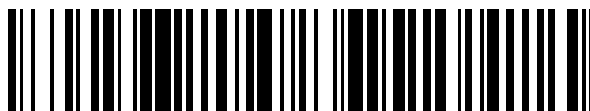


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 688 610**

51 Int. Cl.:

**A61B 17/20** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **18.06.2008 PCT/IL2008/000827**

87 Fecha y número de publicación internacional: **29.01.2009 WO09013729**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.06.2008 E 08763585 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.08.2018 EP 2173261**

54 Título: **Equipo para el tratamiento de tejido con ultrasonido**

30 Prioridad:

**26.07.2007 US 951966 P**

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

**05.11.2018**

73 Titular/es:

**SYNERON MEDICAL LTD. (100.0%)  
P.O.Box 550 Tavor Building  
20692 Yoqneam Illit , IL**

72 Inventor/es:

**ROSENBERG, AVNER**

74 Agente/Representante:

**PONS ARIÑO, Ángel**

ES 2 688 610 T3

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

**DESCRIPCIÓN**

Equipo para el tratamiento de tejido con ultrasonido

**5 CAMPO TECNOLÓGICO**

Este dispositivo se enmarca en el campo del tratamiento de tejido con ultrasonido y, especialmente, del tratamiento de tejido adiposo para fines plásticos y estéticos.

**10 ANTECEDENTES**

La reducción de las capas grasas subcutáneas o el tejido adiposo es un tratamiento cuya demanda está en ascenso. Entre las diferentes terapias físicas disponibles, la aplicación de ultrasonido está emergiendo como una tecnología líder para eliminar tejido adiposo y modelar el cuerpo. Los procedimientos asociados con esta tecnología se basan en la administración de una dosis de energía electromagnética o ultrasónica a través de la piel de un paciente, dentro del tejido adiposo subcutáneo, a un volumen de tejido a tratar. Se cree que las Patentes estadounidenses Nos. 6.500.141, 5.143.063, 5.507.790, 6.071.239, 6.113.558, la Publicación de patente estadounidense No. 2004/0106867 y la Solicitud de patente estadounidense 11/335.181 para el cesionario de esta solicitud reflejan el estado actual de esta tecnología.

A fin de administrar una dosis de ultrasonido a un paciente, el cuidador adjunta una bobina aplicadora, incluyendo transductores de ultrasonido, a la piel del paciente y transmite la dosis deseada de energía. Sin embargo, el cuidador no tendrá indicación de la calidad de acoplamiento ni de la transmisión del ultrasonido a través del tejido, así como tampoco tendrá datos acerca de la interacción de la energía ultrasónica con el tejido. No hay información al respecto de cuán exitoso fue el tratamiento en el cambio del estado de agregación (composición) del tejido adiposo, o en qué momento la introducción de ultrasonido en el volumen meta puede ser discontinuada y es posible iniciar el tratamiento del volumen siguiente. Las tecnologías conocidas para el control de tratamiento se basan en la medición de las observaciones del ultrasonido. A partir de estas observaciones, se deriva la información sobre la interacción de la energía ultrasónica con el tejido. Sin embargo, la energía observada no incluye datos suficientes acerca de los procesos que ocurren en el volumen de tejido meta.

A fin de incrementar la potencia ultrasónica concentrada en un volumen meta, un número de transductores se concentran en el mismo volumen y se operan tanto de manera simultánea como continua. La interacción entre la potencia de las ondas ultrasónicas por parte de estos transductores, emitiendo una en la dirección de las otras, es un fenómeno que establece el límite de potencia emitida. Cada transductor presenta un límite superior de la densidad de potencia, y esta última en el transductor es la suma de la potencia emitida por el transductor y la potencia que impacta en ella proveniente de los demás transductores.

Para un desarrollo más rápido de la tecnología de aplicación del ultrasonido hay una necesidad de resolver estos y otros problemas y dar lugar a un mejor control sobre el proceso de tratamiento con ultrasonido.

**BREVE LISTA DE LOS DIBUJOS**

El procedimiento y el equipo descritos en esta patente, solo a modo de ejemplos no restrictivos, con referencia a los dibujos adjuntos, donde los números iguales describen a los mismos elementos a lo largo del texto de las especificaciones.

