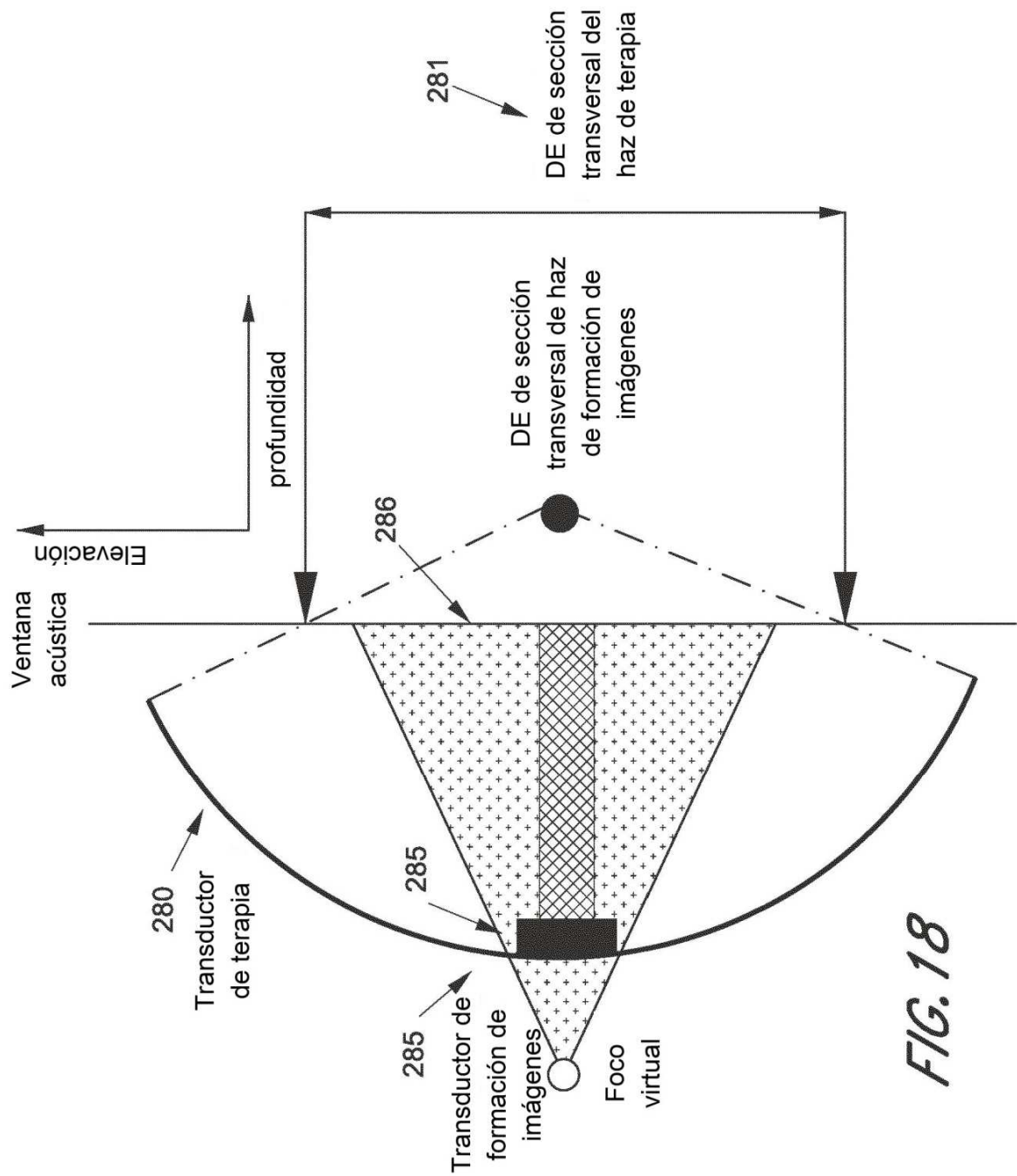
