

SISTEMAS Y METODOS PARA EL TRATAMIENTO COSMÉTICO DE ULTRASONIDO DE LA PIEL

REFERENCIA CRUZADA A SOLICITUDES RELACIONADAS

[0001] Esta solicitud reivindica el beneficio de prioridad de la solicitud provisional estadounidense N.º 62/375.607 presentada el 16 de agosto de 2016, la solicitud provisional estadounidense N.º 62/482.476 presentada el 6 de abril de 2017, la solicitud provisional estadounidense N.º 62/482.440 presentada el 6 de abril de 2017, y la solicitud provisional estadounidense N.º 62/520.055 presentada el 15 de junio de 2017, cada una de las cuales se incorpora en su totalidad por referencia, en la presente. Todas y cada una de las reivindicaciones de prioridad identificadas en la Hoja de datos de la solicitud, o cualquier corrección a esta, se incorporan en la presente por referencia en virtud de 37 CFR 1.57.

ANTECEDENTES

Campo

[0002] Varias formas de realización de la invención se refieren a tratamientos no invasivos a base de energía para obtener efectos de mejora estética y/o cosmética en la piel y/o el tejido cerca de la piel de un rostro, cabeza, cuello y/o cuerpo humanos.

Descripción de la técnica relacionada

[0003] 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 con frecuencia también deben someterse a procedimientos anestésicos riesgosos. Existen dispositivos y métodos terapéuticos no invasivos a base de energía, pero pueden tener diversas deficiencias 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.

SÍNTESIS

[0004] En varias formas de realización, se proporcionan sistemas y métodos que logran con éxito un efecto estético mediante el uso de ultrasonido específico y preciso para causar un resultado cosmético visible y eficaz a través de una vía térmica mediante la división de un haz de terapia con ultrasonido a dos, tres, cuatro, o más zonas focales simultáneas para llevar a cabo diversos procedimientos de tratamiento y/o de imagen. En diversas formas de realización, un sistema de ultrasonido está

configurado para enfocar el ultrasonido para producir un movimiento mecánico localizado dentro de los tejidos y las células con el fin de producir un calentamiento localizado para la coagulación del tejido o para la ruptura mecánica de la membrana celular destinada para uso estético no invasivo. En diversas formas de realización, un sistema de ultrasonido está configurado para levantar una ceja (por ejemplo, una ceja del ojo). En diversas formas de realización, un sistema de ultrasonido está configurado para levantar tejido laxo, como el tejido submental (debajo del mentón) y del cuello. En diversas formas de realización, un sistema de ultrasonido está configurado para mejorar las líneas y arrugas del escote. En diversas formas de realización, un sistema de ultrasonido está configurado para reducir la grasa. En diversas formas de realización, un sistema de ultrasonido está configurado para reducir la aparición de celulitis.

En diversas formas de realización, un sistema de ultrasonido está configurado para formar imágenes a fin de visualizar tejido (por ejemplo, capas de tejido dérmico y subdérmico), a los efectos de asegurar el acoplamiento adecuado del transductor a la piel. En diversas formas de realización, un sistema de ultrasonido está configurado para formar imágenes a fin de visualizar tejido (por ejemplo, capas de tejido dérmico y subdérmico), a los efectos de confirmar la profundidad apropiada del tratamiento, tal como para evitar ciertos tejidos (por ejemplo, hueso).

[0005] En diversas formas de realización, el tratamiento de tejido, como el tejido de la piel, con múltiples haces proporciona una o más ventajas, tales como, por ejemplo, la reducción del tiempo de tratamiento, la creación de patrones únicos de calentamiento, el aprovechamiento de múltiples canales para una mayor potencia, la opción de tratar la piel a dos o más profundidades con niveles de potencia iguales o diferentes (por ejemplo, un punto de coagulación térmica en el sistema muscular aponeurótico superficial ("SMAS") y otra energía desenfocada en la superficie de la piel, u otras combinaciones), un tratamiento simultáneo opcional a diferentes profundidades (por ejemplo, como en profundidades por debajo de una superficie de la piel de 3 mm y 4,5 mm puntos de coagulación térmica simultáneamente o en un período de tiempo superpuesto); y/o tratamiento con uno, dos o más enfoques lineales o lineales simultáneos, tal como a diferentes profundidades por debajo de la superficie de la piel o separados. En algunas formas de realización, la terapia de focos múltiples simultáneos utiliza oscilación.

[0006] En varias formas de realización, se proporcionan sistemas y métodos que mejoran con éxito la eficacia y/o eficiencia de un efecto estético mediante el uso de

ultrasonido específico y preciso para causar un resultado cosmético visible y eficaz a través de una vía térmica. En algunas formas de realización, hay una única zona focal dirigida. En algunas formas de realización, un haz de terapia con ultrasonido se divide en dos, tres, cuatro o más zonas focales simultáneas para llevar a cabo diversos procedimientos de tratamiento y/o de imagen. En particular, las formas de realización de la invención mejoran la eficacia y/o la eficiencia para confirmar el acoplamiento apropiado entre el dispositivo de tratamiento y el tejido para el tratamiento en una zona de tratamiento.

[0007] En varias formas de realización, se proporcionan sistemas y métodos que mejoran con éxito la eficacia y/o la eficiencia de un efecto estético mediante el uso de ultrasonido específico y preciso para causar un resultado cosmético visible y eficaz a través de una vía térmica mediante la división de un haz de terapia con ultrasonido a dos, tres, cuatro, o más zonas focales simultáneas para llevar a cabo diversos procedimientos de tratamiento y/o de imagen.

[0008] De acuerdo con una forma de realización, un sistema de tratamiento con ultrasonido crea dos o más puntos y/o zonas focales de tratamiento terapéutico simultáneo debajo de la superficie de la piel para un tratamiento cosmético, en donde los puntos de tratamiento se agrandan mediante la oscilación de los haces de ultrasonido. En una forma de realización, una zona focal es un punto. En una forma de realización, una zona focal es una línea. En una forma de realización, una zona focal es un plano. En una forma de realización, una zona focal es un volumen o forma tridimensional. La oscilación de los puntos de enfoque del haz de ultrasonido agranda el área de tratamiento mediante la agitación, difuminado o salpicadura del punto de enfoque o zona de enfoque (por ejemplo, un punto de enfoque, línea, plano o volumen) como pintura a través de un aerógrafo al dispersar mecánica y/o electrónicamente la ubicación de los puntos de enfoque mediante la variación de la frecuencia y, por lo tanto, el punto focal, de los haces de tratamiento con ultrasonido. En algunas formas de realización, la oscilación aumenta la eficacia al producir mayores puntos de tratamiento y/o zonas focales. En algunas formas de realización, la oscilación 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 formas de realización, la oscilación mecánica es un método para dispersar la energía acústica del haz de ultrasonido para que haya menos dependencia de la conducción térmica del tejido lejos del foco. En una forma de 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 forma de realización de oscilación mecánica, el movimiento del mecanismo de movimiento es lo suficientemente rápido como para crear un perfil de temperatura más plano alrededor del TCP deseado 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 efectuado o cualquier combinación de estos.

[0009] De acuerdo con diversas formas de realización, la modulación de frecuencia modifica la ubicación de una zona focal y/o el espaciado entre las zonas focales, de manera tal que la oscilación electrónica del haz a través de la modulación de la frecuencia altere y/o mueva con precisión la posición de los puntos de enfoque del haz. Por ejemplo, en una forma de realización, un espaciado de 1,5 mm puede hacerse oscilar con +/- 0,1 mm mediante el uso de una pequeña oscilación de frecuencia. En diversas formas de realización, uno o más espaciados de 0,5, 0,75, 1,0, 1,2, 1,5, 2,0 mm se pueden oscilar con +/- 0,01, 0,05, 0,1, 0,12, 0,15, 0,20, 0,25, 0,30 mm mediante el uso de una oscilación de frecuencia. En diversas formas de realización, 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 rango entre estos).

[0010] Varias formas de realización se refieren a dispositivos, sistemas y métodos para proporcionar una o más (por ejemplo, una pluralidad o múltiples) zonas de enfoque y/o puntos de tratamiento con ultrasonido en la puesta en práctica de diversos tratamientos y/o procedimientos de imagen por ultrasonido de manera rápida, segura, eficiente y eficaz. En algunas formas de realización, no se utiliza formación de imágenes. Algunas formas de realización se relacionan con la división de un haz de terapia con ultrasonido en dos, tres, cuatro o más zonas focales desde un solo transductor de ultrasonido y/o un único elemento de transducción de ultrasonido. En algunas formas de realización, múltiples haces de ultrasonido se manipulan de manera electrónica con modulación de frecuencia. En algunas formas de realización, la oscilación (por ejemplo, la oscilación electrónica) de aberturas de haz de ultrasonido múltiples y/o divididas que usan modulación de frecuencia proporciona zonas o puntos de tratamiento en ubicaciones múltiples. En algunas formas de realización, oscilación se refiere al movimiento intencional de la posición/ubicación de un punto focal de un haz de energía. Por ejemplo, en una forma de realización, la oscilación implica sacudir, mover, vibrar, alterar la ubicación y/o posición de una sola zona focal, y/o un

espaciado relativo entre dos o más zonas focales. En diversas formas de realización, la posición relativa de una zona focal se hace oscilar en 1 - 50% (por ejemplo, 1%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%, 50% y cualquier rango entre estos, tal como un porcentaje de una ubicación media en un porcentaje determinado). En diversas formas de realización, el espaciado entre las zonas focales se hace oscilar en un rango de entre 1 y 50% (por ejemplo, 1%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%, 50% y cualquier rango entre estos). En algunas formas de realización, la oscilación se puede lograr a través de medios mecánicos, electrónicos o combinaciones de medios mecánicos y electrónicos, según el diseño del sistema. En una forma de realización de oscilación mecánica, el haz de ultrasonido se mueve localmente alrededor del centro de TCP deseado a través de una traslación o inclinación mecánicas del transductor de terapia o paciente o cualquier combinación de estos. La traslación y/o inclinación mecánicas permiten la propagación de la energía acústica, de manera tal que se superen las limitaciones de la conducción térmica del tejido. Esto crea un perfil de temperatura más plano en el tejido para reducir la energía acústica total a los efectos de crear el mismo volumen de tejido efectuado, o tener la misma energía acústica total a los efectos de aumentar el volumen de tejido efectuado en comparación con un dispositivo de terapia con ultrasonido estacionario. En diversas formas de oscilación electrónica, se utilizan modulaciones de frecuencia, fase, amplitud o técnicas en función del tiempo en combinación con un transductor definido de manera única para mover el haz de ultrasonido en el tejido sin ningún movimiento mecánico. En una forma de realización, el movimiento electrónico del haz de ultrasonido se produce significativamente más rápido que el movimiento mecánico para superar la limitación de la conductividad térmica del tejido. En diversas formas de realización, una relación de posicionamiento relativo de zona focal mediante oscilación es de 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 formas de realización, una relación de espaciado entre el posicionamiento relativo de zona focal mediante oscilación es de 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 formas de realización, una zona focal se activa en "1" y se proporciona una relación de espaciado abierto de tejido no tratado en el segundo número de la relación. Por ejemplo, en una forma de realización, un espaciado de oscilación es, por ejemplo, 1 mm, y una distancia de oscilación es de 0,1 mm, por lo que una relación es de 1:10. En diversas formas de realización, una relación de espaciado entre las zonas focales mediante oscilación 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 formas de realización, el espaciado de las zonas focales simultáneas se hace oscilar. En algunas formas de realización, los puntos y/o zonas de tratamiento se forman simultáneamente en el tejido. En diversas formas de realización, la oscilación para llevar a cabo diversos procedimientos de tratamiento y/o formación de imágenes es con modulación y/o multifase con varianza controlada en la frecuencia. Algunas formas de realización se relacionan con la división de un haz de terapia con ultrasonido en dos, tres, cuatro o más zonas focales para llevar a cabo diversos tratamientos con, por ejemplo, técnicas de oscilación, polarización, ajuste de fase y/o modulación y/o procedimientos de formación de imágenes.

[0011] En varias formas de realización descritas en la presente, los sistemas de ultrasonido no invasivos están adaptados para utilizarse en la consecución de uno o más de los siguientes efectos de mejora estética y/o cosmética beneficiosos: un estiramiento facial, un estiramiento de cejas, una elevación del mentón, un tratamiento ocular (por ejemplo, bolsas malares, tratamiento de la laxitud infraorbitaria), una reducción de arrugas, una reducción de grasa (por ejemplo, un tratamiento de tejido adiposo y/o celulitis), un tratamiento de la celulitis (que puede denominarse lipodistrofia ginecoide) (por ejemplo, lipodistrofia ginecoide femenina de tipo de hoyuelo o no hoyuelo), una mejora del escote (por ejemplo, parte superior del pecho), un levantamiento de glúteos (por ejemplo, estiramiento de glúteos), un estiramiento de la piel (por ejemplo, tratar la laxitud para causar un estiramiento en la cara o el cuerpo, como la cara, cuello, pecho, brazos, muslos, abdomen, glúteos, etc.), una reducción de cicatrices, un tratamiento de quemaduras, una eliminación de tatuajes, 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 del acné, una reducción de granos. Varias formas de realización de la invención son particularmente ventajosas porque incluyen uno, varios o todos los siguientes beneficios: un tiempo de tratamiento más rápido, (ii) menos dolor durante el tratamiento, (iii) menos dolor después del tratamiento, (iv) un tiempo de recuperación más corto, (v) un tratamiento más eficiente, (vi) mayor satisfacción del cliente, (vii) menos energía para completar un tratamiento y/o (viii) una mayor área de tratamiento por regiones focales osciladas.

[0012] De acuerdo con diversas formas de realización, un sistema y/o método de tratamiento cosmético con ultrasonido puede producir de manera no invasiva simples o múltiples zonas de tratamiento cosmético osciladas y/o puntos de coagulación térmica

donde el ultrasonido se enfoca en una o más ubicaciones en una región de tratamiento en tejido debajo de la superficie de la piel, y se mueve a través de cambios en la frecuencia (por ejemplo, mediante modulación de frecuencia). Algunos sistemas y métodos proporcionan tratamientos cosméticos en diferentes ubicaciones del tejido, tal como en diferentes profundidades, alturas, anchos y/o posiciones. En una forma de realización, un método y sistema comprenden un sistema transductor de profundidad/altura/ancho múltiple configurado para proporcionar un tratamiento con ultrasonido a una o más regiones de interés, tal como entre al menos una profundidad de región de interés de tratamiento, una región superficial de interés, y/o una región subcutánea de interés. En una forma de realización, un método y un sistema comprenden un sistema transductor configurado para proporcionar tratamiento con ultrasonido a más de una región de interés, tal como por ejemplo entre al menos dos puntos en diversas ubicaciones (por ejemplo, a una profundidad, altura, ancho, longitud y/u orientación fijos o variables, etc.) en una región de interés en el tejido. Algunas formas de realización pueden dividir un haz para enfocar en dos, tres, cuatro o más puntos focales (por ejemplo, puntos focales múltiples, puntos multifocales) para zonas de tratamiento cosmético y/o para formar imágenes en una región de interés en el tejido. La posición y/u oscilación de los puntos focales se pueden posicionar de manera axial, lateral o de otro modo dentro del tejido. Algunas formas de realización pueden configurarse para realizar un control espacial, tal como al ubicar y/o hacer oscilar un punto de enfoque, cambiar la distancia de un transductor a una superficie reflectante y/o cambiar los ángulos de energía enfocada o desenfocada con respecto a la región de interés, y/o configurarse para realizar un control temporal, tal como al controlar cambios en la frecuencia, la amplitud del accionamiento y la temporización del transductor. En algunas formas de realización, la posición y/u oscilación de múltiples zonas o puntos focales de tratamiento se logra con polarización, polarización fásica, polarización bifásica y/o polarización multifásica. En algunas formas de realización, la posición de múltiples zonas o puntos focales de tratamiento se relaciona con ajustes de fase, tal como en una forma de realización, ajuste de fase eléctrica. Como resultado, los cambios en la ubicación de la región de tratamiento, el número, la forma, el tamaño y/o el volumen de las zonas de tratamiento o las lesiones en una región de interés, así como las condiciones térmicas, pueden controlarse dinámicamente a lo largo del tiempo.

[0013] De acuerdo con diversas formas de realización, un sistema y/o método de tratamiento cosmético con ultrasonido puede crear múltiples zonas de tratamiento

cosmético mediante el uso de uno o más de modulación de frecuencia, modulación de fase, polarización, acústica no lineal, y/o transformadas de Fourier para crear cualquier patrón periódico espacial con una o múltiples porciones de ultrasonido. En una forma de realización, un sistema suministra de manera simultánea o secuencial zonas de tratamiento simples o múltiples mediante el uso de polarización a nivel cerámico. En una forma de realización, un patrón de polarización es una función de la profundidad y la frecuencia focales, y el uso de funciones pares o impares. En una forma de realización, se aplica un patrón de polarización, que puede ser una combinación de funciones impares o pares, y se basa en la profundidad y/o frecuencia focales. En una forma de realización, un proceso se puede utilizar en dos o más dimensiones para crear cualquier patrón periódico espacial. En una forma de realización, un haz de ultrasonido se divide de manera axial y lateral para reducir significativamente el tiempo de tratamiento mediante el uso de acústica no lineal y transformadas de Fourier. En una forma de 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 de manera secuencial o simultánea.

[0014] En una forma de realización, un sistema de tratamiento y formación de imágenes estéticos incluye una sonda ultrasónica que incluye un transductor de ultrasonido configurado para aplicar terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones a una profundidad focal con oscilación electrónica de múltiples aperturas de haz de energía con modulación de frecuencia. En una forma de realización, el sistema incluye un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de ultrasonido.

[0015] En una forma de realización, el sistema incluye oscilación configurada para proporcionar un espaciado variable entre una pluralidad de zonas individuales de tratamiento cosmético. En una forma de realización, una secuencia de zonas individuales de tratamiento cosmético tiene un espaciado de tratamiento en un rango que va de alrededor de 0,01 mm a alrededor de 25 mm (por ejemplo, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 2,5 mm, 3 mm, 5 mm, 10 mm, 20 mm y cualquier rango de valores entre estos), con una alteración de oscilación del espaciado de 1 - 50% (por ejemplo, 1%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%, 50% y cualquier rango entre estos). En una forma de realización, una secuencia de zonas individuales de tratamiento cosmético tiene un espaciado de tratamiento en un rango que va de alrededor de 0,01 mm a alrededor de 100 mm (por ejemplo, 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 rango de valores entre estos), con una alteración de oscilación del espaciado de 1 - 50% (por ejemplo, 1%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%, 50% y cualquier rango entre estos).

[0016] En una forma de realización, el sistema incluye además un mecanismo de movimiento configurado para programarse para proporcionar un espaciado constante o variable entre la pluralidad de zonas individuales de tratamiento cosmético. En una forma de realización, una secuencia de zonas individuales de tratamiento cosmético tiene un espaciado de tratamiento en un rango que va de alrededor de 0,01 mm a alrededor de 25 mm (por ejemplo, 0,1, 0,5, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 15, 19 mm o cualquier rango o valor entre estos). En una forma de realización, una secuencia de zonas de tratamiento cosmético individual tiene un espaciado de tratamiento en un rango que va de alrededor de 0,01 mm a alrededor de 100 mm (por ejemplo, 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 rango o valor entre estos). En una forma de realización, las zonas de tratamiento se proporcionan a lo largo de una distancia de alrededor de 25 mm. En una forma de realización, las zonas de tratamiento se proporcionan a lo largo de una distancia de alrededor de 50 mm. En diversas formas de realización, las zonas de tratamiento se proporcionan a lo largo de una distancia que va de 5 mm a 100 mm (por ejemplo, 10 mm, 20 mm, 25 mm, 35 mm, 50 mm, 75 mm, 100 mm, y cualesquiera cantidades o rangos entre estos). En diversas formas de realización, las zonas de tratamiento se proporcionan a lo largo de una distancia lineal y/o curvada.