- La Figura 1 es una ilustración esquemática de un equipo para el tratamiento de tejido de acuerdo con una realización a modo de ejemplo.
- Las Figuras 2A y 2B son ilustraciones esquemáticas de algunas realizaciones a modo de ejemplo de la bobina aplicadora para el tratamiento de tejido.
- La Figura 3 es una ilustración esquemática de una señal común transmitida e inducida, monitoreada en un transductor que opera de acuerdo con una realización a modo de ejemplo del procedimiento.
- La Figura 4 es una ilustración esquemática de un equipo para el tratamiento de tejido de acuerdo con una realización adicional a modo de ejemplo del procedimiento.
- La Figura 5 es una ilustración esquemática de una realización adicional a modo de ejemplo de la bobina aplicadora para el tratamiento de tejido.
- La Figura 6 es una ilustración esquemática de una bobina aplicadora para el tratamiento de tejido de acuerdo con una realización adicional a modo de ejemplo del procedimiento.
- La Figura 7 es una sección cruzada de la bobina aplicadora para el tratamiento de tejido de la Figura 6.

**DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES A MODO DE EJEMPLO**

La invención es la que se describe en las reivindicaciones adjuntas. Ahora se hace referencia a la Figura 1, la cual es una ilustración esquemática de un equipo para el tratamiento de tejido de acuerdo con una realización a modo de ejemplo. El equipo 100 se aplica a un tejido de un paciente 108 con la ayuda de la energía ultrasónica de la bobina aplicadora 104. Como se usa en esta patente, el término "tratamiento de tejido" incluye el tratamiento de tejido adiposo, dermis y piel, y procedimientos tales como la destrucción de tejido graso, la inducción de necrosis en la grasa, la inducción de apoptosis en la grasa, redistribución esta última, reducción del tamaño de adipocitos (células adiposas) y el tratamiento de la celulitis. La unidad de control 112 por medio de un arnés 116 gobierna la operación de la bobina aplicadora 104. Dicha unidad 112, entre otros, incluye un impulsor de ultrasonido 120 para impulsar de manera eléctrica a los transductores de ultrasonido situados en la bobina aplicadora 104 y un procesador 124 para el monitoreo y control de varias funciones del equipo 100. La unidad de control 112 puede contar con un dispositivo de entrada, como un teclado 128 que permite al cuidador u operador del equipo ingresar distintos comandos y parámetros del tratamiento deseado en el procesador 124. Dichos parámetros pueden ser la frecuencia del ultrasonido, la duración de los pulsos, el índice de repetición de los pulsos, la intensidad de la energía ultrasónica a dirigir al tejido tratado, intensidad de RF, tiempo e intensidad de vacío.

La unidad de control 112 puede incluir de manera opcional medios de enfriamiento 132 para refrigerar la bobina aplicadora 104 y el área de superficie de la piel durante el tratamiento. Los medios de enfriamiento 132 pueden ser una unidad de refrigeración que enfría un líquido refrigerante. El líquido enfriado fluye por los medios de enfriamiento 132 a la bobina aplicadora 104 a través de tubos, los cuales pueden formar parte del arnés 116. Una bomba de vacío 136 genera presión por debajo de la presión atmosférica y hace que una región del tejido sobresalga por encima de la superficie que la rodea hacia la sección interna de la bobina aplicadora 104. Una manguera de vacío incrustada en el arnés 116 conecta a la bomba 136 con la bobina aplicadora 104. En la unidad de control 120, se puede incluir una pantalla 142 para la representación visual de los parámetros del proceso del tratamiento. En la unidad de control 112, se puede colocar un generador de radiofrecuencia (RF) opcional 144. Este último 144 proporciona energía de RF a la bobina aplicadora 104, en caso de ser necesario. En la unidad de control 112 se incluye una unidad de procesamiento y análisis de señal 140 que puede implementarse en el hardware y/o software para la recepción de devoluciones de la bobina aplicadora 104, el procesamiento y análisis de las devoluciones y la comunicación de las instrucciones actualizadas a la bobina aplicadora 104. La Figura 2 es una ilustración esquemática de una realización a modo de ejemplo de la bobina aplicadora para el tratamiento de tejido. La bobina aplicadora 104 contiene al menos un transductor de ultrasonido 160 capaz de emitir potencia ultrasónica y al menos un transductor ultrasónico 164 que puede recibir lo emitido y transmitido a través de la potencia ultrasónica del tejido protruido. Es bien sabido en la técnica que casi todos los tipos de transductores de ultrasonido pueden utilizarse tanto para transmitir como para recibir energía ultrasónica. De acuerdo con esto, los transductores 160 y 164 pueden ser similares o idénticos y ambos pueden operar tanto en modo de emisión como de recepción. El impulsor de ultrasonido 120 proporciona potencia eléctrica a los transductores 160 y 164. Como se lo usa en esta patente, el término "transductor" incluye un emisor y un receptor de ultrasonido.