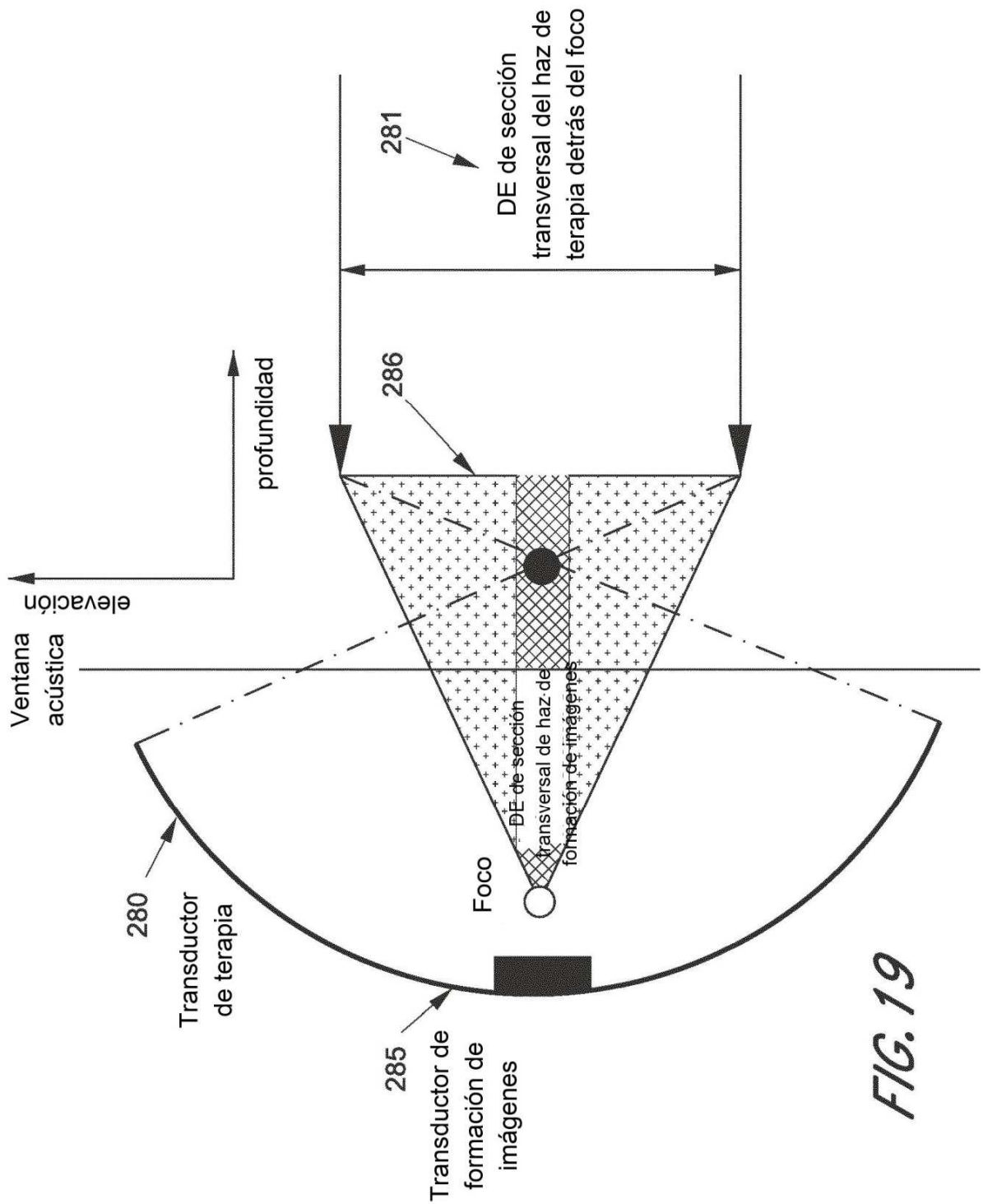