[0017] Por ejemplo, en algunas formas de realización no limitativas, los transductores se pueden configurar 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 cualquier punto en los rangos de 0,1 mm - 3 mm, 0,1 mm - 4,5 mm, 0,1 mm - 25 mm, 0,1 mm - 100 mm, y cualesquiera profundidades intermedias (por ejemplo, 6 mm, 10 mm, 13 mm, 15 mm). En varias formas de realización, el tejido se trata a una profundidad por debajo de la superficie de la piel y la superficie de la piel no está dañada. En cambio, el efecto terapéutico logrado en la profundidad debajo de la superficie de la piel da lugar a un aspecto cosmético favorable de la superficie de la piel. En otras formas de realización, la superficie de la piel se trata con ultrasonido (por ejemplo, a una profundidad inferior a 0,5 mm).

[0018] Uno de los beneficios de un mecanismo de movimiento es que puede proporcionar un uso más eficiente, exacto y preciso de un transductor de ultrasonido,

para los propósitos de formación de imágenes y/o de terapia. Una ventaja que este tipo de mecanismo de movimiento tiene sobre matrices fijas convencionales de múltiples transductores fijos en el espacio en una carcasa es que las matrices fijas están separadas por una distancia fija. En una forma de realización, el módulo transductor está configurado para proporcionar una potencia acústica de la terapia ultrasónica en un rango de entre alrededor de 1 W a alrededor de 100 W (por ejemplo, 3-30 W, 7-30 W, 21-33 W) y una frecuencia que va de alrededor de 1 MHz a alrededor de 10 MHz para calentar térmicamente el tejido y provocar coagulación. En una forma de realización, el módulo transductor está configurado para proporcionar una potencia acústica de la terapia ultrasónica en un rango de entre alrededor de 1 W y alrededor de 500 W para energía pico o promedio (por ejemplo, 3-30 W, 7-30 W, 21-33 W, 100 W, 220 W o más) y una frecuencia que va de alrededor de 1 MHz a alrededor de 10 MHz para calentar térmicamente el tejido y provocar coagulación. En algunas formas de realización, se suministra una energía instantánea. En algunas formas de realización, se suministra una energía promedio. En una forma de realización, la potencia acústica puede estar en un rango que va de 1 W a alrededor de 100 W en un rango de frecuencia que va de alrededor de 1 MHz a alrededor de 12 MHz (por ejemplo, 1 MHz, 3 MHz, 4 MHz, 4,5 MHz, 7 MHz, 10 MHz, 2-12 MHz), o de alrededor de 10 W a alrededor de 50 W en un rango de frecuencia que va de alrededor de 3 MHz a alrededor de 8 MHz (por ejemplo, 3 MHz, 4 MHz, 4,5 MHz, 7 MHz). En una forma de realización, la potencia acústica puede estar en un rango que va de 1 W a alrededor de 500 W en un rango de frecuencia que va de alrededor de 1 MHz a alrededor de 12 MHz (por ejemplo, 1 MHz, 4 MHz, 7 MHz, 10 MHz, 2-12 MHz), o de alrededor de 10 W a alrededor de 220 W en un rango de frecuencia que va de alrededor de 3 MHz a alrededor de 8 MHz, o de 3 MHz a 10 MHz. En una forma de realización, la potencia acústica y las frecuencias son alrededor de 40 W a alrededor de 4,3 MHz y de alrededor de 30 W a alrededor de 7,5 MHz. Una energía acústica producida por esta potencia acústica puede estar entre alrededor de 0,01 joules ("J") a alrededor de 10 J o alrededor de 2 J a alrededor de 5 J. Una energía acústica producida por esta potencia acústica puede estar entre alrededor de 0,01 J y alrededor de 60,000 J (por ejemplo, mediante calentamiento generalizado, para la remodelación del cuerpo, grasa submental, abdomen y/o flancos, brazos, muslo interno, muslo externo, glúteos, laxitud abdominal, celulitis), alrededor de 10 J o alrededor de 2 J a alrededor de 5 J. En una forma de realización, la energía acústica está en un rango inferior a alrededor de 3 J. En diversas formas de realización, una potencia de

tratamiento va de 1 kW/cm² a 100 kW/cm², 15 kW/cm² a 75 kW/cm², 1 kW/cm² a 5 kW/cm², 500 W/cm² a 10 kW/cm², 3 kW/cm² a 10 kW/cm², 15 kW/cm² a 50 kW/cm², 20 kW/cm² a 40 kW/cm² y/o 15 kW/cm² a 35 kW/cm².

[0019] En diversas formas de realización, un sistema de tratamiento con ultrasonido para hacer oscilar múltiples puntos de enfoque simultáneos de un transductor de ultrasonido incluye una sonda ultrasónica y un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de ultrasonido. La sonda ultrasónica incluye un transductor de ultrasonido con un único elemento de transducción adaptado para aplicar simultáneamente terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones espaciadas a una profundidad focal. El transductor de ultrasonido se polariza con al menos una primera configuración de polarización y una segunda configuración de polarización. El módulo de control modifica el espaciado entre las ubicaciones espaciadas mediante la oscilación de una primera zona focal y una segunda zona focal, de manera tal que la oscilación a través de la modulación de una frecuencia mueva con precisión una posición de un punto de enfoque del haz en las ubicaciones espaciadas.

[0020] En una forma de realización, la pluralidad de ubicaciones se posiciona en una secuencia lineal dentro de una zona de tratamiento cosmético, en donde las ubicaciones espaciadas están separadas con un espaciado oscilado mediante una oscilación de frecuencia. En una forma de realización, un primer conjunto de ubicaciones se posiciona dentro de una primera zona de tratamiento cosmético y un segundo conjunto de ubicaciones se posiciona dentro de una segunda zona de tratamiento cosmético, en donde la primera zona es diferente de la segunda zona. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido se adapta para aplicar terapia ultrasónica mediante el uso de modulación de amplitud, por medio de lo cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 forma de realización, al menos una porción del transductor ultrasónico se adapta 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 porción del material piezoeléctrico varía con el tiempo. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido comprende material piezoeléctrico y la pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adaptan para crear una pluralidad de correspondientes variaciones de material piezoeléctrico en respuesta a un campo eléctrico aplicado al transductor de

ultrasonido. En una forma de realización, la pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico comprende al menos una de la expansión del material piezoeléctrico y la contracción del material piezoeléctrico. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido se adapta para aplicar terapia ultrasónica a través del desplazamiento de fase, por lo cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 forma de realización, la pluralidad de fases comprende valores de fase discretos. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido se adapta para aplicar terapia ultrasónica mediante el uso de modulación de amplitud, por medio de lo cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 una terapia ultrasónica por medio de la cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 formas de realización, el tratamiento ultrasónico es al menos uno de: un estiramiento facial, un estiramiento de cejas, una elevación del mentón, un tratamiento ocular (por ejemplo, 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, un estiramiento de la piel (por ejemplo, un tratamiento de laxitud abdominal o el tratamiento de laxitud en otras ubicaciones), una reducción de los vasos sanguíneos, un tratamiento en una glándula sudorípara, una eliminación de manchas solares, un tratamiento de grasa y un tratamiento de celulitis. El estiramiento de la piel mediante la reducción de la laxitud de la piel se logra en algunas formas de realización para tratar al sujeto con exceso de piel o piel flácida después de una pérdida de peso, ya sea que la pérdida de peso se produzca de manera natural o se lleve a cabo de manera quirúrgica.

[0021] En diversas formas de realización, un sistema de tratamiento con ultrasonido para su uso en el tratamiento cosmético para la oscilación de múltiples puntos focales simultáneos de un transductor de ultrasonido 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 mediante oscilación, en donde un interruptor controla operativamente una función de tratamiento ultrasónico para proporcionar un tratamiento ultrasónico, y un mecanismo de movimiento está 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 se adapta tanto para la formación de imágenes ultrasónicas como para el tratamiento ultrasónico. El módulo transductor se adapta para acoplarse a la sonda ultrasónica. El módulo transductor incluye un transductor de ultrasonido adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones a una profundidad focal. El módulo transductor se adapta para acoplarse operativamente a al menos uno del interruptor y el mecanismo de movimiento. El módulo de control incluye un procesador y una pantalla para controlar el módulo del transductor.

[0022] En una forma de realización, el módulo transductor se adapta para aplicar terapia ultrasónica mediante el uso de modulación de amplitud, por medio de lo cual una pluralidad de porciones del módulo transductor se adapta 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 forma de realización, el módulo transductor se adapta para aplicar terapia ultrasónica por la cual una pluralidad de porciones del módulo transductor se adapta para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase.

[0023] En diversas formas de realización, un sistema de tratamiento con ultrasonido para hacer oscilar un tratamiento de focos múltiples incluye un módulo que comprende un transductor de ultrasonido. El transductor de ultrasonido se adapta para aplicar simultáneamente terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones espaciadas en el tejido, en donde el módulo modifica un espaciado entre la pluralidad de ubicaciones espaciadas a través de la oscilación de una primera zona focal y una segunda zona focal, de tal manera que la oscilación a través de la modulación de una frecuencia mueva 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 manera desmontable a una varilla manual para proporcionar comunicación electrónica y potencia entre el módulo y la varilla manual.

[0024] En una forma de realización, el transductor de ultrasonido se adapta para aplicar terapia ultrasónica mediante el uso de modulación de amplitud, por medio de lo cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 forma de realización, el transductor de ultrasonido se adapta para aplicar terapia ultrasónica por la cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 forma de realización, el transductor de ultrasonido comprende material piezoeléctrico y la pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adaptan para crear una pluralidad de correspondientes variaciones de material piezoeléctrico en respuesta a un campo eléctrico aplicado al transductor de ultrasonido. En una forma de realización, al menos una porción del transductor ultrasónico se adapta 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 porción del transductor ultrasónico permanece constante a lo largo del tiempo. En una forma de realización, el tratamiento ultrasónico es al menos uno de: un estiramiento facial, un estiramiento de cejas, una elevación del mentón, un tratamiento ocular (por ejemplo, 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, una eliminación de tatuajes, un estiramiento de la piel (por ejemplo, un tratamiento de laxitud abdominal o un estiramiento de la piel en otras áreas del cuerpo y la cara, tal como cualquier exceso de piel o tejido, tal como durante o después de una pérdida de peso, tal como, por ejemplo, el abdomen, glúteos, muslos, brazos y otras áreas), 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 grasa, un rejuvenecimiento vaginal y un tratamiento del acné.

[0025] En diversas formas de realización, un método de oscilación de haces de tratamiento con ultrasonido enfocados simultáneos incluye proporcionar una sonda ultrasónica que comprende un transductor de ultrasonido que comprende un único 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 ultrasonido, y hacer oscilar el espaciado entre las ubicaciones espaciadas de una primera zona focal y una segunda zona focal a través de la modulación de una frecuencia para mover una posición de un punto de enfoque de ultrasonido en las ubicaciones espaciadas.

[0026] En una forma de realización, el método incluye la formación de imágenes de la

primera zona focal con un elemento de formación de imágenes de ultrasonido. En una forma de realización, el método incluye la formación de imágenes de la segunda zona focal con un elemento de formación de imágenes de ultrasonido. En una forma de realización, el espaciado entre la primera zona focal y la segunda zona focal se hace oscilar en un rango de entre 1 - 50%. En una forma de realización, el espaciado entre la primera zona focal y la segunda zona focal es de 1,5 mm por 0,1 mm. En una forma de realización, la modulación de la frecuencia está en un rango de entre 1 - 50%. En una forma de realización, el tratamiento con ultrasonido es al menos uno de: un estiramiento facial, un estiramiento de cejas, una elevación del mentón, un tratamiento ocular (por ejemplo, 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, una eliminación de tatuajes, un estiramiento de la piel (por ejemplo, un tratamiento de la laxitud en la cara y el cuerpo, tal como un tratamiento de laxitud abdominal, un estiramiento de la piel en otras áreas del cuerpo y la cara, tal como cualquier exceso de piel o tejido, tal como durante o después de una pérdida de peso, tal como, por ejemplo, el abdomen, glúteos, muslos, brazos y otras áreas), 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 grasa, un rejuvenecimiento vaginal y un tratamiento del acné.

[0027] En diversas formas de realización, un método de oscilación de un haz de ultrasonido enfocado incluye proporcionar una sonda ultrasónica que comprende un único elemento de transducción y un módulo de control, en donde el único elemento de transducción se adapta para aplicar terapia ultrasónica al tejido en una zona focal a una profundidad focal, en donde el módulo de control se acopla a la sonda ultrasónica para controlar el único elemento de transducción, y hacer oscilar la zona focal a través de la modulación de una frecuencia para alterar un tamaño de la zona focal en el tejido.

[0028] En una forma de realización, la posición relativa de la zona focal se hace oscilar en un rango de entre 1 - 50%. En una forma de realización, una segunda zona focal se emite simultáneamente desde el único elemento de transducción. En una forma de realización, el método incluye la formación de imágenes de la zona focal con un elemento de formación de imágenes de ultrasonido. En una forma de realización, la modulación de la frecuencia está en un rango de entre 1 - 50%.

[0029] En varias de las formas de realización descritas en la presente, el

procedimiento es completamente cosmético y no un acto médico. Por ejemplo, en una forma de realización, los métodos descritos en la presente no necesitan ser llevados a cabo por un médico, sino en un spa u otro instituto de estética. En algunas formas de realización, se puede usar un sistema para el tratamiento cosmético no invasivo de la piel.

[0030] En algunas formas de realización, la terapia de focos múltiples simultáneos utiliza una mezcla de señal multicanal. En varias formas de realización, un sistema de tratamiento utiliza múltiples canales de terapia para habilitar un enfoque y/o dirección electrónicos. Por ejemplo, un sistema de tratamiento que utiliza múltiples canales de terapia para habilitar un enfoque y/o dirección electrónicos permite una oscilación electrónica más rápida para, o bien crear una mayor coagulación térmica mediante la misma cantidad de energía que otros dispositivos de tratamiento, o bien una coagulación térmica igual mediante oscilación electrónica con menos energía que otros dispositivos de tratamiento.

[0031] En diversas formas de realización, un sistema de tratamiento con ultrasonido configurado para generar múltiples puntos de enfoque simultáneos de un transductor de ultrasonido incluye una sonda ultrasónica que comprende un transductor de ultrasonido 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 enfoque geométrico; en donde la sonda ultrasónica tiene un primer enfoque electrónico; y en donde la sonda ultrasónica tiene un segundo enfoque electrónico; un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de ultrasonido, en donde el módulo de control modifica el espaciado entre las ubicaciones espaciadas a través de la oscilación de una primera zona focal y una segunda zona focal, de manera tal que la oscilación a través de una función de excitación mueva una posición de un punto de enfoque de haz en las ubicaciones espaciadas.

[0032] En una forma de realización, la pluralidad de ubicaciones se posiciona en una secuencia lineal dentro de una zona de tratamiento cosmético, en donde las ubicaciones espaciadas están separadas. En una forma de realización, un primer conjunto de ubicaciones se posiciona dentro de una primera zona de tratamiento cosmético y un segundo conjunto de ubicaciones se posiciona dentro de una segunda zona de tratamiento cosmético, en donde la primera zona es diferente de la segunda zona. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido se adapta para aplicar

terapia ultrasónica, por medio de la cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 forma de realización, al menos una porción del transductor ultrasónico se adapta 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 porción del material piezoeléctrico varía con el tiempo. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido comprende material piezoeléctrico y la pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adaptan para crear una pluralidad de correspondientes variaciones de material piezoeléctrico en respuesta a un campo eléctrico aplicado al transductor de ultrasonido. En una forma de realización, la pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico comprende al menos una de la expansión del material piezoeléctrico y la contracción del material piezoeléctrico. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido se adapta para aplicar terapia ultrasónica a través del desplazamiento de fase, por lo cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 forma de realización, la pluralidad de fases comprende valores de fase discretos. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido se adapta para aplicar terapia ultrasónica mediante el uso de modulación de amplitud, por medio de lo cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 una terapia ultrasónica por medio de la cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta para emitir terapia ultrasónica en una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase.

[0033] En diversas formas de realización, el tratamiento ultrasónico es al menos uno de: un estiramiento facial, un estiramiento de cejas, una elevación del mentón, un tratamiento ocular (por ejemplo, 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, un estiramiento de la piel (por ejemplo, un tratamiento de laxitud abdominal, de muslos, glúteos, brazos, cuello o de otro tipo), una reducción de los vasos sanguíneos, un tratamiento de una glándula sudorípara, una eliminación de manchas solares, un tratamiento de grasa y un tratamiento de celulitis.

[0034] En diversas formas de realización, un sistema de tratamiento con ultrasonido para su uso en el tratamiento cosmético para la formación de múltiples zonas focales simultáneas desde un transductor de ultrasonido, en donde 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, en donde un interruptor controla operativamente una función de tratamiento ultrasónico para proporcionar un tratamiento ultrasónico; y un mecanismo de movimiento está 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, en donde el módulo transductor se adapta para formar imágenes ultrasónicas y/o tratamiento ultrasónico, en donde el módulo transductor se adapta para acoplarse a la sonda ultrasónica, en donde el módulo transductor comprende un transductor ultrasónico adaptado para aplicar simultáneamente terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones, en donde el módulo transductor se adapta 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.

[0035] En una forma de realización, el módulo transductor se adapta para aplicar terapia ultrasónica por medio de la cual una pluralidad de porciones del módulo transductor se adapta 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 forma de realización, el módulo transductor se adapta para aplicar terapia ultrasónica por medio de la cual una pluralidad de porciones del módulo transductor se adapta para emitir terapia ultrasónica a una pluralidad de intensidades acústicas. En diversas formas de realización, un sistema de tratamiento con ultrasonido para generar un tratamiento de focos múltiples mediante el uso de mezcla de señal multicanal que incluye un módulo que comprende un transductor de ultrasonido, en donde el transductor de ultrasonido se adapta para aplicar simultáneamente terapia ultrasónica al tejido en una pluralidad de ubicaciones espaciadas en el tejido, en donde el módulo modifica un espaciado entre la pluralidad de ubicaciones espaciadas entre una primera zona focal y una segunda zona focal, de tal manera que la mezcla de señal multicanal mueva 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 manera desmontable a una varilla manual para proporcionar comunicación electrónica y

potencia entre el módulo y la varilla manual. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido se adapta para aplicar terapia ultrasónica, por medio de la cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 forma de realización, el transductor de ultrasonido se adapta para aplicar terapia ultrasónica por la cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 forma de realización, el transductor de ultrasonido comprende material piezoeléctrico y la pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adaptan para crear una pluralidad de correspondientes variaciones de material piezoeléctrico en respuesta a un campo eléctrico aplicado al transductor de ultrasonido. En una forma de realización, al menos una porción del transductor ultrasónico se adapta 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 porción del transductor ultrasónico permanece constante a lo largo del tiempo. En una forma de realización, el tratamiento ultrasónico es al menos uno de: un estiramiento facial, un estiramiento de cejas, una elevación del mentón, un tratamiento ocular (por ejemplo, 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, una eliminación de tatuaje, un estiramiento de la piel (por ejemplo, un tratamiento de laxitud, tratamiento de laxitud del tejido, un tratamiento de laxitud abdominal, y cualquier estiramiento de la piel en otras áreas del cuerpo y la cara, tal como cualquier exceso de piel o tejido, tal como durante o después de una pérdida de peso, tal como, por ejemplo, el abdomen, glúteos, muslos, brazos y otras áreas), 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 grasa, un rejuvenecimiento vaginal y un tratamiento del acné. En diversas formas de realización, un método para generar haces de tratamiento con ultrasonido enfocados simultáneos mediante el uso de mezcla de señal multicanal incluye proporcionar una sonda ultrasónica que comprende un transductor de ultrasonido 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 ultrasonido, y modificar el espaciado entre las ubicaciones espaciadas de una primera zona focal y una segunda zona focal a través de mezcla de señal multicanal para mover una posición de un punto de enfoque de ultrasonido en las ubicaciones espaciadas. En una forma de realización, el método incluye la formación de imágenes de la primera zona focal con un elemento de formación de imágenes por ultrasonido. En una forma de realización, el método incluye la formación de imágenes de la segunda zona focal con un elemento de formación de imágenes por ultrasonido. En una forma de realización, el espaciado entre la primera zona focal y la segunda zona focal varía en un rango de entre 1 - 50%. En una forma de realización, el espaciado entre la primera zona focal y la segunda zona focal es de 1,5 mm y es de 0,1 mm. En una forma de realización, el espaciado entre los enfoques eléctricos varía entre el 10 - 50% de la distancia nominal entre los enfoques eléctricos. En una forma de realización, el tratamiento con ultrasonido es al menos uno de un estiramiento facial, un estiramiento de cejas, una elevación del 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 tatuaje, un estiramiento de la piel (por ejemplo, el estiramiento del tejido en un ser humano o 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 grasa, un rejuvenecimiento vaginal y un tratamiento del acné.