La bobina aplicadora 104 se adapta para la aplicación al tejido del paciente 108 en una región de tejido a tratar. Además de los transductores 160 y 164, la bobina aplicadora 104 puede incluir, de manera opcional, uno o más pares de electrodos de RF que dirigen una corriente de RF suministrada por el generador 144 al tejido tratado. (Algunos de los elementos de la bobina aplicadora han sido omitidos por cuestiones de claridad de la explicación.) Cuando se incluyen electrodos de RF en la bobina aplicadora 104, el procesador 124 puede monitorear la impedancia eléctrica entre los electrodos y determinar la calidad de acoplamiento de RF. El procesador 124 también puede monitorear la efectividad del tratamiento mediante el monitoreo de variaciones de temperatura en el tejido, ya que la conductividad eléctrica del tejido depende de la temperatura.

Las Figuras 2A y 2B ilustran transductores de ultrasonido 160 y 164 como un par de transductores planos, aunque debe estar claro que deben ser de los tipos curvo y de arreglo de fase. Como se ilustra en la Figura 6, los transductores curvos pueden tener una forma o estar dispuestos de modo tal que rodeen el tejido tratado. El número de transductores no se limita a dos y es posible sumar, a la bobina aplicadora, transductores de ultrasonido adicionales (o receptores) que estén en contacto con la protuberancia del tejido 176 y emitan ondas de ultrasonido de modo que se propaguen de un transductor a otro por medio del tejido protruido.

La Solicitud 11/335.181, entre otras características, aprovecha la alta flexibilidad del tejido y genera una protuberancia 176 fuera de la superficie corporal. Esto aumenta el área de piel/tejido para la proporción de energía en el volumen de tejido meta y mejora la eficacia del tratamiento. La presión negativa (vacío) que proporciona la bomba 136 (Figura 1) a la bobina aplicadora 104 crea una protuberancia 176 del tejido 172 en la sección interna de la bobina aplicadora 104. De manera alternativa, las manipulaciones mecánicas del tejido 172 pueden crear la

protuberancia. Un par de transductores de ultrasonido 160 y 164 se adjunta a esa protuberancia y los mismos transmiten en una dirección paralela a la superficie cutánea sin tocar, o al menos tan cerca como sea posible de ese ángulo óptimo. Esto da lugar a la concentración de mayores cantidades de energía en el volumen meta 168 mientras que a la vez llega mucho menos radiación al tejido corporal más profundo. De manera opcional, los medios de acoplamiento ultrasónico cuneiforme 180 que presentan propiedades acústicas similares a aquellas del tejido blando pueden utilizarse a fin de mejorar el ultrasonido para la eficiencia de acoplamiento del tejido blando. El número 184 indica cuáles son las capas de tejido superiores como la piel o dermis.

La bobina aplicadora 104 se configura para entregar energía ultrasónica a una región de tejido subcutáneo a tratar de modo tal que se genere una concentración de energía suficiente para crear los efectos de tratamiento deseados. Sin embargo, un transductor individual puede entregar una cantidad limitada de energía ultrasónica que se expresa en esta patente como la cantidad nominal de energía ultrasónica. También hay un límite para el grado de concentración y el tamaño del volumen de concentración de la energía ultrasónica. La Solicitud de patente estadounidense 11/335,181 para el cesionario de esta solicitud enseña el uso de al menos un par de transductores, como los transductores 160 o 164, concentrados en el mismo volumen meta 168 del tejido tratado 172.

Los transductores 160 y 164 pueden operarse de manera simultánea para de entregar energía en el mismo volumen de tejido meta 168 a fin de incrementar la cantidad de potencia acoplada en el volumen. En una realización, ambos transductores emiten ultrasonido con la misma frecuencia y con fases relativas fijas. En ese caso, se combinan los campos de velocidad ultrasónica. La densidad de potencia ultrasónica es proporcional al cuadrado del valor absoluto de la velocidad del sonido. Por lo tanto, para dos transductores que irradian densidades de potencia equivalentes, uno puede esperar que la densidad de potencia en el tejido meta sea de hasta cuatro veces la potencia emitida por un transductor individual. En términos prácticos, no es posible alcanzar este límite teórico, ya que cada transductor presenta una potencia nominal limitada. Cuando la onda de ultrasonido emitida por el primer transductor y transmitida a través del tejido protruido 176 alcanza el segundo transductor, interfiere con la onda de ultrasonido emitida por el segundo transductor. Este último no puede manejar la densidad de potencia que el mismo emite, en conjunto con la densidad de potencia adicional que llega desde el primer transductor. Como se señala arriba, cada transductor presenta una potencia nominal limitada. La misma reduce la potencia ultrasónica que puede ser emitida por el segundo transductor y viceversa.