FIG. 18





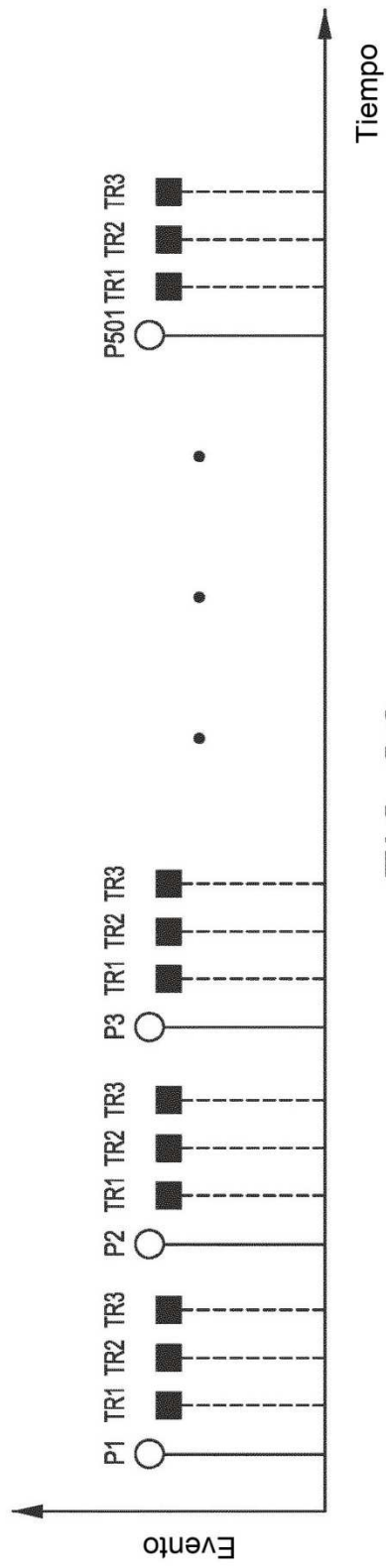


FIG. 20

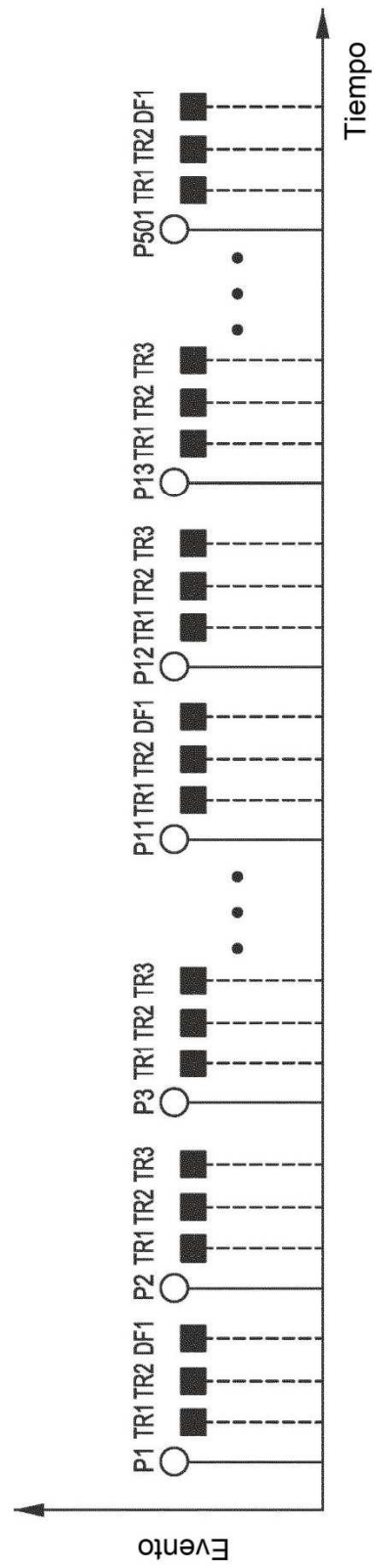


FIG. 21