[0036] En diversas formas de realización, un método para generar haces de ultrasonido enfocados simultáneos 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 se adapta para aplicar terapia ultrasónica al tejido en una zona focal en una pluralidad de focos, en donde el módulo de control se acopla a la sonda ultrasónica para controlar la matriz de elementos de transducción, y mover la zona focal.

[0037] En una forma de realización, la posición relativa de la zona focal se mueve en un rango de entre 10 - 50%. En una forma de realización, una segunda zona focal se emite simultáneamente desde el único elemento de transducción. En una forma de realización, el método incluye la formación de imágenes de la zona focal con un elemento de formación de imágenes de ultrasonido. En una forma de realización, el sistema se diseña para funcionar de forma no invasiva para tratar tejidos. En una forma de realización, el método funciona de una manera no invasiva para tratar tejido.

[0038] En diversas formas de realización, se emplea formación de imágenes por ultrasonido para asegurar suficiente acoplamiento acústico durante la administración de un tratamiento de terapia con ultrasonido. En diversas formas de realización, la formación de imágenes por ultrasonido se emplea para evitar el tratamiento en un área no deseada de un cuerpo, tal como un hueso o un implante. El sonido, a diferencia de la luz, necesita un medio para propagarse. En una forma de realización, un sistema de tratamiento con ultrasonido acopla acústicamente energía de ultrasonido del transductor al cuerpo a través de una ventana acústica mediante gel. En esta forma de realización, el gel es el medio que imita las propiedades de impedancia acústica del tejido, por lo que hay una transferencia eficiente de energía del dispositivo al tejido. Desafortunadamente, cualesquiera bolsas de aire entre el transductor y el tejido impiden un acoplamiento adecuado y, por lo tanto, pueden causar una transferencia inadecuada de la energía de terapia con ultrasonido. La formación de imágenes por ultrasonido comprueba este acoplamiento. Un acoplamiento inadecuado puede aparecer como sombras o rayas verticales en las imágenes por ultrasonido o como una imagen completamente oscura. Incluso si hay suficiente acoplamiento, los tejidos u objetos, tales como el hueso o un implante, pueden causar inconvenientes ya que estos objetos pueden tener una impedancia acústica y características de absorción diferentes a las de los tejidos blandos (por ejemplo, la piel, los músculos). Debido a esto, los objetos (tales como un hueso o un implante) entre el dispositivo y el foco deseado de terapia pueden causar una reverberación significativa y el calentamiento de la aparición a una profundidad menor que la prevista. Los objetos (por ejemplo, los huesos, etc.) ligeramente más allá del foco también pueden causar inconvenientes ya que el objeto refleja y absorbe con facilidad el ultrasonido del tejido blando. La energía reflejada puede agregarse inadvertidamente a la energía que ya se encuentra en el foco de terapia, lo que provoca un aumento de temperatura mayor que el previsto. La energía absorbida en el hueso puede causar calentamiento o incomodidad en el hueso.

[0039] En diversas formas de realización, las ventajas de la presente invención incluyen el uso de imagen para evaluar el acoplamiento de un haz de terapia con ultrasonido al tejido previsto para el tratamiento. En diversas formas de realización, la formación de imágenes de mayor resolución es ventajosa para proporcionar más detalle en una imagen del tejido en el tejido diana para el tratamiento, y cerca de este. En diversas formas de realización, la invención mejora las características de seguridad, mejora el rendimiento de la eficacia, proporciona un componente de

seguridad y eficacia para dispositivos de calentamiento generalizado (tal como un tratamiento de banda, una zona de tratamiento focal lineal, una línea focal cilíndrica, un plano y/o un volumen, etc.) para la remodelación del cuerpo, grasa submental, abdomen y/o flancos, brazos, muslos internos, muslos externos, glúteos, laxitud, laxitud abdominal, etc., proporciona una evaluación cualitativa y/o cuantitativa de acoplamiento, proporciona una mezcla de imágenes de alta resolución con las imágenes de acoplamiento, se emplea para evaluar los impedimentos fuera del plano después del enfoque (por ejemplo, huesos, intestinos, implantes) y/o se puede usar para reducir la necesidad de habilidades equivalentes del ecografista.

[0040] En diversas formas de realización, un tratamiento y sistema de formación de imágenes por ultrasonido incluye una sonda ultrasónica que comprende un transductor de terapia con ultrasonido adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de formación de imágenes por ultrasonido adaptado para formar imágenes del tejido, y una ventana acústica, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido comprende una matriz anular de formación de imágenes; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido comprende una pluralidad de canales de transmisión; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido comprende una pluralidad de canales de recepción; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido está configurado para enfocarse en una ubicación próxima al transductor de formación de imágenes por ultrasonido con respecto a una distancia entre el transductor de formación de imágenes por ultrasonido y la ventana acústica; y un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de formación de imágenes por ultrasonido, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido está configurado para analizar más del 40% de la ventana acústica.

[0041] En varias formas de realización, un tratamiento y sistema de formación de imágenes por ultrasonido incluye una sonda ultrasónica que comprende un transductor de terapia con ultrasonido adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de formación de imágenes por ultrasonido adaptado para formar imágenes del tejido, y una ventana acústica, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido comprende una matriz anular de formación de imágenes; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido comprende una pluralidad de canales de transmisión; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido comprende una pluralidad de canales de recepción; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido opera a una frecuencia de

formación de imágenes de entre 8 MHz y 50 MHz, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido está configurado para formar imágenes de tejido a una profundidad de hasta 25 mm (por ejemplo, 5 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm, 15 mm, 20 mm) debajo de la superficie de la piel; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido está configurado para enfocarse en una ubicación detrás del transductor de formación de imágenes por ultrasonido 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 ultrasonido, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido está configurado para analizar más del 10% de la ventana acústica.

[0042] En diversas formas de realización, un tratamiento y sistema de formación de imágenes por ultrasonido incluye una sonda ultrasónica que comprende un transductor de terapia con ultrasonido adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de formación de imágenes por ultrasonido adaptado para formar imágenes del tejido, y una ventana acústica, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido comprende una matriz anular o lineal de formación de imágenes; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido comprende una pluralidad de canales de transmisión; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido comprende una pluralidad de canales de recepción; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido opera a una frecuencia de imagen de entre 8 MHz y 50 MHz, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido está configurado para formar imágenes de tejido a una profundidad de hasta 25 mm debajo de la superficie de la piel; en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido está configurado para enfocarse en una ubicación próxima al transductor de formación de imágenes por ultrasonido con respecto a una distancia entre el transductor de formación de imágenes por ultrasonido y la ventana acústica; y un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de formación de imágenes por ultrasonido, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido está configurado para analizar más del 15% de la ventana acústica.

[0043] En una forma de realización, un ancho del haz de formación de imágenes del transductor de formación de imágenes por ultrasonido es de al menos 20% del tamaño de la sección transversal de un ancho de haz de terapia del transductor de terapia con ultrasonido. En una forma de realización, un ancho del haz de formación de imágenes del transductor de formación de imágenes por ultrasonido es de al menos 30% del

tamaño de la sección transversal de un ancho de haz de terapia del transductor de terapia con ultrasonido. En una forma de realización, un ancho del haz de formación de imágenes del transductor de formación de imágenes por ultrasonido es de al menos 40% del tamaño de la sección transversal de un ancho de haz de terapia del transductor de terapia con ultrasonido. En una forma de realización, un ancho del haz de formación de imágenes del transductor de formación de imágenes por ultrasonido es de al menos 50% del tamaño de la sección transversal de un ancho de haz de terapia del transductor de terapia con ultrasonido. En una forma de realización, un ancho del haz de formación de imágenes del transductor de formación de imágenes por ultrasonido es de al menos 80% del tamaño de la sección transversal de un ancho de haz de terapia del transductor de terapia con ultrasonido.

[0044] En una forma de realización, un acoplamiento de las imágenes del transductor de formación de imágenes por ultrasonido proporciona un indicio del acoplamiento para el tratamiento por parte del transductor de terapia con ultrasonido. En una forma de realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonido está configurado para analizar más del 80% de la ventana acústica. En una forma de realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonido está configurado para analizar más del 90% de la ventana acústica. En una forma de realización, la matriz anular de formación de imágenes se posiciona en el transductor de terapia con ultrasonido.

[0045] En una forma de realización, el módulo de control controla el transductor de formación de imágenes por ultrasonido para formar imágenes de vector. En una forma de realización, el módulo de control controla el transductor de formación de imágenes por ultrasonido para formar imágenes de vector desenfocadas.

[0046] En una forma de realización, el transductor de terapia con ultrasonido está configurado para el tratamiento de tejido en un primer conjunto de ubicaciones que está posicionado en de una primera zona de tratamiento cosmético, y en un segundo conjunto de ubicaciones que está posicionado en de una segunda zona de tratamiento cosmético, en donde la primera zona es diferente de la segunda zona. En una forma de realización, el transductor de terapia con ultrasonido se adapta para aplicar terapia ultrasónica mediante el uso de modulación de amplitud, por medio de la cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 forma de realización, al menos una porción del transductor ultrasónico se adapta 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 porción del material piezoeléctrico varía con el tiempo. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido comprende material piezoeléctrico y la pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adaptan para crear una pluralidad de correspondientes variaciones de material piezoeléctrico en respuesta a un campo eléctrico aplicado al transductor de ultrasonido. En una forma de realización, la pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico comprende al menos una de una expansión del material piezoeléctrico y contracción del material piezoeléctrico. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido se adapta para aplicar terapia ultrasónica a través del desplazamiento de fase, por lo cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 forma de realización, la pluralidad de fases comprende valores de fase discretos. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido se adapta para aplicar terapia ultrasónica mediante el uso de modulación de amplitud, por medio de lo cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 una terapia ultrasónica por medio de la cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta para emitir terapia ultrasónica en una pluralidad de fases de intensidad acústica, en donde una primera fase es diferente de una segunda fase.

[0047] En diversas formas de realización, el tratamiento ultrasónico es al menos uno de un estiramiento facial, un estiramiento de cejas, una elevación del 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 (por ejemplo, un tratamiento de laxitud abdominal), una reducción de los vasos sanguíneos, un tratamiento de una glándula sudorípara, una eliminación de manchas solares, un tratamiento de grasa y un tratamiento de celulitis.

[0048] En diversas formas de realización, un método de confirmación de acoplamiento entre una sonda de ultrasonido y el tejido para el tratamiento incluye proporcionar una sonda ultrasónica que comprende una ventana acústica, un transductor de ultrasonido que comprende un elemento de transducción de terapia con ultrasonido adaptado para aplicar terapia ultrasónica a un tejido, una pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes en una matriz para formar imágenes del tejido, y un módulo de

control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de ultrasonido, y analizar al menos 20% de la ventana acústica con un haz de formación de imágenes de la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes.

[0049] En una forma de realización, la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes analiza al menos 30% de la ventana acústica. En una forma de realización, la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes analiza al menos 40% de la ventana acústica. En una forma de realización, la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes analiza al menos 50% de la ventana acústica.

[0050] En una forma de realización, la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes analiza al menos 60% de la ventana acústica. En una forma de realización, la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes analiza al menos 70% de la ventana acústica. En una forma de realización, el método incluye además formación de imágenes de vector. En una forma de realización, el método incluye además formación de imágenes de vector desenfocadas. En una forma de realización, el método incluye además formar imágenes de una primera zona focal en el tejido con la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes. En una forma de realización, el método incluye además formar imágenes de una segunda zona focal en el tejido con la pluralidad de elementos de transducción de formación de imágenes. En diversas formas de realización, el tratamiento con ultrasonido es al menos uno de un estiramiento facial, un estiramiento de cejas, una elevación del 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 tatuaje, un estiramiento de la piel (por ejemplo, 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 grasa, un rejuvenecimiento vaginal y un tratamiento del acné.

[0051] En varias de las formas de realización descritas en la presente, el procedimiento es completamente cosmético y no un acto médico. Por ejemplo, en una forma de realización, los métodos descritos en la presente no necesitan ser llevados a cabo por un médico, sino en un spa u otro instituto de estética. En algunas formas de realización, se puede usar un sistema para el tratamiento cosmético no invasivo de la piel.

[0052] En varias formas de realización, se proporcionan sistemas y métodos que

mejoran con éxito la formación de imágenes por ultrasonido de tejido en movimiento, tal como cuando un transductor de formación de imágenes está en un mecanismo de movimiento. En diversas formas de realización, se logra una resolución más alta. En diversas formas de realización, se obtiene una mejor calidad de señal de formación de imágenes. En diversas formas de realización, la formación de imágenes por ultrasonido se usa con un tratamiento terapéutico de tejido.

[0053] En diversas formas de realización, un tratamiento y sistema de formación de imágenes por ultrasonido configurados para reducir la desalineación de la formación de imágenes incluyen una sonda ultrasónica que comprende un transductor de terapia con ultrasonido adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de formación de imágenes por ultrasonido adaptado para formar imágenes del tejido y un mecanismo de movimiento para mover el transductor de formación de imágenes por ultrasonido en una primera dirección y una segunda dirección. En una forma de realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonido está unido mecánicamente al mecanismo de movimiento. En una forma de realización, la primera dirección es lineal. En una forma de realización, la segunda dirección es lineal. En una forma de realización, la primera dirección es paralela a la segunda dirección. En una forma de realización, la primera dirección es opuesta a la segunda dirección. En una forma de realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonido forma imágenes con un primer orden de secuencia de zona focal (f_1 , f_2) cuando se mueve en la primera dirección, el transductor de formación de imágenes por ultrasonido forma imágenes con un segundo orden de secuencia de zona focal (f_2 , f_1) cuando se mueve en la segunda dirección, y un registro espacial entre la formación de imágenes de la primera dirección y la formación de imágenes de la segunda dirección se mejora al escalonar una ubicación de activación. En una forma de realización, un módulo de control se acopla a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de formación de imágenes por ultrasonido.

[0054] En diversas formas de realización, un tratamiento y sistema de formación de imágenes por ultrasonido configurados para reducir la desalineación de la formación de imágenes incluyen una sonda ultrasónica que comprende un transductor de terapia con ultrasonido adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de formación de imágenes por ultrasonido adaptado para formar imágenes del tejido y un mecanismo de movimiento para mover el transductor de formación de imágenes por ultrasonido en una primera dirección y una segunda dirección. En una forma de realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonido se une

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 ultrasonido forma imágenes con un primer orden de secuencia de zona focal (f_1, f_2, f_3, f_4) cuando se mueve en la primera dirección, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido forma imágenes con un segundo orden de secuencia de zona focal (f_4, f_3, f_2, f_1) cuando se mueve en la segunda dirección, en donde un registro espacial entre la formación de imágenes de la primera dirección y la formación de imágenes de la segunda dirección se mejora al escalonar una ubicación de activación, en donde el sistema de formación de imágenes emplea una secuencia de dos líneas A consecutivas después de la progresión de (línea 1: f_1, f_2, f_3, f_4 ; línea2: f_4, f_3, f_2, f_1) continuamente; y un módulo de control acoplado a la sonda ultrasónica para controlar el transductor de formación de imágenes por ultrasonido.

[0055] En diversas formas de realización, un tratamiento y sistema de formación de imágenes por ultrasonido configurados para reducir la desalineación de la formación de imágenes incluyen una sonda ultrasónica que comprende un transductor de terapia con ultrasonido adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de formación de imágenes por ultrasonido adaptado para formar imágenes del tejido y un mecanismo de movimiento para mover el transductor de formación de imágenes por ultrasonido en una primera dirección y una segunda dirección, En una forma de realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonido está unido mecánicamente al mecanismo de movimiento. En una forma de realización, la primera dirección es opuesta a la segunda dirección. En una forma de realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonido forma imágenes con un orden de secuencia de zona focal ($f_1, \dots, f_N$), donde $N > 1$ al desplazarse en la primera dirección. En una forma de realización, el transductor de formación de imágenes por ultrasonido forma imágenes con un segundo orden de secuencia de zona focal ($f_N, \dots, f_1$) al desplazarse en la segunda dirección. En una forma de realización, un registro espacial entre la formación de imágenes en la primera dirección y la formación de imágenes en la segunda dirección se mejora al escalonar una ubicación de activación. En una forma de realización, el sistema de formación de imágenes emplea una secuenciación de zona focal dependiente de direccionamiento 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

ultrasonido.

[0056] En una forma de realización, la primera dirección de movimiento del transductor es una cualquiera o más del grupo que consiste en: lineal, rotacional, y curvada. En una forma de realización, la segunda dirección es la trayectoria inversa de la primera dirección. En una forma de realización, la primera dirección de movimiento se produce en múltiples dimensiones y la segunda dirección es la trayectoria inversa de la primera dirección. En una forma de realización, las imágenes del transductor de formación de imágenes por ultrasonido con un primer orden de secuencia de zona focal se especifican como $(f_1, \dots, f_N)$, donde $N > 1$. En una forma de realización, el transductor de terapia con ultrasonido está configurado para el tratamiento de tejido en un primer conjunto de ubicaciones que está posicionado en una primera zona de tratamiento cosmético, y en un segundo conjunto de ubicaciones que está posicionado dentro de una segunda zona de tratamiento cosmético, en donde la primera zona es diferente de la segunda zona. En una forma de realización, el transductor de terapia con ultrasonido se adapta para aplicar terapia ultrasónica mediante el uso de modulación de amplitud, por medio de la cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 forma de realización, al menos una porción del transductor ultrasónico se adapta 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 porción del material piezoeléctrico varía con el tiempo. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido comprende material piezoeléctrico y la pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adaptan para crear una pluralidad de correspondientes variaciones de material piezoeléctrico en respuesta a un campo eléctrico aplicado al transductor de ultrasonido. En una forma de realización, la pluralidad de variaciones de material piezoeléctrico comprende al menos una de una expansión del material piezoeléctrico y una contracción del material piezoeléctrico. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido está adaptado para aplicar terapia ultrasónica mediante desplazamiento de fase, por medio de la cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido está adaptada 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 forma de realización, la pluralidad de fases comprende valores de fase discretos. En una forma de realización, el transductor de ultrasonido se adapta para aplicar terapia ultrasónica mediante el uso

de modulación de amplitud, por medio de la cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 medio de la cual una pluralidad de porciones del transductor de ultrasonido se adapta 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 formas de realización, el tratamiento ultrasónico es al menos uno de: un estiramiento facial, un estiramiento de cejas, una elevación del 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 (por ejemplo, un tratamiento de laxitud), una reducción de los vasos sanguíneos, un tratamiento de una glándula sudorípara, una eliminación de manchas solares, un tratamiento de grasa, un tratamiento de celulitis, un rejuvenecimiento vaginal y un tratamiento del acné.

[0057] En diversas formas de realización, un método para reducir la desalineación de la formación de imágenes en una sonda de ultrasonido en movimiento, que incluye el escalonamiento de 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, en donde la sonda de ultrasonido comprende un transductor de terapia con ultrasonido adaptado para aplicar terapia ultrasónica al tejido, un transductor de formación de imágenes por ultrasonido adaptado para formar imágenes del tejido, y un mecanismo de movimiento para mover el transductor de formación de imágenes por ultrasonido en una primera dirección y una segunda dirección, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido se une mecánicamente al mecanismo de movimiento, en donde la primera dirección es opuesta a la segunda dirección, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido forma imágenes con un orden de secuencia de zona focal ($f_1, \dots, f_N$), con $N > 1$, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido forma imágenes con un primer orden de secuencia de zona focal ($f_1, \dots, f_N$) cuando se mueve en la primera dirección, en donde el transductor de formación de imágenes por ultrasonido forma imágenes con un segundo orden de secuencia de zona focal ($f_N, \dots, f_1$) cuando se mueve en la segunda dirección.