De acuerdo con una realización a modo de ejemplo del equipo y el procedimiento, la operación de los transductores en un modo pulsado alivia este problema. La duración del pulso debe ser tal que cuando el frente de onda ultrasónica emitido por el primer transductor llegue al segundo transductor, este último ya haya terminado de emitir y transmitir el ultrasonido. Los pulsos, especialmente los cortos, nunca son pulsos cuadrados ideales. Siempre presentan un tiempo de subida y uno de caída, y también resulta posible realizar una optimización adicional de la longitud del pulso a fin de obtener una energía máxima, así como también una potencia máxima por pulso en el tejido. Una definición de manual de la longitud o duración del pulso es la amplitud entre puntos de amplitud media, o lo que se denomina puntos de -3dB. De acuerdo con esto, para la situación óptima es posible establecer la amplitud de potencia media (-3dB) del pulso para que equivalga o sea inferior al tiempo de transición del ultrasonido de un transductor al otro.

El autor de este procedimiento ha comprobado mediante experimentos que los pulsos cortos son al menos tan buenos como los largos para el tratamiento del tejido y que producen los mismos resultados de interacción entre la energía y el tejido, y, especialmente, la destrucción de las células del tejido grueso. A fin de comparar la influencia de distintas duraciones de pulsos, en todas las pruebas se mantuvo la misma potencia ultrasónica promedio ([potencia pico]x[ciclo de trabajo]).

Una ventaja importante del uso de pulsos ultrasónicos cortos es que la densidad de potencia en las capas externas 184 es reducida, en comparación con la densidad de potencia en el tejido graso. De acuerdo con una realización, dos o más transductores de ultrasonido 160 que emiten radiación de la misma frecuencia de las caras opuestas de la protuberancia hacia el tejido 172 se concentran en el mismo volumen 168. Si el pulso (amplitud de potencia media) es inferior al tiempo de transición entre los transductores, las ondas de ultrasonido pueden combinarse en el volumen focal hasta alcanzar cuatro veces la potencia de un transductor de transmisión individual. Por lo tanto, la densidad de potencia alta existe solo en el volumen focal de la protuberancia donde se encuentra el tejido graso. La densidad de la potencia de ultrasonido en las capas externas 184 es sustancialmente inferior a la densidad de la potencia en el volumen focal, lo que se debe a las diferencias en los tiempos de llegada del pulso ultrasónico. El pico de la potencia del pulso llega a esa capa desde el transductor más cercano antes del pico de potencia que llega desde el otro transductor. Esto evita cualquier daño potencial a las capas externas 184.

Si la duración del pulso transmitido es inferior al tiempo requerido para que el ultrasonido emitido por el primer

transductor viaje a través del tejido hacia el segundo transductor, entonces casi todos los pulsos emitidos y transmitidos a través de la onda del tejido llegan al segundo transductor luego de que el mismo ha terminado de emitir el ultrasonido y pueden servir como un receptor. Si un pulso equivale a dos veces el tiempo de transición, la mitad del pulso es recibida luego del final de la transmisión. La señal inducida en el segundo transductor puede ser, por ejemplo, voltaje inducido en un transductor por el ultrasonido emitido por el otro transductor. Se puede tomar y analizar una muestra a través del uso de medios conocidos en la técnica. Por lo tanto, el uso de pulsos cortos permite un diagnóstico en tiempo real de la transmisión de ultrasonido a través del tejido y el análisis de la interacción del ultrasonido con el tejido tratado, en base a los mismos transductores utilizados para la transmisión de potencia hacia el tejido, sin la necesidad de transductores de receptores específicos adicionales.