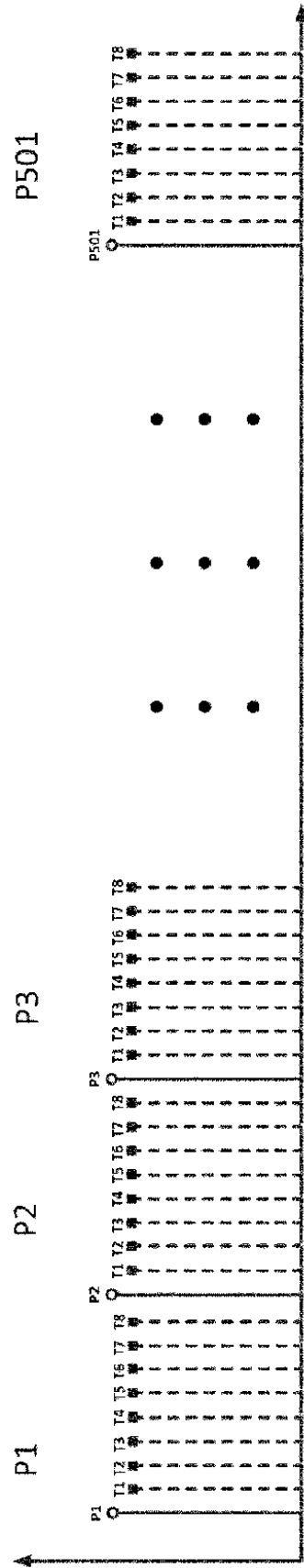
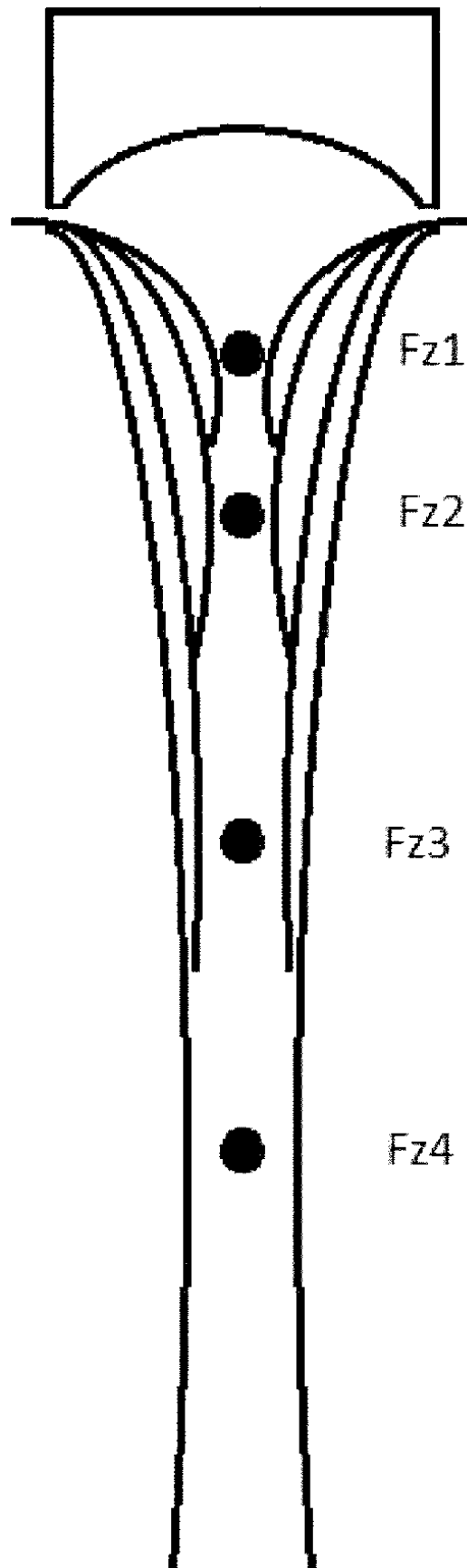
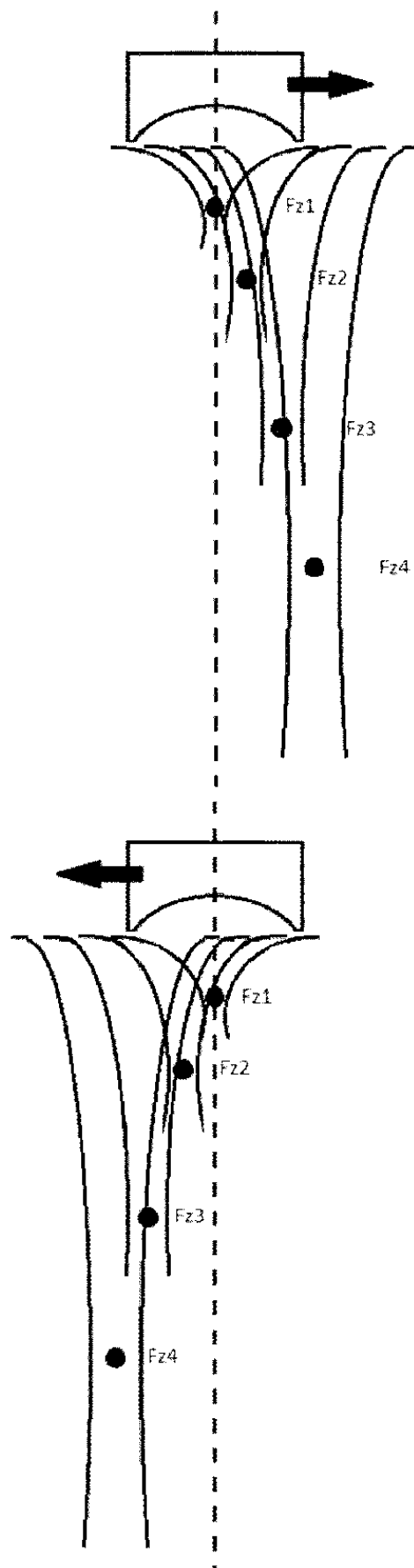