[0058] En una forma de realización, N = cualquiera del grupo que consiste en: 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, y 10. En una forma de realización, N = 4. En diversas formas de realización, el tratamiento con ultrasonido es al menos uno de un estiramiento facial,

un estiramiento de cejas, una elevación del 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 tatuaje, un estiramiento de la piel (por ejemplo, un tratamiento de la 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 grasa, un rejuvenecimiento vaginal y un tratamiento del acné.

[0059] Los métodos resumidos anteriormente y expuestos con mayor detalle más adelante describen ciertas acciones tomadas por un profesional; sin embargo, debe entenderse que también pueden incluir la instrucción de esas acciones por parte de un tercero. Por lo tanto, acciones tales como "hacer oscilar un haz de energía" incluyen "dar instrucciones para la oscilación de un haz de energía".

[0060] En algunas formas de realización, el sistema comprende diversas características que están presentes como características únicas (en lugar de características múltiples). Por ejemplo, en una forma de realización, el sistema incluye un único elemento de transducción que produce dos puntos de enfoque de tratamiento simultáneos que se hacen oscilar. Se proporcionan múltiples características o componentes en formas de realización alternativas. En diversas formas de realización, el sistema comprende, consiste esencialmente en, o consiste en una, dos, tres o más formas de realización de cualesquiera características o componentes descritos en la presente. En algunas formas de realización, una característica o componente no está incluido y puede excluirse negativamente de una reivindicación específica, de manera tal que el sistema carezca de dicha característica o componente.

[0061] Además, las áreas de aplicabilidad serán evidentes a partir de la descripción proporcionada en la presente. Debe entenderse que la descripción y los ejemplos específicos están destinados solamente para fines de ilustración y no tienen por objeto limitar el alcance de las formas de realización descritas en la presente.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

[0062] Los dibujos descritos en la presente son solamente para fines de ilustración y no tienen por objeto limitar el alcance de la presente divulgación de manera alguna. Las formas de realización de la presente invención se entenderán más completamente a partir de la descripción detallada y los dibujos adjuntos, en donde:

[0063] La Figura 1A es una ilustración esquemática de un sistema de ultrasonido de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0064] La Figura 1B es una ilustración esquemática de un sistema de ultrasonido de

acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0065] La Figura 1C es una ilustración esquemática de un sistema de ultrasonido de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0066] La Figura 2 es una ilustración esquemática de un sistema de ultrasonido acoplado a una región de interés de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0067] La Figura 3 es una ilustración esquemática de una porción de un transductor de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0068] La Figura 4 es una vista lateral en corte parcial de un sistema de ultrasonido de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0069] La Figura 5 es una tabla que ilustra la separación de focos para aperturas con diferentes frecuencias espaciales de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0070] La Figura 6 es un gráfico que ilustra la separación de focos para aperturas con diferentes frecuencias espaciales de apertura de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0071] La Figura 7 es un gráfico que ilustra la separación de focos para aperturas con diferentes frecuencias espaciales de apertura de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0072] La Figura 8 es una representación esquemática de apertura polarizada con una frecuencia espacial que puede modificarse mediante la excitación de canales de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0073] La Figura 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 de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0074] La Figura 10 es una representación esquemática de una forma de realización de un transductor de matriz con un transductor de formación de imágenes.

[0075] La Figura 11 es una representación esquemática de una forma de realización del transductor de matriz de la Figura 10 con un foco mecánico, un primer foco electrónico y un segundo foco eléctrico.

[0076] La Figura 12 es una representación esquemática de una forma de realización de un mapa de intensidad de un tratamiento con dos focos a 15 mm y 17 mm.

[0077] La Figura 13 es una representación esquemática de una forma de realización de un mapa de intensidad de un tratamiento con dos focos a 15 mm y 19 mm.

[0078] La Figura 14 es una representación esquemática de la sección transversal de la diferencia entre el tamaño de un haz de terapia con ultrasonido en comparación con un haz de formación de imágenes por ultrasonido de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0079] La Figura 15 es una representación esquemática de una matriz lineal de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0080] La Figura 16 es una representación esquemática de una matriz lineal de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0081] La Figura 17 es una representación esquemática de una matriz anular en comparación con una matriz lineal de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0082] La Figura 18 es una representación esquemática de una matriz anular con un foco virtual detrás de la matriz de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0083] La Figura 19 es una representación esquemática de una matriz anular con un foco virtual entre la matriz y la ventana acústica de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0084] La Figura 20 es una representación esquemática de la progresión en el tiempo de los vectores de transmisión-recepción para la formación de imágenes en modo B ordinario de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0085] La Figura 21 es una representación esquemática de un enfoque de formación intercalada de imágenes de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0086] La Figura 22 es una representación esquemática de un enfoque de formación de imágenes con métodos de apertura de transmisión y recepción sintética de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0087] La Figura 23 es una representación esquemática de un sistema de ultrasonido de diagnóstico por imágenes de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0088] La Figura 24 es una representación esquemática de una formación bidireccional de imágenes en la misma ubicación lateral de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0089] La Figura 25 es una representación esquemática de la secuenciación de zonas focales dependiente de direccionamiento de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0090] La Figura 26 es una representación esquemática de la secuenciación de zonas focales dependiente de direccionamiento con diferentes ubicaciones de activación de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0091] La Figura 27 es una representación esquemática de la secuenciación de zonas focales dependiente de direccionamiento con alternancia entre (f1-f2-f3-f4) y (f4-f3-f2-f1) en líneas A consecutivas de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0092] La Figura 28 es una vista esquemática de un transductor según se ve desde un lado convexo, una sección transversal de vista lateral y un lado cóncavo de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0093] La Figura 29 es una vista esquemática de un transductor según se ve desde un lado convexo, una sección transversal de vista lateral y un lado cóncavo de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0094] La Figura 30 es una vista esquemática de un transductor según se ve desde un lado convexo, una sección transversal de vista lateral y un lado cóncavo de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0095] La Figura 31 es una vista esquemática de un transductor según se ve desde un lado convexo, una sección transversal de vista lateral y un lado cóncavo de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0096] La Figura 32 es una vista esquemática de un transductor según se ve desde un lado convexo, una sección transversal de vista lateral y un lado cóncavo de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

[0097] La Figura 33 es una vista esquemática de un transductor según se ve desde un lado convexo, una sección transversal de vista lateral y un lado cóncavo de acuerdo con diversas formas de realización de la presente invención.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

[0098] La siguiente descripción expone ejemplos de formas de realización, y no tiene por objeto limitar la presente invención o sus enseñanzas, aplicaciones o usos. Debe entenderse que a lo largo de los dibujos, los números de referencia correspondientes indican partes y características similares o correspondientes. Se pretende que la descripción de los ejemplos específicos indicados en diversas formas de realización de la presente invención tenga solo fines ilustrativos y no se pretende que tenga por objeto limitar el alcance de la invención descrita en la presente. Además, la recitación de múltiples formas de realización que tienen características mencionadas no tiene por objeto excluir otras formas de realización que tienen características adicionales u otras

formas de realización que incorporan diferentes combinaciones de las características mencionadas. Además, las características en una forma de realización (tal como en una figura) pueden combinarse con descripciones (y figuras) de otras formas de realización.

[0099] En diversas formas de realización, los sistemas y métodos para el tratamiento con ultrasonido de tejido están adaptados y/o configurados para proporcionar un tratamiento cosmético. En algunas formas de realización, se proporcionan en varias formas de realización dispositivos y métodos para dirigir la terapia con ultrasonido a un solo punto de enfoque o múltiples puntos de enfoque simultáneos, mediante el empleo de formación de imágenes por ultrasonido 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 algunas formas de realización, se proporcionan en varias formas de realización dispositivos y métodos de uso de formación de imágenes por ultrasonido para confirmar un acoplamiento acústico suficiente a un área de tratamiento para mejorar el rendimiento y seguridad al dirigir la terapia con ultrasonido a un solo punto de enfoque o múltiples puntos de enfoque simultáneos en procedimientos cosméticos y/o médicos. En algunas formas de realización, los dispositivos y métodos de formación mejorada de imágenes por ultrasonido proporcionan una mejor correlación entre el movimiento en una primera y segunda dirección cuando se forman imágenes. Las formas de realización de la invención proporcionan una mejor correlación de formación de imágenes entre una primera dirección de movimiento y una segunda dirección de movimiento (por ejemplo, una mejor correlación entre imágenes formadas de movimiento hacia la izquierda y de movimiento hacia la derecha). Los dispositivos y métodos de una formación mejorada de imágenes por ultrasonido mejoran más rápidamente la formación de imágenes en modo B de efecto (por ejemplo, 1,5x, 2x, 3x, 5x veces la velocidad de escaneo). En diversas formas de realización, el tejido debajo o incluso en la superficie de la piel, tal como la epidermis, dermis, fascia, músculos, grasa y el sistema muscular aponeurótico superficial ("SMAS"), se trata de manera no invasiva con energía de ultrasonido. La energía de ultrasonido puede enfocarse en uno o más puntos y/o zonas de tratamiento, puede estar fuera de foco y/o desenfocada, y puede aplicarse a una región de interés que contenga al menos uno de epidermis, dermis, hipodermis, fascia, músculos, grasa, celulitis y SMAS para lograr un efecto cosmético y/o terapéutico. En diversas formas de realización, los sistemas y/o métodos proporcionan un tratamiento

dermatológico no invasivo en el tejido mediante tratamiento térmico, coagulación, ablación y/o estiramiento. En varias formas de realización descritas en la presente, se utiliza ultrasonido no invasivo para lograr uno o más de los siguientes efectos: un estiramiento facial, un estiramiento de cejas, una elevación del mentón, un tratamiento ocular (por ejemplo, bolsas malares, tratamiento de la laxitud infraorbitaria), una reducción de arrugas, reducción de grasa (por ejemplo, un tratamiento de tejido adiposo y/o celulitis), tratamiento de la celulitis (por ejemplo, lipodistrofia ginecoide femenina de tipo de hoyuelo o no hoyuelo), mejora del escote (por ejemplo, parte superior del pecho), un levantamiento de glúteos (por ejemplo, estiramiento de los glúteos), un tratamiento de la laxitud de la piel (por ejemplo, un tratamiento de tejido para un estiramiento o un tratamiento de laxidad abdominal), una reducción de cicatrices, un tratamiento de quemaduras, una eliminación de tatuaje, 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 del acné, y una eliminación de granos. En una forma de realización, se logra la reducción de grasa. En diversas formas de realización, la reducción o mejora de la celulitis (por ejemplo, la lipodistrofia ginecoide femenina de tipo de hoyuelo o no hoyuelo) de una o más características (tales como hoyuelos, nodularidad, la apariencia de "cáscara de naranja", etc.) se logra en alrededor de un 10-20%, 20-40%, 40-60%, 60-80% o superior (así como los rangos superpuestos entre estos) en comparación con, por ejemplo, tejido sin tratar. En una forma de realización, se trata el escote. En algunas formas de realización, se logran dos, tres o más efectos beneficiosos durante la misma sesión de tratamiento, y pueden lograrse simultáneamente.

[0100] Diversas formas de realización de la presente invención se refieren a dispositivos o métodos para controlar el suministro de energía al tejido. En diversas formas de realización, diversas formas de energía pueden incluir las formas de energía acústica, de ultrasonido, de luz, de láser, de radiofrecuencia (RF), de microondas, electromagnética, de radiación, térmica, criogénica, de haz de electrones, a base de fotones, magnética, de resonancia magnética y/u otras. Diversas formas de realización de la presente invención se refieren a dispositivos o métodos para dividir un haz de energía ultrasónica en múltiples haces. En diversas formas de realización, pueden usarse dispositivos o métodos para alterar el suministro de energía acústica de ultrasonido en cualquier procedimiento tal como, entre otros, ultrasonido terapéutico, ultrasonido de diagnóstico, soldadura ultrasónica, cualquier aplicación que implique el acoplamiento de ondas mecánicas a un objeto, y otros procedimientos. Generalmente,

con el ultrasonido terapéutico, se logra un efecto tisular a través de la concentración de la energía acústica mediante el uso de técnicas de enfoque desde la apertura. En algunos casos, el ultrasonido enfocado de alta intensidad (HIFU) se usa para propósitos terapéuticos de esta manera. En una forma de realización, un efecto tisular creado por la aplicación de ultrasonido terapéutico a una profundidad particular puede denominarse creación de un punto de coagulación térmica (TCP). En algunas formas de realización, una zona puede incluir un punto. En algunas formas de realización, una zona es una línea, un plano o una forma 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 de tejido puede producirse de manera no invasiva o remota. En algunas formas de realización, un tratamiento con ultrasonido no incluye cavitación y/u ondas de choque. En algunas formas de realización, un tratamiento con ultrasonido incluye cavitación y/u ondas de choque.

[0101] En una forma de realización, los TCP se pueden crear en una zona o secuencia lineal o sustancialmente lineal, curvada o sustancialmente curvada, en donde cada TCP individual está separado de los TCP vecinos por un espaciado de tratamiento. En una forma de realización, pueden crearse múltiples secuencias de TCP en una región de tratamiento. Por ejemplo, los TCP pueden formarse a lo largo de una primera secuencia y una segunda secuencia separadas de la primera secuencia por una distancia de tratamiento. Si bien el tratamiento con ultrasonido terapéutico puede administrarse a través de 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 molestia experimentado por un paciente. El tiempo de terapia se puede reducir mediante la formación de múltiples TCP simultáneamente, casi simultáneamente o secuencialmente. En algunas formas de realización, el tiempo de tratamiento puede reducirse 10%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%, 50%, 55%, 60%, 65%, 70%, 75%, 80% o más mediante la creación de múltiples TCP.

[0102] Diversas formas de realización de la presente invención abordan desafíos potenciales planteados por la administración de la terapia con ultrasonido. En diversas formas de realización, 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 diana. En diversas formas de realización, el tejido diana es, entre otros, cualquiera de piel, párpados, pestañas, cejas, carúncula lagrimal, patas de gallo, arrugas, ojos, nariz, boca (por ejemplo, el pliegue nasolabial, arrugas periorales),

lengua, dientes, encías, oídos, cerebro, corazón, pulmones, costillas, abdomen (por ejemplo, para la laxitud abdominal), estómago, hígado, riñones, útero, mama, vagina, próstata, testículos, glándulas, glándulas tiroides, órganos internos, pelo, músculos, huesos, ligamentos, cartílago, grasa, lóbulos de grasa, tejido adiposo, tejido subcutáneo, tejido implantado, un órgano implantado, linfoide, un tumor, un quiste, un absceso o una porción de un nervio, o cualquier combinación de estos.

[0103] Diversas formas de realización de dispositivos de tratamiento y/o formación de imágenes por ultrasonido se describen en la solicitud estadounidense N.º 12/996.616, que se publicó como la publicación estadounidense 2011-0112405 A1 el 12 de mayo de 2011, que es una fase nacional estadounidense en virtud de 35 U.S.C. § 371 de la solicitud internacional N.º PCT/US2009/046475 presentada el 5 de junio de 2009 y publicada en idioma inglés el 10 de diciembre de 2009, que reivindica el beneficio de prioridad de la provisional estadounidense N.º 61/059.477 presentada el 6 de junio de 2008, cada una de las cuales se incorpora en su totalidad por referencia en la presente. Se describen diversas formas de realización de dispositivos de tratamiento y/o formación de imágenes por ultrasonido en la solicitud estadounidense N.º 14/193.234, que se publicó como la publicación estadounidense N.º 2014/0257145 el 11 de septiembre de 2014, que se incorpora en su totalidad por referencia en la presente. Se describen diversas formas de realización de dispositivos de tratamiento y/o formación de imágenes por ultrasonido en la solicitud internacional PCT/US15/25581, que se publicó como WO 2015/160708 el 22 de octubre de 2015, con una solicitud estadounidense de fase nacional N.º 15/302.1.436, que se publicó como publicación estadounidense N.º 2017/0028227 el 2 de febrero de 2017, cada una de las cuales se incorpora en su totalidad por referencia en la presente.

Descripción general del sistema

[0104] En referencia a la ilustración de las Figuras. 1A, 1B y 1C, diversas formas de realización de un sistema de ultrasonido 20 incluyen una varilla manual (por ejemplo, una pieza de mano) 100, un módulo (por ejemplo, un módulo transductor, un cartucho, una sonda) 200 y un controlador (por ejemplo, una consola) 300. En algunas formas de realización, una consola 300 comprende un sistema de comunicación (por ejemplo, wifi, Bluetooth, módem, etc. para comunicarse con un tercero, un fabricante, un proveedor, un proveedor de servicios, la Internet y/o una nube). En algunas formas de realización, un carro 301 proporciona la movilidad y/o posición del sistema 20, y puede incluir ruedas, superficies para escribir o colocar componentes, y/o compartimentos 302 (por ejemplo, cajones, contenedores, estantes, etc.) para, por ejemplo, almacenar

u organizar componentes. En algunas formas de realización, el carro tiene una fuente de alimentación, tal como una conexión de alimentación a una batería y/o uno o más cables para conectar la alimentación, comunicaciones (por ejemplo, Ethernet) al sistema 20. En algunas formas de realización, el sistema 20 comprende un carro 301. En algunas formas de realización, el sistema 20 no comprende un carro 301. La varilla manual 100 puede acoplarse al controlador 300 mediante una interfaz 130, que puede ser una interfaz cableada o inalámbrica. La interfaz 130 puede acoplarse a la varilla manual 100 mediante un conector 145. El extremo distal de la interfaz 130 puede conectarse a un conector del controlador en un circuito 345 (no se muestra). En una forma de realización, la interfaz 130 puede transmitir potencia controlable desde el controlador 300 a la varilla manual 100. En una forma de realización, el sistema 20 tiene múltiples canales de formación de imágenes (por ejemplo, 8 canales) para una visualización en HD ultra claro (alta definición) de estructuras subcutáneas para mejorar la formación de imágenes. En una forma de realización, el sistema 20 tiene múltiples canales de terapia (por ejemplo, 8 canales) y un motor de accionamiento lineal de precisión que duplica la precisión del tratamiento a la vez que aumenta la velocidad (por ejemplo, en 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.

[0105] En diversas formas de realización, 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 de ultrasonido 20. En diversas formas de realización, 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 interactivas 310, que pueden incluir un monitor de pantalla táctil y una interfaz gráfica de usuario (GUI) que le permite al usuario interactuar con el sistema de ultrasonido 20. En una forma de realización, una segunda pantalla móvil y más pequeña le permite al usuario posicionar y ver con mayor facilidad la pantalla de tratamiento. En una forma de realización, una segunda pantalla le permite al usuario del sistema ver una pantalla de tratamiento (por ejemplo, en una pared, en un dispositivo móvil, pantalla grande, pantalla remota). En una forma de realización, la pantalla gráfica 310 incluye una interfaz de pantalla táctil 315 (no se muestra). En diversas formas de realización, la pantalla 310 establece y muestra las condiciones de operación, que incluyen el estado de activación del equipo, los parámetros de

tratamiento, los mensajes e indicaciones del sistema y las imágenes de ultrasonido. En diversas formas de realización, 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 la exploración electrónica y/o mecánica y/o la multiplexación de transductores y/o la multiplexación de módulos transductores, un sistema para el suministro de alimentación, sistemas de supervisión, sistemas para detectar la posición espacial de la sonda y/o transductores y/o multiplexación de módulos transductores, y/o sistemas para manejar la entrada del usuario y registrar los resultados del tratamiento, entre otros. En diversas formas de realización, el controlador 300 puede incluir un procesador de sistema y diversas lógicas de control analógicas y/o digitales, tal como uno o más de microcontroladores, microprocesadores, redes de puertas programables, placas de computadora y componentes asociados, que incluyen firmware y software de control, que pueden ser capaces de interactuar con los controles de usuario y circuitos de interfaz, así como con circuitos de entrada/salida y los sistemas para comunicaciones, pantallas, interfaces, 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 toda la inicialización, sincronización, ajuste de nivel, supervisión, supervisión de seguridad y todas las demás funciones del sistema de ultrasonido para lograr los objetivos de tratamiento definidos por el usuario. Además, el controlador 300 puede incluir diversos módulos de entrada/salida, tales como interruptores, botones, etc., que también pueden adaptarse y/o configurarse adecuadamente para controlar el funcionamiento del sistema de ultrasonido 20.