10

Un ejemplo numérico proporciona una mejor sensación de las duraciones de pulsos discutidas. Por ejemplo, la distancia entre los transductores puede ser de 40 a 50 mm. La velocidad promedio del sonido en el tejido es de aproximadamente 1500 m/seg. El tiempo de transición de los pulsos sería de alrededor de 27 a 33 microsegundos. Por lo tanto, si la duración del pulso es inferior a este tiempo y el pulso se transmite simultáneamente por parte de ambos transductores, cuando el inicio de la onda de ultrasonido transmitida por uno de ellos llega al segundo, este último ya habrá dejado de transmitir y podrá funcionar como un receptor. En la práctica, los pulsos ultrasónicos no son idealmente rectangulares y presentan un tiempo de subida y caída que debe considerarse a la hora de seleccionar la longitud de pulso óptima. Si bien la mejor manera es usar un pulso igual o más corto que el tiempo de transmisión, uno puede utilizar un pulso más largo y probar solo la parte residual del pulso, la cual llega al final de la transmisión.

20

No hay necesidad de usar transductores idénticos. El transductor receptor debe ser capaz de recibir al menos parte del espectro de frecuencia transmitido por el transductor de transmisión. La Figura 3 muestra un ejemplo de una imagen común de señales en cada uno de los transductores 160 y 164. El número 190 marca el voltaje que impulsa el transductor. El mismo continúa por un tiempo dado, marcado con el número 194. Luego de transcurrido el tiempo de transición 198, llega la onda de ultrasonido del otro transductor e induce la señal del transductor 202, la cual se prueba y comunica al módulo de procesamiento y análisis de señal 140. Comúnmente, la amplitud de la señal inducida 202 será inferior a aquella de la señal transmitida debido a las pérdidas de propagación del ultrasonido y la efectividad limitada del transductor. El procesamiento de ambas señales aporta datos valiosos sobre el ultrasonido transmitido y recibido. La prueba de señal en el transductor puede realizarse mediante cualquier técnica estándar, como el acoplamiento capacitivo, magnético o resistivo.

25

30

La onda ultrasónica transmitida a través del tejido protruido lleva consigo información sobre la interacción del ultrasonido con el tejido y, especialmente, acerca de la calidad del acoplamiento del ultrasonido de los transductores al tejido y la transmisión a través del tejido. El análisis de las señales inducidas en el transductor receptor mediante los pulsos ultrasónicos emitidos por el transductor de transmisión pueden incluir al menos uno de los siguientes parámetros: el tiempo de transmisión de la señal, o aquello a lo que es posible referirse como el tiempo que tarda la señal emitida por el primer transductor en llegar al segundo transductor; la intensidad pico de la señal al frente del pulso recibido; y las fluctuaciones de intensidad que siguen al frente del pulso.

40

El tiempo de llegada es una medida directa de la velocidad del sonido promedio dentro del tejido. La velocidad del sonido promedio brinda indicaciones sobre el estado de agregación del tejido tratado. Por ejemplo, como la velocidad del sonido en la piel es más alto que en la grasa, la piel más gruesa aumentará la velocidad del sonido promedio y reducirá el tiempo de llegada del pulso. Se sabe que la velocidad del sonido en los tejidos depende de la temperatura. Por lo tanto, la medición de la velocidad del sonido puede aportar datos sobre el cambio de temperatura del tejido y la efectividad de tratamiento asociada con el mismo. El monitoreo de la temperatura del tejido resulta importante para controlar el tratamiento y evitar daños no deseados en el tejido. El calentamiento del tejido se genera a partir de la energía ultrasónica y/o la introducción opcional de energía de RF, la cual se aplica al tejido tratado tal como se describe en la Solicitud de patente estadounidense No. 11/335,181 para el mismo cesionario. Una gran variación en el tiempo de viaje del ultrasonido de un valor nominal conocido indicará una ruta no deseada para la propagación del ultrasonido.

45

50

La intensidad del pico al frente del pulso constituye una indicación directa de que el transductor de transmisión está trabajando adecuadamente y de que el acoplamiento del ultrasonido al tejido es correcto y, de manera acorde, la transmisión a través del tejido es buena.

55

Experimentos realizados por el autor del procedimiento sugerido han indicado que cuando se aplica el ultrasonido en modo continuo y se alcanza el umbral de destrucción de la grasa, la intensidad de señal inducida empieza a fluctuar. Cuando se aplica ultrasonido al tejido en modo de pulsos, las fluctuaciones comienzan luego del frente del pulso. Por lo tanto, la medición de fluctuaciones de intensidad luego del frente del pulso recibido constituye una indicación

60

de la efectividad del tratamiento. Además, se observó que luego de completar el proceso de destrucción de tejido graso, las fluctuaciones de señal transmitida se detuvieron y la transmisión a través del tejido se volvió tanto alta como estable. El comportamiento del pulso recibido proporciona buena información a tiempo real al inicio y al final del proceso de destrucción de tejido graso.