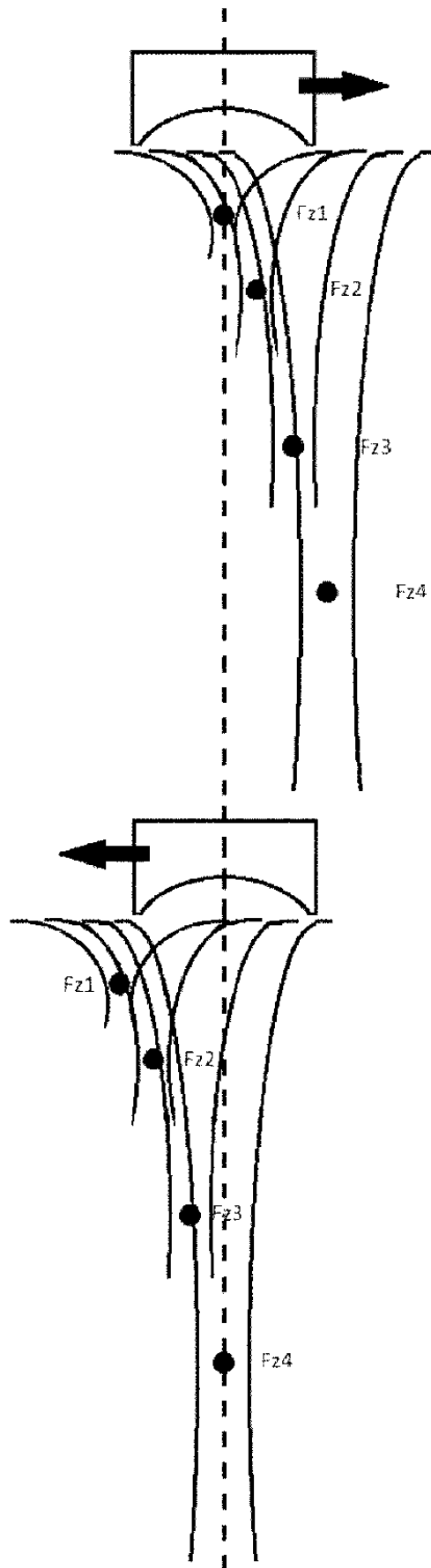
FIG. 22



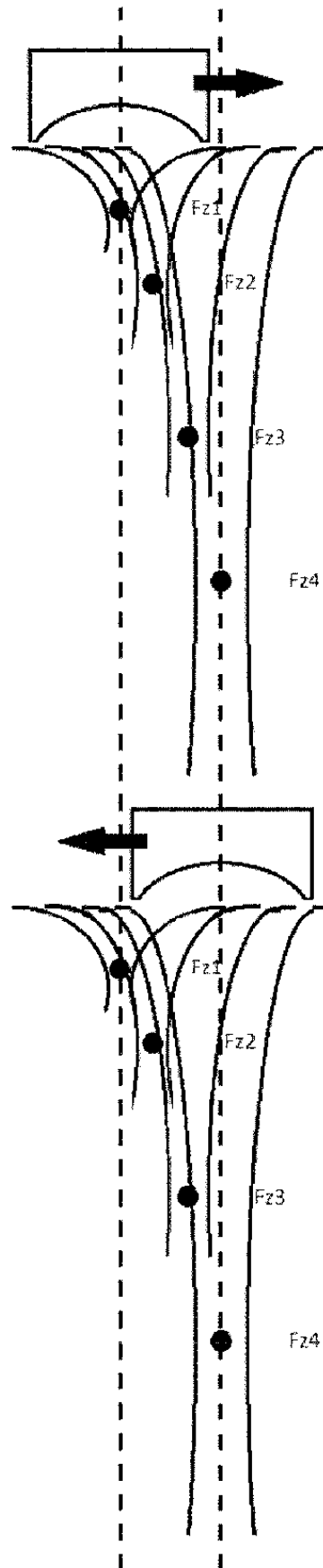
**FIG. 23**



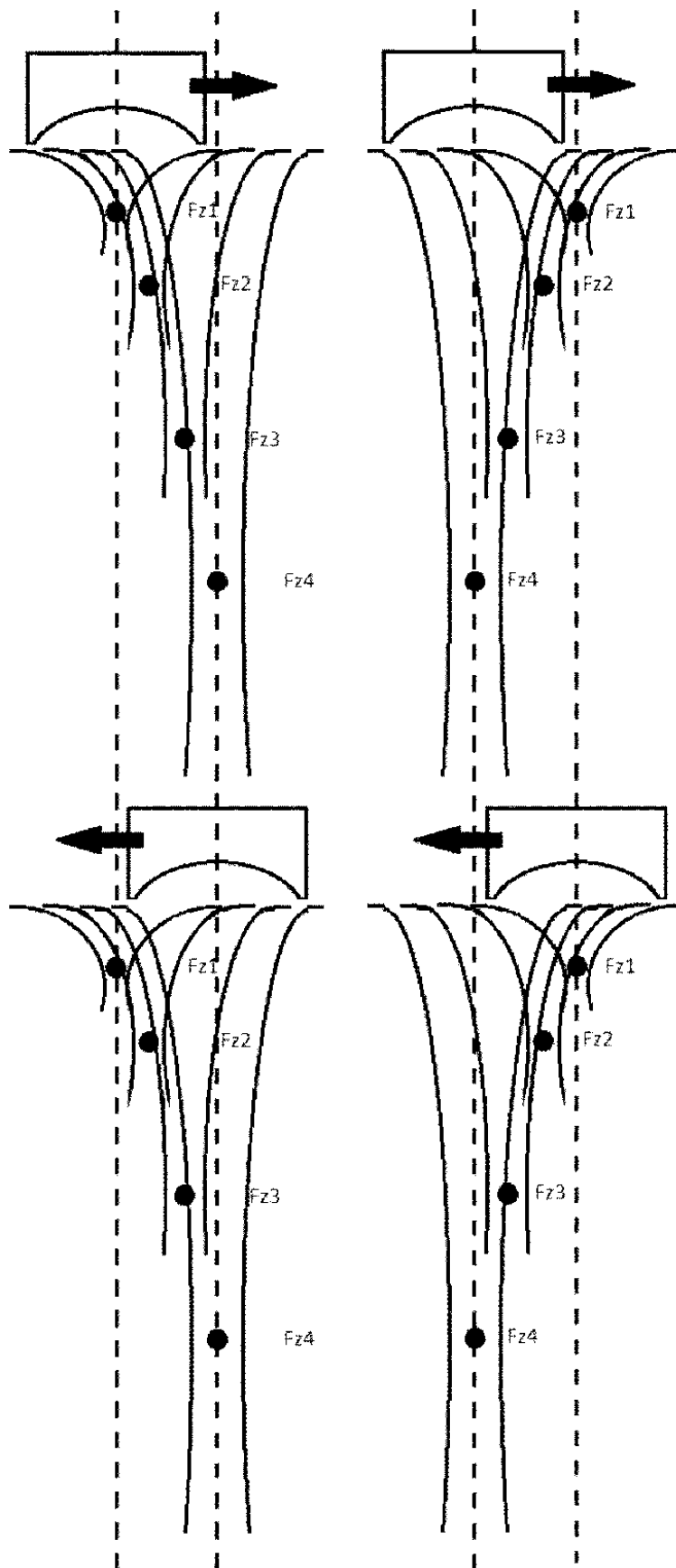