[0106] En una forma de realización, la varilla manual 100 incluye uno o más controladores o interruptores activados mediante los dedos, tales como el 150 y el 160. En diversas formas de realización, uno o más controladores de tratamiento térmico 160 (por ejemplo, un interruptor, botón) activan y/o detienen el tratamiento. En diversas formas de realización, uno o más controladores de formación de imágenes 150 (por ejemplo, un interruptor, botón) activan y/o detienen la formación de imágenes. En una forma de realización, la varilla manual 100 puede incluir un módulo extraíble 200. En otras formas de realización, el módulo 200 puede ser no extraíble. En diversas formas de realización, el módulo 200 puede acoplarse mecánicamente a la varilla manual 100 mediante el uso de un pestillo o acoplador 140. En diversas formas de realización, se pueden usar una guía de interfaz 235 o múltiples 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 de ultrasonido 280. En algunas formas de realización, un transductor de ultrasonido 280 incluye uno o más elementos de ultrasonido. El módulo 200 puede incluir uno o más elementos de ultrasonido. La varilla manual 100 puede incluir módulos de solo formación de imágenes, módulos de solo tratamiento, módulos de formación de imágenes y tratamiento, y similares. En diversas formas de realización, el transductor de ultrasonido 280 se puede mover en una o más direcciones 290 dentro del módulo 200. El transductor 280 se conecta a un mecanismo de movimiento 400. En diversas formas de realización, el mecanismo de movimiento comprende cero, uno o más cojinetes, ejes, varas, tornillos, tornillos de avance 401, codificadores 402 (por ejemplo, un codificador óptico para medir la posición del transductor 280), motores 403 (por ejemplo, un motor paso a paso) para ayudar a garantizar un movimiento preciso y repetible del transductor 280 dentro del módulo 200. En diversas formas de realización, el módulo 200 puede incluir un transductor 280 que puede emitir energía a través de un miembro acústicamente transparente 230. En una forma de realización, el módulo de control 300 puede acoplarse a la varilla manual 100 a través de la interfaz 130, y la interfaz gráfica de usuario 310 puede adaptarse y/o configurarse para controlar el módulo 200. En una forma de realización, el módulo de control 300 puede proporcionar energía a la varilla manual 100. En una forma de realización, la varilla manual 100 puede incluir una fuente de alimentación. En una forma de realización, el interruptor 150 puede adaptarse y/o configurarse para controlar una función de formación de imágenes de tejido y el conmutador 160 puede adaptarse y/o configurarse para controlar una función de tratamiento de tejido. En diversas formas de realización, el módulo 200 proporciona el suministro de energía emitida 50 a una profundidad focal, distribución, sincronización y nivel de energía adecuados a través de un funcionamiento controlado por el sistema de control 300 del transductor 280 para lograr el efecto terapéutico deseado con una zona de coagulación térmica 550.

[0107] En una forma de realización, el módulo 200 puede acoplarse a la varilla manual 100. El módulo 200 puede emitir y recibir energía, tal como energía ultrasónica. El módulo 200 puede acoplarse electrónicamente a la varilla manual 100 y dicho acoplamiento puede incluir una interfaz que esté en comunicación con el controlador 300. En una forma de realización, la guía de interfaz 235 puede adaptarse y/o configurarse para proporcionar comunicación electrónica entre el módulo 200 y la varilla manual 100. El módulo 200 puede comprender diversas configuraciones de sonda y/o transductor. Por ejemplo, el módulo 200 puede adaptarse y/o configurarse

para un transductor combinado de formación de imágenes/terapia de modo dual, transductores de formación de imágenes/terapia acoplados o alojados conjuntamente, sondas de terapia y formación de imágenes separadas y similares. En una forma de realización, cuando el módulo 200 se inserta en la varilla manual 100 o se conecta esta, el controlador 300 lo detecta automáticamente y actualiza la pantalla gráfica interactiva 310.

[0108] En algunas formas de realización, una llave de acceso 320 (por ejemplo, una unidad USB segura, llave) se conecta de manera extraíble a un sistema 20 para permitir que el sistema 20 funcione. En diversas formas de realización, la llave de acceso se programa para que sea específica del cliente, y cumple múltiples funciones, que incluyen la seguridad del sistema, el acceso específico del país/región a las pautas y la funcionalidad del tratamiento, actualizaciones de software, transferencias de registros de soporte y/o transferencia y/o almacenamiento de crédito. En diversas formas de realización, el sistema 20 tiene conectividad a internet y/o datos. En una forma de realización, la conectividad proporciona un método mediante el cual los datos se transfieren entre el proveedor del sistema 20 y el cliente. En diversas formas de realización, los datos incluyen créditos, actualizaciones de software y registros de soporte. La conectividad se divide en diferentes formas de realización modelo, en función de la manera en la que la consola de un usuario se conecta a internet. En una forma de realización, la conectividad de 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 llevan a cabo al enviar llaves de acceso (por ejemplo, unidades USB) al cliente. En una forma de realización, la conectividad de 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 llevan a cabo mediante el uso de la computadora personal, el teléfono inteligente u otro dispositivo informático del cliente junto con la llave de acceso al sistema para transferir datos. En una forma de realización, la conectividad de modelo totalmente conectado comprende una consola que está conectada de manera inalámbrica a internet mediante el uso de wifi, módem celular, 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 diversas formas de realización, el sistema 20 se conecta a un portal en línea, para una gestión de inventario optimizada, compras de tratamiento a pedido y perspectivas de análisis

de negocios para llevar el negocio de tratamiento estético del cliente al siguiente nivel.

[0109] En diversas formas de realización, el tejido debajo o incluso en la superficie de la piel, tal como la epidermis, dermis, hipodermis, fascia, y el sistema muscular aponeurótico superficial ("SMAS») y/o los músculos, se tratan de manera no invasiva con energía de ultrasonido. El tejido también puede incluir vasos sanguíneos y/o nervios. La energía de ultrasonido puede enfocarse, ponerse fuera de foco o desenfocarse y aplicarse a una región de interés que contenga al menos uno de epidermis, dermis, hipodermis, fascia y SMAS para lograr un efecto terapéutico. La Figura 2 es una ilustración esquemática del sistema de ultrasonido 20 acoplado a una región de interés 10. En diversas formas de realización, las capas de tejido de la región de interés 10 pueden estar en cualquier parte del cuerpo de un sujeto. En una forma de realización, las capas de tejido están en la región de la cabeza y la cara del sujeto. La porción de la sección transversal del tejido de la región de interés 10 incluye una superficie de la piel 501, una capa epidérmica 502, una capa dérmica 503, una capa de grasa 505, un sistema muscular aponeurótico superficial 507 (de aquí en adelante "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 Figura 2 una zona de tratamiento 525 que está debajo de la superficie 501. En una forma de realización, la superficie 501 puede ser una superficie de la piel de un sujeto 500. Si bien una forma de realización dirigida a la terapia en una capa de tejido se puede usar en la presente como ejemplo, el sistema se puede aplicar a cualquier tejido del cuerpo. En diversas formas de realización, el sistema y/o los métodos se pueden usar en tejidos (que incluyen, entre otros, uno o una combinación de músculos, fascia, SMAS, dermis, epidermis, grasa, células adiposas, celulitis, que puede denominarse lipodistrofia ginecoide, (por ejemplo, lipodistrofia ginecoide femenina de tipo no hoyuelo), colágeno, piel, vasos sanguíneos, de la cara, cuello, cabeza, brazos, piernas o cualquier otra ubicación sobre o en el cuerpo (incluidas las cavidades corporales). En diversas formas de realización, la reducción de la celulitis (por ejemplo, la lipodistrofia ginecoide femenina de tipo no hoyuelo) se logra en una cantidad de 2%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 40%, 50%, 75%, 80%, 90%, 95%, y cualquier rango entre estos.

[0110] Con referencia a la ilustración de la Figura 2, una forma de realización del sistema de ultrasonido 20 incluye la varilla manual 100, el módulo 200 y el controlador 300. En una forma de realización, el módulo 200 incluye un transductor 280. La Figura

3 ilustra una forma de realización de un sistema de ultrasonido 20 con un transductor 280 adaptado y/o configurado para tratar tejido a una profundidad focal 278. En una forma de realización, la profundidad focal 278 es una distancia entre el transductor 280 y el tejido diana para el tratamiento. En una forma de realización, se fija una profundidad focal 278 para un transductor 280 dado. En una forma de realización, una profundidad focal 278 es variable para un transductor 280 dado. En una forma de realización, se configura un transductor 280 para el tratamiento simultáneo a múltiples profundidades debajo de la superficie de la piel (por ejemplo, 1,5 mm, 3,0 mm, 4,5 mm u otras profundidades).

[0111] En referencia a la ilustración de la Figura 4, el módulo 200 puede incluir un transductor 280 que puede emitir energía a través de un miembro acústicamente transparente 230. En diversas formas de realización, una profundidad puede referirse a la profundidad focal 278. En una forma de realización, el transductor 280 puede tener una distancia de desplazamiento 270, que es la distancia entre el transductor 280 y una superficie del miembro acústicamente transparente 230. En una forma de realización, la profundidad focal 278 de un transductor 280 es una distancia fija desde el transductor. En una forma de realización, un transductor 280 puede tener una distancia de desplazamiento fija 270 desde el transductor al miembro acústicamente transparente 230. En una forma de realización, un miembro acústicamente transparente 230 está adaptado y/o configurado en una posición en el módulo 200 o el sistema de ultrasonido 20 para hacer contacto con la superficie de la piel 501. En diversas formas de realización, la profundidad focal 278 excede la distancia de desplazamiento 270 en una cantidad para corresponder al tratamiento en un área diana ubicada a una profundidad de tejido 279 debajo de una superficie de la piel 501. En diversas formas de realización, cuando el sistema de ultrasonido 20 se coloca en contacto físico con la superficie de la piel 501, la profundidad de tejido 279 es una distancia entre el miembro acústicamente transparente 230 y el área diana, medida como la distancia desde la porción de la superficie de la varilla manual 100 o del módulo 200 que está en contacto con la piel (con o sin un gel, medio de acoplamiento acústico, etc.) y la profundidad en el tejido desde ese punto de contacto de la superficie de la piel hasta el área diana. En una forma de realización, la profundidad focal 278 puede corresponder a la suma de una distancia de desplazamiento 270 (según lo medido hasta la superficie del miembro acústicamente transparente 230 en contacto con un medio de acoplamiento y/o piel 501) además de una profundidad de tejido 279 debajo de la superficie de la piel 501 a la región diana. En diversas formas

de realización, el miembro acústicamente transparente 230 no se usa.

[0112] Los componentes de acoplamiento pueden comprender diversas sustancias, materiales, y/o dispositivos para facilitar el acoplamiento del transductor 280 o módulo 200 para 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 energía y señales de ultrasonido. Se puede utilizar un sistema de acoplamiento acústico con posibles conexiones, tales como colectores, para acoplar el sonido a la región de interés y proporcionar un enfoque de lente líquido o lleno de líquido. El sistema de acoplamiento puede facilitar dicho acoplamiento mediante el uso de uno o más medios de acoplamiento, que incluyen aire, gases, agua, líquidos, fluidos, geles, sólidos, no geles y/o cualquier combinación de estos, o cualquier otro medio que permita que se transmitan señales entre el transductor 280 y una región de interés. En una forma de realización, se proporcionan uno o más medios de acoplamiento dentro de un transductor. En una forma de realización, un módulo 200 lleno de fluido contiene uno o más medios de acoplamiento dentro de una carcasa. En una forma de 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 porción seca de un dispositivo ultrasónico. En diversas formas de realización, se utiliza un medio de acoplamiento para transmitir energía de ultrasonido entre uno o más dispositivos y tejido con una eficiencia de transmisión de 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.

[0113] En diversas formas de realización, el transductor 280 puede formar imágenes de una región de interés y tratarla en cualesquiera profundidades adecuadas de tejido 279. En una forma de realización, el módulo transductor 280 puede proporcionar una potencia acústica en un rango de alrededor de 1 W o menos, entre alrededor de 1 W y alrededor de 100 W, y más de alrededor de 100 W, por ejemplo, 200 W, 300 W, 400 W, 500 W. En una forma de realización, el módulo transductor 280 puede proporcionar una potencia acústica a una frecuencia de alrededor de 1 MHz o menos, entre alrededor de 1 MHz y alrededor de 10 MHz (por ejemplo, 3 MHz, 4 MHz, 4,5 MHz, 7 MHz, 10 MHz), y más de alrededor de 10 MHz. En una forma de realización, el módulo 200 tiene una profundidad focal 278 para un tratamiento a una profundidad de tejido 279 de alrededor de 4,5 mm por debajo de la superficie de la piel 501. En una forma de realización, el módulo 200 tiene una profundidad focal 278 para un tratamiento a una profundidad de tejido 279 de alrededor de 3 mm por debajo de la superficie de la

piel 501. En una forma de realización, el módulo 200 tiene una profundidad focal 278 para un tratamiento a una profundidad de tejido 279 de alrededor de 1,5 mm por debajo de la superficie de la piel 501. Algunas formas de realización no limitativas de los transductores 280 o módulos 200 pueden adaptarse y/o configurarse para suministrar 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 4,5 mm, más de 6 mm, etc., y en cualquier valor en los rangos de 0-3 mm, 0-4,5 mm, 0-6 mm, 0-25 mm, 0-100 mm, etc. y cualquier profundidad entre estos. En una forma de realización, el sistema de ultrasonido 20 está provisto de dos o más módulos transductores 280. Por ejemplo, un primer módulo transductor puede aplicar el tratamiento a una primera profundidad del tejido (por ejemplo, alrededor de 4,5 mm) y un segundo módulo transductor puede aplicar el tratamiento a una segunda profundidad del tejido (por ejemplo, de alrededor de 3 mm), y un tercer módulo transductor puede aplicar el tratamiento a una tercera profundidad de tejido (por ejemplo, de alrededor de 1,5-2 mm). En una forma de realización, al menos algunos o todos los módulos transductores pueden adaptarse y/o configurarse para aplicar el tratamiento a sustancialmente las mismas profundidades.

[0114] En diversas formas de realización, cambiar el número de ubicaciones de punto de enfoque (por ejemplo, tal como con una profundidad de tejido 279) para un procedimiento ultrasónico puede ser ventajoso porque permite el tratamiento de un paciente a distintas profundidades de tejido incluso si la profundidad focal 278 de un transductor 270 es fija. Esto puede proporcionar resultados sinérgicos y maximizar los resultados clínicos de una sola sesión de tratamiento. Por ejemplo, el tratamiento a múltiples profundidades debajo de una sola región superficial permite un mayor volumen general de tratamiento de tejido, lo que da lugar a una formación y un ajuste de colágeno mejorados. Además, el tratamiento a diferentes profundidades afecta a diferentes tipos de tejido, lo que de este modo produce diferentes efectos clínicos que, en conjunto, proporcionan un resultado cosmético general mejorado. Por ejemplo, el tratamiento superficial puede reducir la visibilidad de las arrugas y un tratamiento más profundo puede inducir la formación de un mayor crecimiento de colágeno. Del mismo modo, el tratamiento en diversas ubicaciones a la misma o diferente profundidad puede mejorar un tratamiento.

[0115] Si bien el tratamiento de un sujeto en diferentes ubicaciones en una sesión puede ser ventajoso en algunas formas de realización, el tratamiento secuencial con el paso del tiempo puede ser beneficioso en otras formas de realización. Por ejemplo, un

sujeto puede tratarse bajo la misma región de superficie en una profundidad en el tiempo uno, una segunda profundidad en el tiempo dos, etc. En diversas formas de realización, el tiempo puede ser del orden de los 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 cual puede ser deseable para algunas indicaciones. Alternativamente, el tratamiento de profundidad múltiple bajo la misma región superficial en una sola sesión puede ser ventajoso porque el tratamiento a una profundidad puede mejorar o complementar sinérgicamente el tratamiento a otra profundidad (debido, por ejemplo, al flujo sanguíneo mejorado, la estimulación de los factores de crecimiento, la estimulación hormonal, etc.). En varias formas de realización, diferentes módulos transductores proporcionan tratamiento a diferentes profundidades. En una forma de realización, un único módulo transductor puede ajustarse o controlarse para diferentes profundidades. Se pueden utilizar características de seguridad para minimizar el riesgo de que se seleccione una profundidad incorrecta junto con el sistema de módulo único.

[0116] En varias formas de realización, se proporciona un método para tratar el área de cara inferior y cuello (por ejemplo, el área submental). En varias formas de realización, se proporciona un método para tratar (por ejemplo, suavizar) los pliegues mentolabiales. En otras formas de realización, se proporciona un método para tratar la región ocular (por ejemplo, bolsas malares, tratar la laxitud infraorbitaria). La mejora de la laxitud del párpado superior y la mejora de las líneas y textura periorbitales se lograrán mediante varias formas de realización a través del tratamiento a profundidades variables. A través del tratamiento en diferentes lugares en una sola sesión de tratamiento, se pueden lograr efectos clínicos óptimos (por ejemplo, ablandamiento, estiramiento). En varias formas de realización, los métodos de tratamiento descritos en la presente son procedimientos cosméticos no invasivos. En algunas formas de realización, los métodos se pueden usar junto con procedimientos invasivos, tales como estiramientos faciales quirúrgicos o liposucción, donde se desea un estiramiento de la piel. En diversas formas de realización, los métodos pueden aplicarse a cualquier parte del cuerpo.

[0117] En una forma de realización, un módulo transductor 200 permite una secuencia de tratamiento a una profundidad fija en la superficie de la piel o por debajo de esta. En una forma de realización, un módulo transductor permite una secuencia de tratamiento a una, dos o más profundidades variables o fijas debajo de la capa

dérmica. En varias formas de realización, el módulo transductor comprende un mecanismo de movimiento adaptado y/o configurado para dirigir el tratamiento ultrasónico en una secuencia de lesiones térmicas individuales (de aquí en adelante "puntos de coagulación térmica" o "TCP") a una profundidad focal fija. En una forma de realización, la secuencia de TCP individuales tiene un espaciado de tratamiento en un rango que va de alrededor de 0,01 mm a alrededor de 25 mm (por ejemplo, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 2,5 mm, 3 mm, 5 mm, 10 mm, 20 mm y cualesquiera rangos de valores entre estos), con una alteración de oscilación del espaciado de 1 - 50% (por ejemplo, 1%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%, 50% y cualquier rango entre estos). Por ejemplo, el espaciado puede ser de 1,1 mm o menos, 1,5 mm o más, entre alrededor de 1,1 mm y alrededor de 1,5 mm, etc. En una forma de realización, los TCP individuales son discretos. En una forma de realización, los TCP individuales se superponen. En una forma de realización, el mecanismo de movimiento está adaptado y/o configurado para programarse para proporcionar un espaciado variable entre los TCP individuales. En una forma de realización, la oscilación puede adaptarse y/o configurarse para proporcionar un espaciado variable entre los TCP individuales. En varias formas de realización, un módulo transductor comprende un mecanismo de movimiento adaptado y/o configurado para dirigir el tratamiento ultrasónico en una secuencia, de manera tal que los TCP se formen en secuencias lineales o sustancialmente lineales separadas por una distancia de tratamiento. Por ejemplo, un módulo de 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 desde la primera secuencia lineal. En una forma de realización, la distancia de tratamiento entre secuencias lineales adyacentes de TCP individuales está en un rango que va de alrededor de 0,01 mm a alrededor de 25 mm. En una forma de realización, la distancia de tratamiento entre secuencias lineales adyacentes de TCP individuales está en un rango que va de alrededor de 0,01 mm a alrededor de 50 mm. Por ejemplo, la distancia de tratamiento puede ser de 2 mm o menos, 3 mm o más, entre alrededor de 2 mm y alrededor de 3 mm, etc. En varias formas de realización, un módulo transductor puede comprender uno o más mecanismos de movimiento adaptados y/o configurados para dirigir tratamiento ultrasónico en una secuencia de manera tal 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 forma de realización, se aplica un tratamiento en una primera dirección 290 (por ejemplo,

empujar). En una forma de realización, se aplica un tratamiento de forma opuesta a la primera dirección 290 (por ejemplo, tirar). En una forma de realización, el tratamiento se aplica tanto en una primera dirección 290 como de forma opuesta a la primera dirección (por ejemplo, empujar y tirar). En una forma de realización, la distancia de tratamiento que separa las secuencias de TCP lineales o sustancialmente lineales es la misma o sustancialmente la misma. En una forma de realización, la distancia de tratamiento que separa las secuencias de TCP lineales o sustancialmente lineales es diferente o sustancialmente diferente para diversos pares adyacentes de secuencias de TCP lineales.