**FIG. 24**



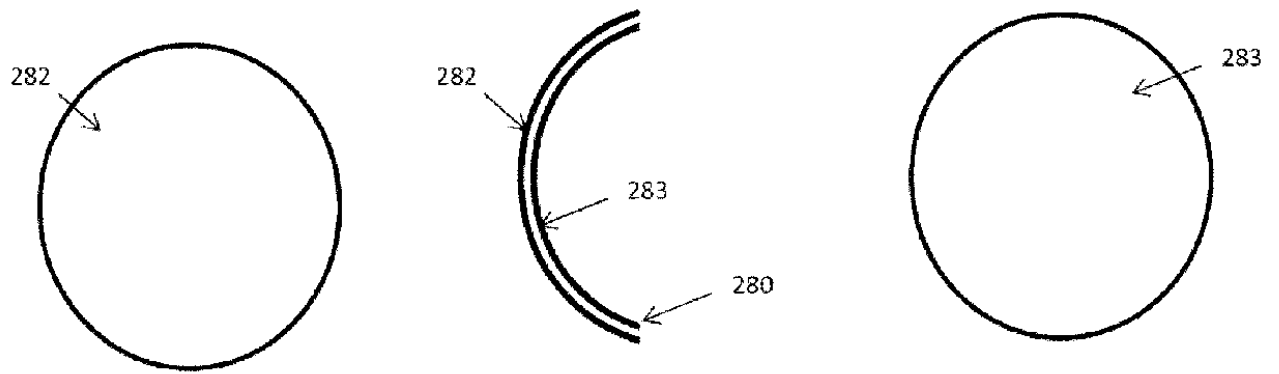
**FIG. 25**



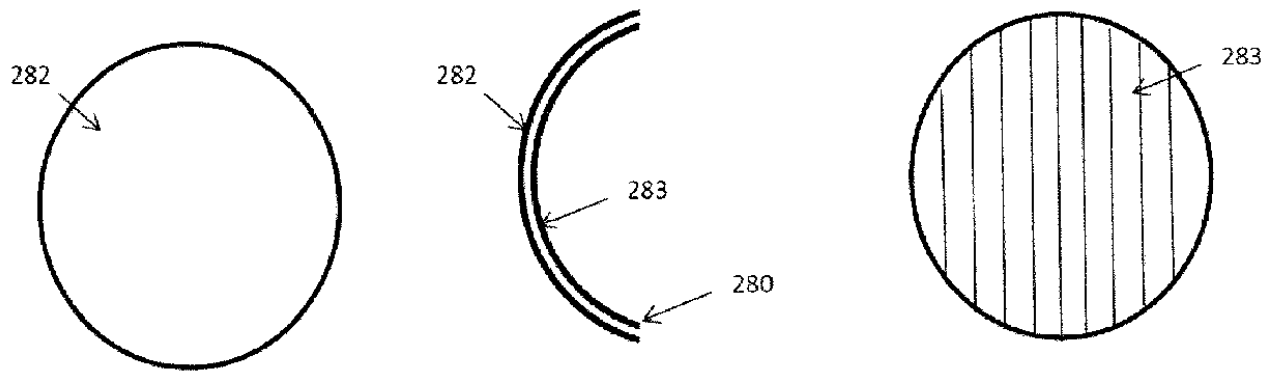