[0118] En una forma de realización, se proporcionan los módulos transductores extraíbles primero y segundo. En una forma de realización, cada uno de los módulos transductores primero y segundo están adaptados y/o configurados tanto para la formación ultrasónica de imágenes como para el tratamiento ultrasónico. En una forma de realización, un módulo transductor está adaptado y/o configurado solamente para tratamiento. En una forma de realización, un transductor de formación de imágenes puede estar unido a un mango de una sonda o varilla manual. Los módulos transductores primero y segundo están adaptados y/o configurados para un acoplamiento intercambiable a una varilla manual. El primer módulo transductor está adaptado y/o configurado para aplicar terapia ultrasónica en una primera capa de tejido, mientras que el segundo módulo transductor está adaptado y/o configurado para aplicar terapia ultrasónica en una segunda capa de tejido. La segunda capa de tejido está a una profundidad diferente de la primera capa de tejido.

[0119] Como se ilustra en la Figura 3, en diversas formas de realización, el suministro de energía emitida 50 a una profundidad focal adecuada 278, la distribución, el tiempo y el nivel de energía están proporcionados por el módulo 200 a través de un funcionamiento controlado por el sistema de control 300 para lograr el efecto terapéutico deseado de la lesión térmica controlada para tratar al menos una de la capa de epidermis 502, la capa de dermis 503, la capa de grasa 505, la capa de SMAS 507, la capa de músculo 509 y/o la hipodermis 504. La Figura 3 ilustra una forma de realización de una profundidad que corresponde a una profundidad para tratar músculos. En diversas formas de realización, la profundidad puede corresponder a cualquier tejido, capa de tejido, piel, epidermis, dermis, hipodermis, grasa, SMAS, músculo, vaso sanguíneo, nervio u otro tejido. Durante la operación, el módulo 200 y/o el transductor 280 también pueden explorarse mecánica y/o electrónicamente a lo largo de la superficie 501 para tratar un área extendida. Antes, durante y después del

suministro de energía de ultrasonido 50 a al menos una de la capa de epidermis 502, capa de dermis 503, hipodermis 504, capa de grasa 505, la capa de SMAS 507 y/o la capa de músculo 509, se puede proporcionar la supervisión 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.

[0120] En una forma de realización, un sistema de ultrasonido 20 genera energía de ultrasonido que se dirige hacia debajo de la superficie 501, y se enfoca en ese lugar. Esta energía de ultrasonido 50 controlada y enfocada crea el punto o zona de coagulación térmica (TCP) 550. En una forma de realización, la energía de ultrasonido 50 crea un vacío en el tejido subcutáneo 510. En diversas formas de realización, la energía emitida 50 se dirige al tejido debajo de la superficie 501 que corta, coagula, manipula y/o causa un TCP 550, y/o que le realiza una ablación y/o microablación, en la porción de tejido 10 debajo de la superficie 501 a una profundidad focal específica 278. En una forma de realización, durante la secuencia de tratamiento, el transductor 280 se mueve en una dirección denotada por la flecha marcada 290 en 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 forma de realización, una flecha marcada 291 ilustra un eje o dirección que es ortogonal con respecto a la flecha 290, y un espaciado de los TCP 550 muestra que los TCP pueden espaciarse ortogonalmente con respecto a la dirección de movimiento del transductor 280. En algunas formas de realización, se puede establecer una orientación de los TCP espaciados en cualquier ángulo de 0 a 180 grados de la flecha 290. En algunas formas de realización, se puede establecer una orientación de los TCP espaciados en cualquier ángulo de 0 a 180 grados en función de la orientación de las áreas polarizadas en el transductor 280.

[0121] En diversas formas de realización, los módulos transductores pueden comprender uno o más elementos de transducción. Los elementos de transducción pueden comprender un material piezoeléctricamente activo, tal como titanato zirconato de plomo (PZT), o cualquier otro material piezoeléctricamente activo, tal como cerámica piezoeléctrica, cristal, plástico y/o materiales compuestos, así como niobato de litio, titanato de plomo, titanato de bario y/o metaniobato de plomo. En diversas formas de realización, además de, o en lugar de, un material piezoeléctricamente activo, los módulos transductores pueden comprender cualesquiera otros materiales adaptados y/o configurados para generar radiación y/o energía acústica. En diversas formas de realización, los módulos transductores pueden adaptarse y/o configurarse

para operar a diferentes frecuencias y profundidades de tratamiento. Las propiedades de transductor pueden definirse mediante un diámetro externo ("OD") y una longitud focal (F_L). En una forma de realización, un transductor puede adaptarse y/o configurarse para tener OD = 19 mm y F_L = 15 mm. En otras formas de realización, se pueden usar otros valores adecuados de OD y F_L , tal como un OD de menos de alrededor de 19 mm, de más de alrededor de 19 mm, etc. y una F_L de menos de alrededor de 15 mm, de más de alrededor de 15 mm, etc. Los módulos transductores pueden adaptarse y/o configurarse para aplicar energía ultrasónica a diferentes profundidades de tejido diana. Como se describió anteriormente, en varias formas de realización, los módulos transductores comprenden mecanismos de movimiento adaptados y/o configurados para dirigir el tratamiento ultrasónico en una secuencia lineal o sustancialmente lineal de TCP individuales con un espaciado de tratamiento entre los TCP individuales. Por ejemplo, el espaciado de tratamiento puede ser de alrededor de 1,1 mm, 1,5 mm, etc. En varias formas de realización, 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 forman en secuencias lineales o sustancialmente lineales 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 espaciado de tratamiento de entre alrededor de 2 mm y 3 mm desde la primera secuencia lineal. En una forma de realización, un usuario puede mover manualmente los módulos transductores a través de la superficie de un área de tratamiento de manera tal que se creen secuencias lineales adyacentes de TCP. En una forma de realización, un mecanismo de movimiento puede mover automáticamente los módulos transductores a través de la superficie de un área de tratamiento de manera tal que se creen secuencias lineales adyacentes de TCP.

Análisis de frecuencia espacial de apertura y transformada de Fourier

[0122] En diversas formas de realización, pueden usarse técnicas de análisis de frecuencia espacial en función de análisis de Fourier y óptica de Fourier para aumentar la eficiencia del tratamiento terapéutico. Cuando un sistema que tiene una respuesta de impulso $h(t)$ se ve excitado por un estímulo $x(t)$, la relación entre la entrada $x(t)$ y la salida $y(t)$ está relacionada por la función de convolución de la siguiente manera:

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

[0123] En diversas formas de realización, se puede aplicar la transformada de Fourier para calcular la convolución de la ecuación (1). La transformada de Fourier unidimensional continua se puede definir como:

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

[0124] aquí f es frecuencia, t es tiempo. Se puede mostrar que la convolución en el dominio de tiempo es equivalente a la multiplicación en el dominio de frecuencia:

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

[0125] En diversas formas de realización, se puede usar la aproximación de Fraunhofer para derivar una relación entre la apertura de un transductor y una respuesta resultante del haz ultrasónico. La derivación de la aproximación de Fraunhofer se describe en Joseph Goodman, *Introduction to Fourier Optics* (3.^a ed., 2004), que se incorpora en su totalidad a la presente por referencia. De acuerdo con la aproximación de Fraunhofer, un patrón de amplitud compleja de campo lejano producido por una apertura compleja es igual a una transformada de Fourier bidimensional de la amplitud y fase de apertura. En diversas formas de realización, esta relación en la óptica puede extenderse al ultrasonido, ya que las ecuaciones lineales de onda se pueden usar para representar tanto la propagación de la luz como la propagación del sonido. En el caso de la óptica y/o ultrasonido, la transformada de Fourier bidimensional puede determinar una distribución de amplitud de presión de onda de sonido en el enfoque de un transductor.

[0126] Para un sistema enfocado, la variable z que representa profundidad se puede reemplazar con z_f que representa una distancia focal.

$$f_x = \frac{x_0}{\lambda z_f} \quad (4a)$$

$$f_y = \frac{y_0}{\lambda z_f} \quad (4b)$$

[0127] En diversas formas de realización, las identidades de la óptica de Fourier y de la transformada de Fourier (algunas de las cuales se enumeran en la Tabla 1, más

adelante) se pueden usar para transductores de ultrasonido a los efectos de 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 sinc. 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 .

	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	$\sin(ax)$	$\frac{\delta\left(\xi - \frac{a}{2\pi}\right) - \delta\left(\xi + \frac{a}{2\pi}\right)}{2j}$
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	$f(x)g(x)$	$F(\xi) * G(\xi)$

Tabla 1

[0128] En diversas formas de realización, un transductor de ultrasonido puede tener una apertura rectangular de adecuadas dimensiones y distancia focal. En diversas formas de realización, un transductor de ultrasonido puede tener una apertura circular de adecuadas dimensiones y distancia focal. En una forma de realización, un transductor puede tener una apertura circular con un radio exterior de alrededor de 9,5 mm, un diámetro interior de alrededor de 2 mm y una distancia focal de alrededor de 15 mm. La apertura de un transductor circular se puede describir como:

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

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

[0129] Por ejemplo, en una forma de realización, la variable 'a' puede ser de alrededor de 9,5 mm y la variable 'b' en la ecuación (5a) puede ser de alrededor de 2 mm. Aplicar la transformada de Fourier en la ecuación (5a) puede proporcionar una estimación de la distribución de presión de onda de sonido en el enfoque.

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

[0130] donde ξ_x y ξ_y son lo mismo que f_x y f_y de las ecuaciones (4a) y (4b). La ecuación (6) demuestra que la distribución de presión de onda de sonido de un transductor con una apertura circular es una función de Bessel de primer orden. En una forma de realización, una mayoría considerable de la energía se concentra en el enfoque (por ejemplo, a 15 mm de distancia de la apertura). El ancho de un haz ultrasónico principal y la distribución de energía que se aleja del haz principal se pueden expresar en función de la frecuencia de operación, tal como se expresa en las ecuaciones (4a) y (4b).

[0131] En diversas formas de realización, se podrían crear dos haces idénticos o casi idénticos en el enfoque si la apertura fuese modulada (por ejemplo, multiplicada) por una función correcta. En una forma de realización, se puede aplicar una función coseno a una apertura circular de la siguiente manera:

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

[0132] Una distribución de energía o respuesta de haz en el enfoque de la apertura modulada de la ecuación (7) es la convolución de la transformada de Fourier de las dos funciones de la apertura:

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

[0133] La ecuación (8) se puede simplificar en la suma de dos funciones separadas que aplican la identidad de la transformada de Fourier para una función delta de Dirac (por ejemplo, la identidad 2 en la Tabla 2):

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

[0134] La ecuación (9) muestra que dos haces que aparecen en el foco están

espacialmente desplazados en $\pm \frac{c}{2\pi}$ en comparación con el haz original, no modulado. En diversas formas de realización, se pueden usar una o más funciones de modulación, como la función seno, para lograr una respuesta deseada de haz. En diversas formas de realización, la apertura se puede modular de tal manera que se crean más de dos focos. Por ejemplo, se pueden crear tres, cuatro, cinco, etc. focos. En diversas formas de realización, la apertura se puede modular de tal manera que los focos se crean secuencialmente o sustancialmente secuencialmente en lugar de simultáneamente.

[0135] En diversas formas de realización, 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 de tratamiento puede ser de alrededor de 1,1 mm, 1,5 mm, etc. En diversas formas de realización, los módulos transductores pueden comprender además mecanismos de movimiento configurados para dirigir el tratamiento ultrasónico en una secuencia, de modo que los TCP se forman en secuencias lineales o sustancialmente lineales separadas por un espaciado de tratamiento. Por ejemplo, un módulo transductor se puede configurar para formar TCP a lo largo de una primera secuencia lineal y una segunda secuencia lineal separadas por un espaciado de tratamiento de entre alrededor de 2 mm y 3 mm desde la primera secuencia lineal. De acuerdo con 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 forma de realización, se pueden crear dos haces enfocados simultáneos o casi simultáneos

separados por un espaciado de tratamiento de alrededor de 1,1 mm en una secuencia lineal o sustancialmente lineal. A una frecuencia de ultrasonido de 7 MHz, la longitud de onda λ de la onda de ultrasonido en el agua es de alrededor de 0,220 mm. En consecuencia, las frecuencias espaciales ξ_x y ξ_y en el foco se representan como:

$$\xi_x = \frac{x_0}{15 \times 0.220} = \frac{x_0}{3.3} \quad (10a)$$

$$\xi_y = \frac{y_0}{15 \times 0.220} = \frac{y_0}{3.3} \quad (10b)$$

[0136] Para colocar dos focos separados por alrededor de 1,1 mm, la frecuencia espacial para modular la apertura se calcula entonces de la siguiente manera. Al usar las identidades 3 y 4 en la Tabla 2, la transformada de Fourier de una función seno o coseno es una función delta de Dirac con el argumento:

$$arg\,g = \frac{x_0}{3.3} - \frac{k_x}{2\pi} \quad (11a)$$

[0137] En una forma de realización, la ecuación (11a) se puede resolver para k_x cuando el argumento es 0:

$$k_x = \frac{2\pi x_0}{3.3} \quad (11b)$$

[0138] Además, se puede reemplazar x_0 por la mitad de la distancia de separación (por ejemplo, 1,1 mm):

$$k_x = \frac{2\pi \frac{1.1}{2}}{3.3} = \frac{2\pi \frac{1.1}{2}}{3.3} = 1.04 \, mm^{-1} \quad (11c)$$

[0139] En diversas formas de realización, se puede modular un transductor con apertura circular que emite energía ultrasónica a diversas frecuencias de operación mediante una función seno y/o coseno a razón de las frecuencias espaciales enumeradas en la Tabla 2. La apertura modulada del transductor puede producir un

haz dividido simultáneo o sustancialmente simultáneo con dos focos que tienen diferentes distancias de separación, como se indica en la Tabla 2. En una forma de realización, el transductor puede tener un OD de alrededor de 19 mm y una distancia focal de alrededor de 15 mm.

Frecuencia de ultrasonido	Distancia de separación entre focos			
	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

Tabla 2

[0140] Como se muestra en la Tabla 2, en diversas formas de realización, una frecuencia espacial de una función de modulación de apertura aumenta a medida que aumenta la frecuencia de operación de ultrasonido para una distancia dada de separación de focos. Además, la frecuencia espacial aumenta a medida que aumenta la distancia deseada de separación de focos.

[0141] En una forma de realización, una frecuencia espacial más alta puede producir que las transiciones de amplitud en la apertura ocurran más rápidamente. Debido a las limitaciones de procesamiento del transductor, 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 de sonido producida por diferentes partes de la apertura. En una forma de realización, el uso de frecuencias espaciales para dividir simultánea o casi simultáneamente el haz puede reducir la ganancia focal total de cada haz. Como se muestra en la ecuación (9), se reduce una presión de campo en el foco de cada haz a razón de un factor de dos en comparación con un haz sin modular. En una forma de realización, se puede aumentar la presión de sonido o la intensidad de ultrasonido desde la apertura para obtener intensidades similares o sustancialmente similares en el plano focal. Sin embargo, en una forma de realización, el aumento de la presión en la apertura puede no estar limitado por las limitaciones de procesamiento del sistema y/o del transductor. En una forma de realización, un aumento de la presión en la apertura puede aumentar la intensidad total en el campo cercano, lo que puede aumentar la posibilidad de calentar excesivamente los tejidos del área de tratamiento que se encuentra antes del foco. En una forma de realización, se puede limitar o eliminar la posibilidad de calentamiento adicional de los tejidos prefocales mediante una frecuencia de tratamiento con ultrasonido más baja.

[0142] En una forma de realización, la aplicación de la función de modulación de apertura, como se muestra en la ecuación (7), da como resultado dos haces de

ultrasonido simultáneos o sustancialmente simultáneos en el foco. En diversas formas de realización, el haz de ultrasonido se puede dividir múltiples veces, tales como tres, cuatro, cinco, etc. veces, de manera tal que se creen múltiples haces simultáneos o casi simultáneos. En una forma de realización, se pueden generar cuatro haces igualmente espaciados a lo largo de una dimensión al modular o multiplicar la apertura mediante dos frecuencias espaciales separadas:

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

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

[0143] Como se muestra en la ecuación (12b), el haz sin modular en el foco se puede crear en cuatro ubicaciones diferentes a lo largo del eje x. En una forma de realización, se puede agregar una constante o un término de DC, C1, a la función de modulación de amplitud para mantener la colocación de energía en la ubicación focal original:

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

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

[0144] En una forma de realización, la modulación de apertura de las ecuaciones (12) y (13), por la cual el haz se puede colocar en múltiples ubicaciones de forma simultánea o casi simultánea, puede tener una utilidad limitada debido a limitaciones del sistema, material y/o tejido. En una forma de realización, debido a la posibilidad de calentar el/los tejido/s del área de tratamiento ubicados antes del foco, se puede ajustar, como por ejemplo disminuir, la frecuencia de terapia con ultrasonido para limitar y/o eliminar dicha posibilidad. En una forma de realización, se pueden aplicar técnicas no lineales en el foco para limitar y/o eliminar la posibilidad de calentamiento de los tejidos prefocales. En una forma de realización, se puede aumentar la presión de sonido o la intensidad de ultrasonido desde la apertura para obtener intensidades similares o sustancialmente similares en el plano focal.

[0145] En diversas formas de realización, si las funciones de amplitud y fase en la apertura son separables, la transformada de Fourier bidimensional de una función de presión de sonido $U(x_1, y_1)$ se puede expresar como un producto de una transformada

de Fourier unidimensional de dos funciones en x e y . En diversas formas de realización, puede ser ventajoso crear múltiples TCP en una secuencia lineal o sustancialmente lineal, así como crear múltiples secuencias lineales de forma simultánea o casi simultánea.

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

[0146] En diversas formas de realización, la Tabla 2 ilustra la frecuencia espacial de apertura para lograr una distancia específica entre dos focos simultáneos para una frecuencia de operación dada (por ejemplo, en diversas formas de realización, 4 MHz, 7 MHz, 10 MHz). La ecuación (11c) muestra que la distancia de separación entre los focos también es una frecuencia de operación de función. Por ejemplo, en una forma de realización, se fija la frecuencia espacial de la apertura (k_x) en $1,0 \text{ mm}^{-1}$ y se permite que varíe la frecuencia de operación. 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.

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

[0147] donde k_x es la frecuencia espacial en mm^{-1} , z_f es la profundidad focal de la apertura en mm, v_c es la velocidad del ultrasonido en el medio de propagación (por ejemplo, agua) en $\text{mm}/\mu\text{s}$ y f_{op} es la frecuencia de operación de la apertura en MHz. En una forma de realización, se hace la siguiente sustitución en la ecuación 11c:

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

[0148] Como muestra la ecuación (14), la distancia de separación de los focos es una función de la frecuencia de operación. Además, la velocidad a la que cambia la distancia de separación con respecto a la frecuencia de operación es de:

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

[0149] La ecuación (16) muestra que la distancia de separación disminuye a medida que aumenta la frecuencia de operación. La Tabla 3 (más adelante) muestra la velocidad a la que cambia la distancia de separación como una función de la frecuencia de operación para las diferentes frecuencias espaciales (por ejemplo, en diversas formas de realización, 4 MHz, 7 MHz, 10 MHz).