**FIG. 26**



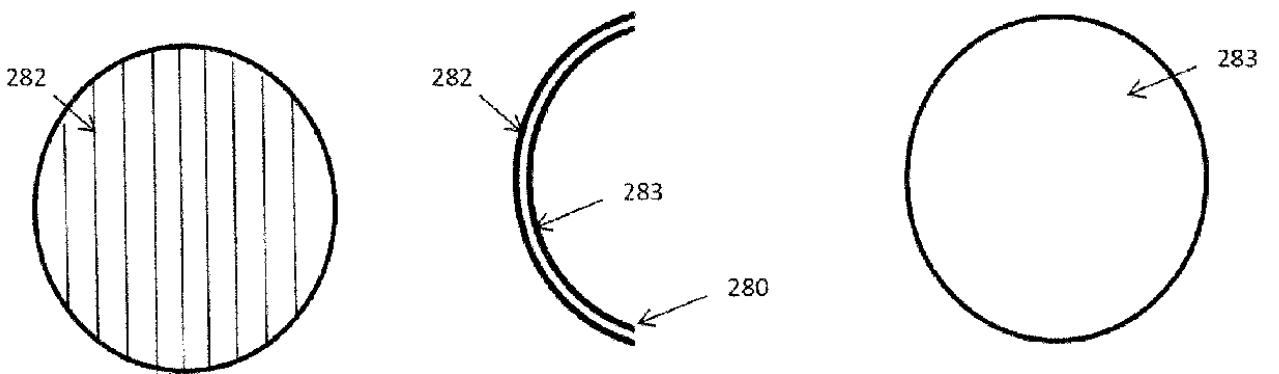
**FIG. 27**



**FIG. 28**

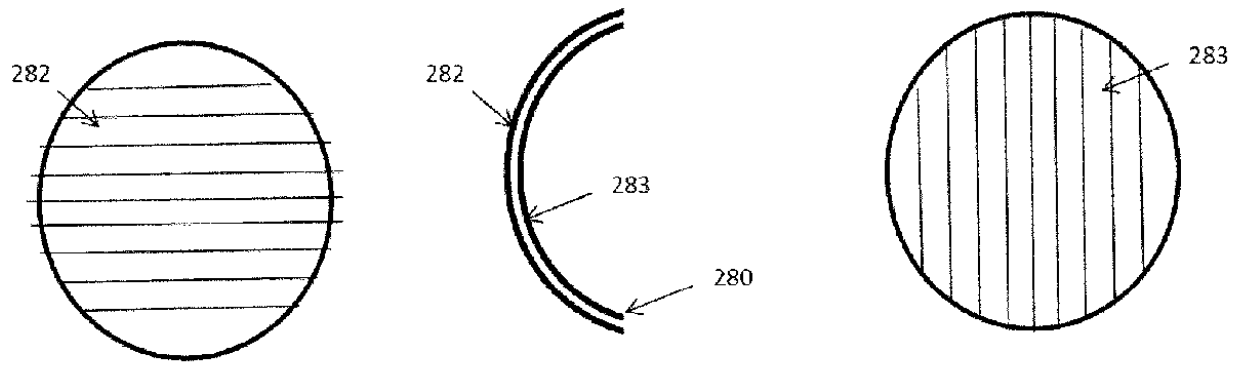