	Derivada de la ecuación (16) [mm/MHz]			
Frecuencia de ultrasonido	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

Tabla 3

[0150] Como se muestra en la Tabla 3, al aumentar la frecuencia de operación, los focos se acercan, y, al disminuir la frecuencia de operación, los focos se separan sin la necesidad de cambiar la fase o de mover mecánicamente el transductor. Este es un método único para mover electrónicamente el haz a efectos de propagar la energía sin depender de la conducción de calor 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 la necesidad de canales adicionales del sistema.

[0151] Se puede determinar la cantidad de movimiento desde una frecuencia principal de operación mediante la ecuación (14). En una forma de realización, la frecuencia principal de operación de una apertura es de 5 MHz y la distancia focal es de 15 mm. En algunas formas de realización, la frecuencia de operación se denomina frecuencia central de apertura. En una forma de realización, la frecuencia de operación es de 5 MHz. En una forma de realización, la Tabla 4 de la Figura 5 muestra la cantidad de separación de focos para aperturas con frecuencias espaciales diferentes ($k_x = 0,5, 1,0, 1,5, 2,0$ en mm^{-1}), según el diseño para una frecuencia central de 5 MHz. También calcula la cantidad de propagación desde los focos de la frecuencia central a 5 MHz. De acuerdo con una forma de realización, el espaciado disminuye para frecuencias más altas que 5 MHz y aumenta para frecuencias más bajas que 5 MHz.

[0152] La Figura 6 muestra la diferencia de espaciado para todas las frecuencias de operación de la apertura para diferentes frecuencias espaciales de apertura. Como muestra la Figura 6, la distancia de separación aumenta a medida que disminuye la frecuencia.

[0153] En una forma de realización, la distancia de separación es en relación con una frecuencia de 5 MHz. En una forma de realización, se puede determinar una forma de estimar la oscilación electrónica a partir de la modulación de frecuencia al usar la separación inicial a 5 MHz como referencia para todo el movimiento. Como muestra la Figura 7, la propagación de la distancia de separación entre los focos puede variar

fácilmente en más de 1 mm.

[0154] En diversas formas de realización, se puede describir el rango de posibles frecuencias de operación de una apertura en términos del ancho de banda del transductor. En una forma de realización, un mayor ancho de banda de transductor da como resultado una apertura que tiene un rango más amplio de frecuencias de operación. Se puede describir el ancho de banda del transductor como una fracción porcentual de la frecuencia central de apertura al ubicar la frecuencia donde la intensidad de transmisión disminuye a -3 dB de la intensidad de transmisión máxima. En una forma de realización, la frecuencia alta de -3 dB se designa como $f_{-3dB, H}$ y la frecuencia baja de -3 dB se designa como $f_{-3dB, L}$ para la respuesta de transmisión de una apertura de transductor. La frecuencia central de -3 dB en [MHz] se describe como:

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

[0155] El porcentaje de ancho de banda de -3 dB se describe como:

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

[0156] En algunas formas de realización, el aumento del rango de frecuencias de operación posibles dentro de una apertura se puede lograr (entre otras maneras) mediante el uso de capas de respaldo, capas de adaptación, múltiples capas piezoeléctricas, adaptación eléctrica, compuestos piezoeléctricos y/o un solo cristal piezocerámico. En una forma de realización, a medida que aumenta el ancho de banda del transductor, aumenta el rango de distancia posible de separación. La Tabla 5 (más adelante) muestra cómo, en función del porcentaje de ancho de banda, puede variar la propagación de los focos si la frecuencia central de apertura es de 5 MHz. La distancia de separación de los focos para 5 MHz es de 0,72 mm, 1,43 mm, 2,15 mm y 2,86 mm para frecuencias espaciales de $0,5 \text{ mm}^{-1}$, $1,00 \text{ mm}^{-1}$, $1,50 \text{ mm}^{-1}$, $2,00 \text{ mm}^{-1}$, respectivamente. Si la frecuencia espacial en la apertura es de $1,50 \text{ mm}^{-1}$ 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.

Propagación adicional desde la frecuencia central de 5 MHz en [mm]

Ancho de banda	$k_x = 0,5 \text{ mm}^{-1}$ 1	$k_x = 1,0 \text{ mm}^{-1}$	$k_x = 1,5 \text{ mm}^{-1}$	$k_x = 2,0 \text{ mm}^{-1}$ 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

Tabla 5

[0157] En una forma de realización, a medida que se cambia la frecuencia, también cambiará la profundidad de campo, así como la resolución lateral y la ganancia focal. En una forma de realización, a medida que se cambia la frecuencia, también cambiarán la profundidad de campo, la resolución lateral y la ganancia focal. Por lo tanto, en una forma de realización, la intensidad en la apertura puede cambiar según los objetivos de velocidad de calentamiento. Además, en algunas formas de realización, puede ser ventajoso enviar múltiples frecuencias de operación al mismo tiempo para propagar 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, todas al mismo tiempo.

Focos múltiples mediante el cambio de la frecuencia espacial de apertura

[0158] Como muestra la ecuación 11c, cuanto más alta es la frecuencia espacial de apertura, mayor es la distancia de separación entre los focos. En una forma de realización, una apertura está polarizada con una frecuencia espacial de k_x . La frecuencia espacial se puede duplicar o disminuir a cero con facilidad al conectar canales individuales de excitación eléctrica que tengan la capacidad de modificar la fase a 0 grados o 180 grados, como se muestra en las formas de realización de la Figura 8. Por ejemplo, si la fase en los canales 1 a 16 es de 0 grados, entonces la frecuencia espacial de apertura es de k_x . En una forma de realización, como la fase en cada canal varía de 0 grados a 180 grados, de modo que los canales impares estén a 0 grados y los canales pares estén a 180 grados, entonces la frecuencia espacial en la apertura es de $\frac{1}{2} k_x$. En una forma de realización, si la fase se repite cada dos canales, de modo que el canal 1 y el canal 2 sean 0 grados y el canal 3 y el canal 4 sean 180

grados y así sucesivamente, entonces la frecuencia espacial en la apertura es 0. Si el canal 1 es 0 grados, el canal 2 es 180 grados, el canal 3 es 180 grados, el canal 4 es 0 grados y así sucesivamente, entonces la frecuencia espacial en la apertura es de $2k_x$. En este caso, se pueden crear siete focos únicos. Como se indica en la Tabla 4 (en la Figura 5), si la frecuencia central de apertura es de 5 MHz, y la frecuencia de apertura es cualquiera de 0 mm^{-1} , $0,5 \text{ mm}^{-1}$, $1,0 \text{ mm}^{-1}$ o $2,0 \text{ mm}^{-1}$, las distancias correspondientes de separación son de 0 mm, 0,72 mm, 1,43 mm y 2,86 mm, las cuales proporcionan siete posiciones focales únicas separadas por 0,36 mm. En diversas formas de realización, las fases intermedias de entre 0 grados y 180 grados permitirían además que los dos focos se inclinen de manera que se pudiera crear una línea de focos en el plano focal. En última instancia, la inclinación, modulación de la posición focal y modulación de frecuencia permiten el calentamiento y la posible coagulación de una línea completa con una longitud de alrededor de 2,86 mm.

[0159] En una forma de realización, una cerámica polarizada tiene una frecuencia espacial de $2k_x$, como se muestra en la Figura 9. En este caso, cada canal eléctrico cubre dos áreas polarizadas en la cerámica (por ejemplo, una piezocerámica). Si los canales 1 a 8 tienen la misma fase eléctrica, entonces la frecuencia espacial de la apertura es de $2k_x$. Si la fase se alterna de modo 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 de k_x . En una forma de realización, esta configuración de solo dos fases es posible en los canales que permiten cuatro focos únicos. En diversas formas de realización, si se permiten fases adicionales, entonces es posible inclinar los dos focos a muchas posiciones focales diferentes. Esta configuración limita el número de canales electrónicos necesarios para obtener múltiples posiciones de foco.

Focos múltiples mediante el uso de mezcla de señal multicanal

[0160] En diversas formas de realización, un sistema de tratamiento utiliza múltiples canales de terapia para habilitar un enfoque y/o dirección electrónicos. Por ejemplo, un sistema de tratamiento que utiliza múltiples canales de terapia para habilitar un enfoque y/o dirección electrónicos permite una oscilación electrónica más rápida para, o bien crear una mayor coagulación térmica mediante la misma cantidad de energía que otros dispositivos de tratamiento, o bien una coagulación térmica igual mediante 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 modo que dos transductores convencionales tal 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) se puedan reemplazar por un solo dispositivo que se mueva entre las dos profundidades diferentes.

[0161] En una forma de realización, un transductor 280 con múltiples canales de terapia 281 conectados para mover el haz axialmente (por ejemplo, una matriz anular) generalmente crearía un TCP 550 a una profundidad profunda primero y luego se movería a la profundidad menor. En otra realización, un TCP 550 se crea a poca profundidad y luego a profundidad más profunda debajo de la superficie de la piel. Esto crea el TCP 550 secuencialmente y causaría que el tiempo de tratamiento se extendiese. Por ejemplo, en una forma de realización, si el tiempo para el TCP 550 profundo es t_{profundo} y el tiempo para el TCP 550 poco profundo es $t_{\text{poco profundo}}$, entonces el tiempo total de tratamiento para los dos TCP 550 es la suma de los dos tiempos de tratamiento, t_{profundo} más $t_{\text{poco profundo}}$. En una forma de realización, se reduce el tiempo total de tratamiento al formar múltiples (dos o más) TCP 550 simultáneamente mediante técnicas de mezcla de señal que utilizan tanto la apodización de la señal (sombreado) como el control de fase en cada canal. En una forma de realización, el tiempo total de tratamiento es el máximo de t_{profundo} y $t_{\text{poco profundo}}$:

[0162] Tiempo de tratamiento, enfoque convencional: $t_{\text{tratamiento}} = t_{\text{profundo}} + t_{\text{poco profundo}}$

[0163] Tiempo de tratamiento, mezcla de señal: $t_{\text{tratamiento}} = \text{máx}(t_{\text{profundo}}, t_{\text{poco profundo}})$

[0164] En una forma de realización, un diseño de matriz anular 280 habilita el movimiento electrónico del haz de terapia en profundidad (por ejemplo, al cambiar la profundidad del TCP 550 debajo de la superficie de la piel). En una forma de realización, un transductor 280 incluye elementos de transductores anulares de ocho canales de terapia 281 con un foco mecánico fijo. La Figura 10 muestra una vista desde arriba de una forma de realización de este diseño de matriz anular de cerámica 280 con un transductor de formación de imágenes 285 en el centro del tazón. En esta forma de realización, el transductor anular de terapia 280 tiene ocho anillos identificados como Tx0 a Tx7, que corresponden a los elementos 281. La Figura 11 muestra una vista lateral del mismo transductor anular de ocho canales 280 con marcas de control que indican los límites entre los anillos. En esta forma de realización, se han conectado ocho fuentes de excitación separadas a los anillos anulares 281 individuales. Además de las excitaciones eléctricas, se ha identificado el foco geométrico 551 y dos focos electrónicos 552, 552'.

[0165] En una forma de realización, existe una única amplitud 'A' y fase 'θ' aplicadas a cada canal de terapia y anillo anular 281 correspondiente para cada foco a una dada frecuencia de terapia 'ω'. La función de excitación para un canal se puede generalizar de la siguiente forma:

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

[0166] donde n es el número de anillo o canal y m es el número de foco.

[0167] En el caso de crear un TCP en el foco geométrico, la fase es cero y la ecuación (19) se puede reescribir como:

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

[0168] donde la '1' en el subíndice significa el foco geométrico.

[0169] En el caso de crear un TCP 550 en el foco electrónico N.º 2, se debe ajustar la fase de los anillos para enfocar el ultrasonido en el punto espacial mediante estimaciones de geometría de tazón y de retraso de tiempo. La función de excitación se puede escribir como:

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

[0170] donde el '2' en el subíndice significa el foco electrónico N.º 2 y el ángulo es el ajuste de fase requerido para el anillo.

[0171] Ahora, en el caso convencional, los dos TCP se crearían secuencialmente, en donde generalmente el TCP más profundo se generaría primero y luego el TCP poco profundo. Sin embargo, la mezcla de señal permite que las dos señales de excitación se representen como una señal de manera que ambos TCP puedan generarse simultáneamente.

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

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

$$\text{donde } c = \sqrt{A_{n,1}^2 + A_{n,2}^2 + 2 A_{n,1} A_{n,2} \cos(\theta_{n,2})} \quad y$$

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

[0172] La amplitud y la fase en cada anillo se modifican para soportar el enfoque en dos ubicaciones. simultáneamente.

[0173] En algunas formas de realización, el tiempo para administrar la dosis para uno

de los focos será ligeramente diferente que el segundo foco. En una forma de realización, la excitación puede comenzar o terminar en el foco que tiene el tiempo de dosis más largo, en donde la excitación se modifica para soportar la dosis simultáneamente en dos focos mediante la ecuación (22b) durante los otros tiempos. Por ejemplo, en una forma de realización, para $f_{n,1}$ se requiere un tiempo de dosis total de 30 ms, mientras que para $f_{n,2}$ se requiere un tiempo de dosis total de 60 ms. Para satisfacer esto, se podrían utilizar muchos escenarios de excitación diferentes:

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

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

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

[0174] En una forma de realización, se puede generalizar aún más este concepto a más de dos focos simultáneos. Supongamos que la excitación en un anillo es la siguiente:

$$f_{n,total}(t) = \sum_{i=1}^m A_{n,i} \sin(\omega t + \theta_{n,i}) = A_{n,total} \sin(\omega t + \varphi_n)$$

$$A_{n,total}^2 = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^m A_{n,i} A_{n,j} \cos(\theta_{n,i} - \theta_{n,j})$$

$$\tan(\varphi_n) = \frac{\sum_{i=1}^m A_{n,i} \sin(\theta_{n,i})}{\sum_{i=1}^m A_{n,i} \cos(\theta_{n,i})}$$

(24)

[0175] donde n es el número de anillo y m es el número de focos simultáneos. Esta generalización a más de dos focos permite que el foco geométrico, el foco electrónico poco profundo y el foco electrónico profundo se entreguen al mismo tiempo.

[0176] En una forma de realización, se llevó a cabo un experimento mediante simulaciones de dos focos simultáneos que se completaron para mostrar que, cuando se aplica esta teoría, dos focos aparecen. Las simulaciones intentaron colocar un foco de terapia a 15 mm y 17 mm simultáneamente. La Figura 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 Figura 13 muestra los resultados. En diversas formas de realización, esta técnica se puede aplicar a cualquier matriz. La matriz puede ser anular, lineal o cualquier transductor de matriz controlado electrónicamente.

Formación de imágenes por ultrasonido para mejorar los tratamientos de terapia con ultrasonido

[0177] En una forma de realización, la resolución de imágenes se mejora a través de enfoque electrónico en el eje del haz en las señales de transmisión y recepción. En diversas formas de realización, la resolución de imágenes se mejora en un 10%, 20%, 40% o 50%, 10% - 50%, o cualesquier valor entre estos. En una forma de realización, el aumento de la resolución de imágenes puede no analizar tan bien 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.

[0178] La Figura 14 ilustra una forma de realización de una sección transversal de un haz de terapia 281 desde un transductor de terapia 280 a través de una interfaz de ventana acústica en comparación con la sección transversal del haz de formación de imágenes 286 desde un transductor de formación de imágenes 285. En esta figura, el movimiento del transductor 280 entra y sale de la página. Como muestra la Figura 14, el OD de la sección transversal de la terapia es significativamente mayor que la sección transversal de las 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 OD de haz de terapia 281 de 8 mm mientras que se espera que el OD de haz de formación de imágenes 286 sea de alrededor de 0,25 mm. En este caso, si se usa el haz pequeño de formación de imágenes para verificar un acoplamiento correcto, solo se analizará alrededor del 0,1% del haz de terapia a través de la ventana acústica. En una forma de realización, esta estimación puede estar ligeramente subestimada debido a los efectos de difracción del haz de terapia.

[0179] En una forma de realización, un haz de formación de imágenes 286 se extiende a una trama de imagen total más grande (por ejemplo, 10%, 15%, 25%, 50%, 75%, 90%, 100%) para cubrir más, o la totalidad, de la sección transversal del haz de terapia 281. En una forma de realización, una imagen tiene un ancho de 25 mm. Si las áreas se calculan y comparan (por ejemplo, grosor y ancho del corte), el plano de formación de imágenes solo analiza alrededor del 2,5% de la sección transversal total del área de terapia en la ventana acústica. Si bien esto se ha mejorado con respecto al cálculo inicial, todavía está considerablemente por debajo del 100% de cobertura. En diversas formas de realización, las imágenes proporcionan un análisis más adecuado

(por ejemplo, 10%, 15%, 25%, 50%, 75%, 90%, 100%) del acoplamiento mediante un sistema de formación de imágenes con una matriz anular. En algunas formas de realización, el procesamiento de imágenes permite una interpretación adecuada por parte del operador.

Matriz lineal de formación de imágenes

[0180] En diversas formas de realización, un sistema de tratamiento con ultrasonido comprende un módulo de formación de imágenes y una matriz de formación de imágenes 285. En diversas formas de realización, la matriz de formación de imágenes 285 es una matriz lineal, tal como se muestra en la forma de realización de la Figura 15. En una forma de realización, un método para detectar la cantidad de acoplamiento acústico entre el tejido y los sistemas de tratamiento con ultrasonido es usar una matriz lineal orientada en el módulo transductor de manera que la dirección y el enfoque electrónicos del haz estén a lo largo de las dimensiones y y z. Esto es ortogonal a la dirección del movimiento con un mecanismo de movimiento. En esta forma de 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 de ultrasonido de alta resolución. A medida que la matriz lineal se traslada a lo largo del eje x, también se puede dirigir y enfocar un haz de formación de imágenes desde el plano de imágenes para evaluar mejor el acoplamiento de la sección transversal del haz de terapia en el tejido. En algunos casos, esto puede dar una determinación espacial aún mejor de regiones deficientes de acoplamiento 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 de 1,25D, 1,5D, 1,75D o 2D.

Matriz anular de formación de imágenes

[0181] En diversas formas de realización, un sistema de tratamiento con ultrasonido comprende un módulo de formación de imágenes y una matriz de formación de imágenes 285. En diversas formas de realización, el módulo de formación de imágenes tiene múltiples (por ejemplo, 2, 4, 8) canales de transmisión y múltiples (por ejemplo, 2, 4, 8) canales de recepción que operan de entre 8 MHz y 50 MHz (por ejemplo, 8, 9, 10, 12, 15, 20, 22, 25, 28, 30, 40 o 50 MHz y cualquier rango entre estos) para formar imágenes de la piel hasta alrededor de 25 mm de profundidad. En una forma de realización, el módulo de formación de imágenes tiene ocho canales de

transmisión y ocho canales de recepción que operan de entre 8 MHz y 50 MHz para obtener imágenes de la piel a alrededor de 25 mm de profundidad. Los ocho canales permiten diseños únicos de apertura de formación de imágenes con elementos que ofrecen dirección y enfoque electrónicos en la transmisión y recepción. Uno de estos tipos de aperturas es una matriz anular (Figura 16).

[0182] En algunas formas de realización, 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 forma de realización, una matriz anular 285 escaneada mecánicamente ofrece un desempeño superior de formación de imágenes en comparación con una matriz lineal 285' más avanzada técnicamente y controlada electrónicamente. 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' utiliza el enfoque electrónico en acimut y el enfoque mecánico en elevación, 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 desempeño inferior a la matriz anular 285 debido a que la lente mecánica tiene solo una profundidad focal.

[0183] La figura 17 muestra una forma de realización de la capacidad de enfoque de una matriz anular 285 cuando se compara con una matriz lineal 285' en elevación. El ancho de haz 286 permanece estrecho a lo largo de la profundidad para la matriz anular 285. Sin embargo, este ancho de haz estrecho 286 limita un nivel aceptable de análisis del haz de terapia tanto de forma prefocal (por ejemplo, en el acoplamiento de tejido) como postfocal (por ejemplo, en el hueso).