**FIG. 29**

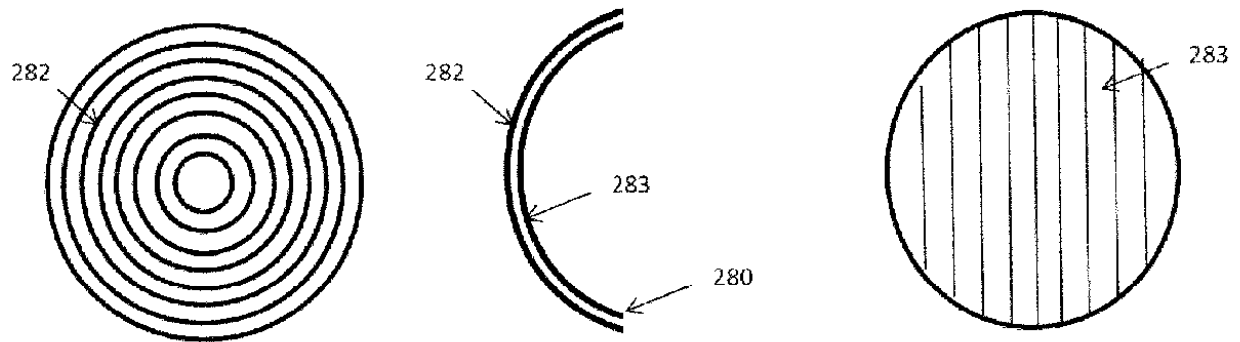


**FIG. 30**

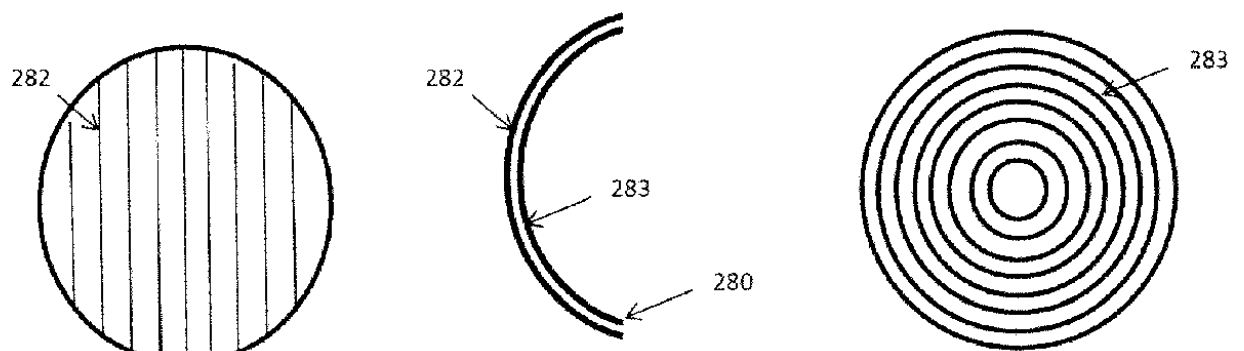




**FIG. 31**



**FIG. 32**



**FIG. 33**