[0184] En una forma de realización, la matriz anular 285 es superior a los transductores de formación de imágenes estándar porque se puede enfocar en el eje del haz en transmisión y recepción. Al igual que la matriz anular 285 puede enfocarse en el tejido, también puede enfocarse con eficacia 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 modo que es posible analizar mejor el acoplamiento de la terapia detrás de la ventana acústica, así como la posibilidad de obstrucciones (por ejemplo, huesos) detrás del foco de terapia. La Figura 18 muestra una forma de realización de un foco virtual detrás de la matriz anular de formación de imágenes 285 y la respuesta eficaz hacia el tejido. El haz desenfocado 286 se propaga desde la matriz de formación de imágenes 285 hacia la ventana acústica, de manera que se analice un porcentaje mucho mayor (por ejemplo, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%,

70%, 80%, 90%, 100%, y cualquier rango o valor entre estos) del acoplamiento para el haz de terapia. Se puede usar otro foco de transmisión en virtud de las características específicas de ancho de haz y penetración para desenfocar el haz detrás del foco de terapia. Esto se puede lograr al colocar un foco virtual detrás de la matriz anular 285 o un foco inmediatamente en frente para cumplir con el ancho de haz de función de dispersión de puntos requerido en comparación con el haz de terapia. La Figura 19 muestra una forma de realización de un haz de terapia 286 que se propaga rápidamente detrás del foco y la anchura del haz de formación de imágenes 286 puede necesitar ser un poco más grande para buscar tejidos o implantes que no acoplan fácilmente la energía de ultrasonido (por ejemplo, huesos, intestinos). En algunas formas de realización, el objetivo es explorar mejor la ventana acústica antes del foco de terapia y el tejido detrás del foco de terapia para asegurar un tratamiento seguro y eficaz.

Formación de imágenes de vector

[0185] En algunas formas de realización, el desenfoque del haz en la ventana acústica y detrás del foco de terapia es ventajoso para probar si hay acoplamiento e implantes o impedimentos (por ejemplo, hueso, intestinos) potenciales de tejidos. El operador del sistema puede utilizar el procesamiento y la visualización de esta información para tomar decisiones adecuadas sin interferir con una formación de imágenes normal. En una forma de realización, para proporcionar la información de manera oportuna, los eventos de transmisión/recepción con el haz desenfocado se entrelazan con una formación de imágenes estándar. Esta forma de formación de imágenes habilita los números de imágenes por segundo para la formación regular de imágenes de modo B y los pulsos de acoplamiento.

[0186] La Figura 20 muestra una forma de realización de la progresión en el tiempo de los vectores de transmisión/recepción para la formación de imágenes ordinaria en modo B. En la formación de imágenes estándar, los eventos de transmisión/recepción ocurren cuando la matriz anular 285 está en la ubicación de acimut adecuada (por ejemplo, P1). En una forma de realización, un sistema de formación de imágenes y tratamiento con ultrasonido utilizará de 1 a 4 focos de transmisión por vector de formación de imágenes para generar una trama de alta resolución. La Figura 20 representa el vector de posición con una 'P' y luego un número. En una forma de realización, P1 tiene tres transmisiones: TR1, TR2 y TR3. DF1 es un pulso de análisis para verificar si el sistema está acoplado correctamente al tejido a tratar. En una forma

de realización, para 25 mm, el escaneo consistirá en 501 vectores separados por 0,050 mm para un ancho de imágenes total de 25 mm. El evento de transmisión/recepción se representa con un 'TR' y luego un número. La Figura 20 muestra que tres eventos de transmisión/recepción están asociados con cada posición, o, en otras palabras, que hay tres focos de transmisión para cada posición de 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 0,050 mm de la muestra. Además, en una forma de realización, el ancho de haz de formación de imágenes en la ventana acústica para la transmisión desenfocada es de alrededor de 5 mm, luego posiblemente se toman muestras de la ventana cada 0,5 mm. Esto se debe a que realmente no hay información adicional adquirida mediante un muestreo más fino. Este tipo de formación de imágenes implica un enfoque de formación intercalada de imágenes (por ejemplo, superposición, etc.) como se muestra en la Figura 21.

[0187] La formación de imágenes de vector es similar en la Figura 21 y en la Figura 20 excepto que, en P1 y luego cada 10 posiciones subsiguientes, se adquiere un vector desenfocado. Por lo tanto, todavía hay 501 vectores adquiridos para la imagen de alta resolución. Sin embargo, además de estos 501 vectores, se adquieren 51 vectores mediante la transmisión desenfocada para evaluar el acoplamiento en la ventana acústica. Los vectores 501 y los eventos de transmisión/recepción correspondientes se procesan de manera diferente que los 51 vectores utilizados para evaluar el acoplamiento. Hay que tener en cuenta que este es solamente un método de secuenciación de vectores. Debido a que la formación de imágenes de alta resolución se sobremuestra lateralmente por alrededor de cuatro a cinco anchos de haz, es posible eliminar una secuencia en una posición y simplemente formar imágenes desenfocadas. Se pueden hacer promedios cuando se aplican imágenes desenfocadas para interpolar entre vectores. Esto permitiría una evaluación poco profunda (por ejemplo, en la ventana acústica) y una profunda (por ejemplo, detrás del foco) del acoplamiento y el tejido para evaluar la seguridad y eficacia de la administración de la energía de terapia. El tipo de secuenciación es análogo a la formación duplicada de imágenes dobles que forma imágenes en modo B y de Doppler simultáneamente.

[0188] En formas de realización donde hay suficiente sensibilidad de transmisión y relación señal/ruido de recepción, se puede utilizar la formación sintética de imágenes de apertura de transmisión y recepción para lograr una resolución óptima en la imagen

de ultrasonido y permitir medios amplios para determinar si hay acoplamiento suficiente para el transductor de terapia. La Figura 21 muestra una forma de realización en la que los eventos desenfocados de transmisión/recepción se entrelazan con tres eventos enfocados estándar de transmisión/recepción. Este método puede causar un compromiso con la resolución de imagen de ultrasonido. En una forma de realización, ilustrada en la Figura 22, un método transmite en cada elemento de matriz de formación de imágenes por separado y recibe en los elementos de recepción individuales. Una vez que los datos se digitalizan y almacenan para cada una de las ocho secuencias de transmisión/recepción como se muestra en el diagrama de temporización, se usan métodos sintéticos de apertura de transmisión y recepción para generar la resolución óptima de la imagen de ultrasonido y desarrollar anchos de haz ideales para evaluar el acoplamiento del transductor de terapia. Los métodos sintéticos de apertura de transmisión y recepción aplican simultáneamente retardos de transmisión y recepción en datos procesados posteriormente para cada punto espacial en la imagen de ultrasonido. Esta técnica produce una resolución ideal en toda la imagen de ultrasonido cuando hay suficiente SNR de recepción a costa de un número reducido de imágenes por segundo. Se puede aplicar el mismo método al analizar la sección transversal del haz de terapia.

Procesamiento de imagen

[0189] En una forma de 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 forma de realización, un método para mostrar la información incluye calcular una variación de brillo a lo largo de la parte superior de la imagen. Una variación considerable del brillo fuera de la dermis es un indicio importante de un acoplamiento insuficiente, mientras que un brillo uniforme es indicio de un acoplamiento uniforme a lo largo de la mayor parte del haz de terapia. Un cálculo de variación de brillo sería el segundo momento del brillo de mota en una profundidad específica, tal como de 1 mm a 2 mm desde la ventana acústica.

[0190] En una forma de realización, se usa una función de filtrado bidimensional (2D) para reducir la variación de brillo que se produce naturalmente a partir de la mota. En una forma de realización, se presenta al usuario una variable cuantitativa o cualitativa junto con la imagen de alta resolución para sugerir la calidad de acoplamiento en la ventana acústica o el tejido detrás del foco.

[0191] En una forma de realización, se combina la imagen de evaluación de

acoplamiento con la imagen de alta resolución. Por ejemplo, las dos imágenes podrían multiplicarse conjuntamente. 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 que surge de un mal acoplamiento sobre la imagen de alta resolución. El operador puede entonces decidir si el tratamiento es adecuado en función de la cantidad de sombreado de brillo que se observa. En una forma de realización, las dos imágenes se mezclan juntas como una superposición que permite un mayor énfasis ya sea en la imagen de alta resolución o en la imagen de evaluación de acoplamiento. En una forma de realización, las imágenes superpuestas se pueden configurar de manera similar a las imágenes presentadas a los radiólogos al combinar imágenes registradas de diferentes sistemas (por ejemplo, IRM y ultrasonido).

Secuenciación de zona multifocal

[0192] En diversas formas de realización, se usa la formación de imágenes por ultrasonido con un tratamiento de tejido terapéutico. De acuerdo con diversas formas de realización, un sistema de tratamiento con ultrasonido crea una, dos o más zonas focales y/o puntos de tratamiento terapéutico simultáneo bajo la superficie de la piel para un tratamiento cosmético. En una forma de realización, un tratamiento comprende una oscilación mecánica en la que el transductor de terapia se mueve localmente alrededor del centro deseado 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 forma de realización de oscilación mecánica, el movimiento del mecanismo de movimiento es lo suficientemente rápido como para crear un perfil de temperatura más plano alrededor del TCP deseado 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 efectuado o cualquier combinación de estos. De acuerdo con diversas formas de realización, la modulación de frecuencia modifica la ubicación de una zona focal y/o del espaciado entre las zonas focales, de manera que la oscilación electrónica del haz mediante modulación de la frecuencia altere y/o mueva de forma precisa la posición de los puntos de enfoque del haz. Por ejemplo, en una forma de realización, un espaciado de 1,5 mm puede hacerse oscilar con $\pm 0,1$ mm mediante el uso de una pequeña oscilación de frecuencia. En diversas formas de realización, uno o más espaciados de 0,5, 0,75, 1,0, 1,2, 1,5, 2,0 mm se pueden oscilar con $\pm 0,01$, 0,05, 0,1, 0,12, 0,15, 0,20, 0,25, 0,30 mm mediante el uso de una oscilación de frecuencia. En diversas formas de realización, 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 rango entre estos).

[0193] En diversas formas de realización para una formación mejorada de imágenes por ultrasonido, se emplean múltiples zonas focales para obtener una mejor calidad de señal y resolución a lo largo de la profundidad. Para escáneres tradicionales y convencionales de ultrasonido de diagnóstico (lineales, curvilíneos, de arreglo en fase, etc.), donde se forman las imágenes de ultrasonido 2-D sin tener que mover el transductor, la secuencia de adquisición de estas múltiples zonas focales es relativamente intrascendente ya que se puede controlar electrónicamente la colocación precisa de estas zonas focales. La Figura 23 ilustra imágenes de la zona focal sin movimiento al formar la imagen, en donde la apertura es dirigida/traducida electrónicamente. Para los transductores de imágenes sin movimiento, el posicionamiento de la zona focal es preciso, por lo que no se emplea secuenciación de la zona focal. En las secuencias de imágenes de zona focal múltiples tradicionales, el orden del análisis de la zona focal sí varía. Por ejemplo, una secuencia de zona 4 focal seguirá la progresión (f_1 , f_2 , f_3 , f_4) independientemente de la ubicación y la dirección del movimiento.

[0194] Sin embargo, para mover transductores de formación de imágenes (por ejemplo, matrices traducidas o dirigidas mecánicamente), esto se vuelve problemático, debido a las diferencias posicionales del transductor a medida que escanea a través de las múltiples zonas focales. Este registro posicional incorrecto se magnifica particularmente al formar imágenes bidireccionalmente (al formar 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 Figura 24 en una circunstancia de traducción lineal, pero la divulgación se aplica a todos los tipos de movimiento, incluso, entre otros, translacionales, rotacionales y bidimensionales, o cualquier combinación de estos.

[0195] Las formas de realización del sistema de imágenes descrito en la presente abordan estas desalineaciones. La Figura 24 ilustra una formación bidireccional de imágenes en la misma ubicación lateral. En casos, el registro espacial incorrecto se produce debido al hecho de que el transductor se está moviendo mientras forma imágenes. En particular, se puede ver que la zona focal 4 (Fz_4) está lo más alejada entre las dos imágenes, aunque deberían estar analizando la misma región de interés. Cuando se forma una imagen 2-D con un transductor traducido/dirigido mecánicamente, la posición de transmisión/recepción del transductor variará, debido a

que, durante el tiempo de propagación asociado con una señal de ultrasonido, el transductor también se ha movido.

[0196] En una forma de realización, se propone una secuencia alternativa de tal manera que la secuencia que se desplaza en una primera dirección (saliente) procederá en orden (f1, f2, f3, f4), pero la secuencia que se desplaza en una segunda dirección (de retorno) se invierte (f4, f3, f2, f1), lo que permite un mejor registro de dos imágenes. En una forma de realización, se propone una secuencia alternativa de manera que la secuencia que se desplaza a la derecha (saliente) deba proceder en orden (f1, f2, f3, f4), pero la secuencia que se desplaza a la izquierda (de retorno) se invierta (f4, f3, f2, f1), lo que permite un mejor registro de dos imágenes (Figura 25). En diversas formas de realización, una dirección puede ser izquierda, derecha, adelante, atrás, arriba o abajo.

[0197] La Figura 25 ilustra una forma de realización de secuenciación de zona focal dependiente de direccionamiento. La secuencia de desplazamiento a la izquierda está en orden inverso en relación con la secuencia de desplazamiento a la derecha. Como resultado, se ha mejorado la alineación de la zona focal. Además, se pueden escalonar las posiciones de las adquisiciones, de modo que las mismas regiones de interés se registren mejor entre estas dos imágenes (Figura 26).

[0198] La Figura 26 ilustra una forma de realización de una secuenciación de zona focal dependiente de direccionamiento con diferentes ubicaciones de activación. Se ha mejorado aún más el registro espacial entre las líneas A que se desplazan a la derecha y a la izquierda al escalonar las ubicaciones de activación.

[0199] En una forma de realización, un sistema de formación de imágenes emplea una novedosa secuencia de dos líneas A consecutivas que siguen de forma continua a la progresión de (línea 1: f1, f2, f3, f4; línea 2: f4, f3, f2, f1). Esta secuencia se puede repetir a lo largo de todo el campo de visión, y, si se presume 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 alternante, y se registrarían las dos imágenes (Figura 27).

[0200] La Figura 27 ilustra una forma de realización de una secuenciación de zona focal dependiente de direccionamiento con alternancia entre (f1-f2-f3-f4) y (f4-f3-f2-f1) en líneas A consecutivas. Si todo el campo de visión está atravesado por un número par de líneas A, entonces las secuencias focales que se desplazan a la izquierda y a la derecha son las mismas. Las ubicaciones de activación todavía varían entre las dos imágenes.

[0201] En diversas formas de realización, la formación de imágenes de zona multifocal proporciona ventajas para una mejor correlación entre las imágenes formadas que se desplazan en la primera dirección y que se desplazan en la segunda dirección.

[0202] En diversas formas de realización, la formación de imágenes de zona multifocal proporciona ventajas para mejorar la eficacia de la formación de imágenes en modo B a una mayor velocidad (por ejemplo, 2x, 3x, 4x) de escaneo.

[0203] En diversas formas de realización, se aplica la formación de imágenes de zona multifocal a cualquier número mayor que uno de zonas focales. En diversas formas de realización, el número de zonas focales es dos, tres, cuatro, cinco, seis, siete, ocho, nueve, diez o más.

Transductores

[0204] En diversas formas de realización, el transductor 280 comprende un lado convexo 282 y un lado cóncavo 283. En diversas formas de realización, un transductor 280 comprende un lado convexo 282 y un lado cóncavo 283 con características que proporcionan una o más de profundidad variable, espaciado variable, posicionamiento variable del foco, con uno, dos, tres, cuatro o más zonas focales simultáneas. La Figura 28 ilustra una forma de realización de un transductor 280 que comprende un único elemento con un lado convexo 282 y un lado cóncavo 283. La Figura 29 ilustra una forma de realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 sólido y recubierto, y un lado cóncavo 283 a rayas, donde las rayas comprenden las primeras regiones polarizadas y las segundas regiones polarizadas, en donde una región polarizada es positiva, negativa o sin polarizar. La Figura 29 ilustra una forma de realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 sólido y recubierto, y un lado cóncavo 283 a rayas, donde las rayas comprenden las primeras regiones y las segundas regiones, en donde una región puede comprender recubrimiento o no.

[0205] La Figura 30 ilustra una forma de realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 a rayas y un lado cóncavo 283 sólido y recubierto, donde las rayas comprenden las primeras regiones polarizadas y las segundas regiones polarizadas, en donde una región polarizada es positiva, negativa o sin polarizar. La Fig. 30 ilustra una forma de realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 a rayas y un lado cóncavo 283 sólido y recubierto, donde las rayas comprenden las primeras regiones y las segundas regiones, en donde una región puede comprender recubrimiento o no.

[0206] La Figura 31 ilustra una forma de realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 a rayas y un lado cóncavo 283 a rayas, donde las rayas comprenden las primeras regiones polarizadas y las segundas regiones polarizadas, en donde una región polarizada es positiva, negativa o sin polarizar, y en donde las regiones a rayas se encuentran rotadas a razón de una orientación de alrededor de 90 grados entre sí. La Figura 31 ilustra una forma de realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 a rayas y un lado cóncavo 283 sólido y recubierto, donde las rayas comprenden las primeras regiones y las segundas regiones, en donde una región puede comprender recubrimiento o no, y en donde las rayas se encuentran rotadas alrededor de 90 grados entre sí.

[0207] La Figura 32 ilustra una forma de realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 anular y un lado cóncavo 283 a rayas, donde las rayas comprenden las primeras regiones polarizadas y las segundas regiones polarizadas, en donde una región polarizada es positiva, negativa o sin polarizar. La Figura 32 ilustra una forma de realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 anular y un lado cóncavo 283 a rayas, donde las rayas comprenden las primeras regiones y las segundas regiones, en donde una región puede comprender recubrimiento o no.

[0208] La Figura 33 ilustra una forma de realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 a rayas y un lado cóncavo 283 anular, donde las rayas comprenden las primeras regiones polarizadas y las segundas regiones polarizadas, en donde una región polarizada es positiva, negativa o sin polarizar. La Figura 33 ilustra una forma de realización de un transductor 280 que comprende un lado convexo 282 a rayas y un lado cóncavo 283 anular, donde las rayas comprenden las primeras regiones y las segundas regiones, en donde una región puede comprender recubrimiento o no. En algunas formas de realización, el sistema comprende diversas características que están presentes como características únicas (en lugar de características múltiples). Por ejemplo, en una forma de realización, el sistema comprende, consiste esencialmente o consiste en un único elemento de transducción de ultrasonido que está adaptado para proporcionar dos zonas de tratamiento simultáneo mediante oscilación. Se proporcionan múltiples características o componentes en formas de realización alternativas.

[0209] Algunas formas de realización y los ejemplos descritos en la presente son ejemplos y no se pretende que limiten la descripción del alcance completo de las composiciones y métodos de esta invención. Se pueden realizar cambios,

modificaciones y variaciones equivalentes de algunas formas de realización, materiales, composiciones y métodos dentro del alcance de la presente invención, con resultados sustancialmente similares.

[0210] Si bien la invención es susceptible de diversas modificaciones y formas alternativas, se han mostrado ejemplos específicos de esta en los dibujos, y se describen en la presente en detalle. Debe entenderse, sin embargo, que la invención no ha de limitarse a las formas o métodos particulares descritos, sino que, por el contrario, la invención ha de cubrir todas las modificaciones, equivalentes y alternativas que se encuentran dentro del espíritu y el alcance de las diversas formas de realización descritas y de las reivindicaciones adjuntas. No es necesario realizar los métodos descritos en la presente en el orden indicado. Los métodos descritos en la presente incluyen ciertas acciones tomadas por un profesional; sin embargo, también pueden incluir cualquier instrucción de terceros de esas acciones, ya sea expresamente o por implicación. Por ejemplo, acciones tales como "acoplar un módulo transductor con una sonda ultrasónica" incluyen "dar la instrucción de acoplar un módulo transductor con una sonda ultrasónica". Los rangos descritos en la presente también abarcan todos y cada uno de las superposiciones, subrangos y combinaciones de estos. Expresiones tales como "hasta", "al menos", "mayor de", "menos de", "entre" y similares incluye el número mencionado. Los números precedidos por un término tales como "alrededor de" o "aproximadamente" incluyen los números recitados. Por ejemplo, "alrededor de 25 mm" incluye "25 mm".