5

Esta información, en conjunto con la información adicional extraída del procesamiento de la señal inducida se comunica al procesador 124 (Figura 1) y puede proporcionar datos a emplear en el monitoreo activo y a tiempo real de la radiación ultrasónica con el proceso de acoplamiento del tejido. Las medidas correctivas pueden incluir el cambio de los parámetros operativos del ultrasonido transmitido o la succión de vacío que crea la protuberancia (este parámetro tiene un efecto sobre el acoplamiento) o la energía de RF incluida en la bobina aplicadora (la energía de RF cambia la temperatura del tejido, lo que puede afectar los efectos de la interacción y la propagación del ultrasonido en el tejido). Los parámetros operativos del ultrasonido transmitido son al menos la potencia de pulso pico, la longitud de pulso, el índice de repetición de pulsos, la fase relativa entre transductores y el plan de concentración en el caso de usar arreglos de fase. La intensidad de ultrasonido pico puede establecerse para que exceda la potencia del umbral para los efectos deseados en relación con el tratamiento de tejido, pero no pueden subir demasiado, ya que esto aumentaría el riesgo de daño colateral.

En base a los análisis de señales monitoreadas que se hayan comunicado al procesador 124 mediante la unidad de procesamiento 140, el procesador 124 (Figura 1) puede tomar medidas correctivas y cambiar uno o más de los parámetros operativos descritos arriba de manera automática. Dicho equipo operará en un modo de bucle cerrado y no se requerirá la intervención de un cuidador u operador del equipo. De manera alternativa, la información extraída del procesamiento de la señal inducida puede mostrarse en la pantalla 142 (Figura 1), proporcionando al cuidador u operador del equipo la posibilidad de operar el equipo manualmente. El cambio manual de los parámetros operativos del ultrasonido se realiza a través de su ingreso por el teclado 128.

25

El proceso de monitoreo de la radiación ultrasónica a tiempo real con el acoplamiento del tejido (o interacción con el mismo) se aplica a los pulsos largos o los transductores que irradian de manera continua. En este último caso, un transductor emite el ultrasonido requerido para el tratamiento y el otro transductor sirve como un receptor solo para parte del tiempo como mínimo. El sistema de control 124 puede configurarse para la división del tiempo de tareas de modo tal que la mayor parte del tiempo ambos transductores estén transmitiendo, sin análisis de señal inducida en la energía transmitida. En los momentos en que uno de los transductores no sea impulsado para emitir ultrasonido, el mismo podrá funcionar como receptor. El procesamiento y análisis de la señal inducida se ejecuta de manera similar. Sin embargo, el monitoreo de señal de tiempo parcial no proporciona información sobre la densidad total de potencia en el volumen de tejido meta, ya que uno de los transductores no transmite durante el tiempo de monitoreo. La aplicación de transductores de arreglo de fase puede aliviar este problema y ofrecer ventajas adicionales para el tratamiento de tejido.

La Figura 4 es una ilustración esquemática de otra realización del equipo para el tratamiento de tejido de acuerdo con una realización ejemplar del procedimiento. El equipo 200 presenta una serie de características que lo diferencian del equipo 100. La bobina aplicadora 204 incluye transductores de ultrasonido de arreglo de fase 210. Un canal de impulso independiente 250 ubicado en la unidad de impulsores 220 del controlador 212 impulsa cada elemento individual del 260-1 al 260-4 (Figura 5) de los transductores 210. Los generadores de fase 264 controlan la fase de cada elemento 260. La unidad de control 212 controla el programa de fases de los elementos 260. El programa de fases está configurado para obtener un volumen focal 268 (Figura 5) en la ubicación deseada dentro del tejido 272.

La Figura 5 es una ilustración esquemática de una realización adicional a modo de ejemplo de la bobina aplicadora para el tratamiento de tejido. La bobina aplicadora 204 incluye transductores de ultrasonido de arreglo de fase 210 posicionados cara a cara. Los transductores 210 impulsan ondas ultrasónicas dentro del tejido 272. De manera opcional, pueden emplearse medios de acoplamiento 280 para mejorar el acoplamiento del tejido. La protuberancia del tejido 226 se genera por succión de vacío o manipulación mecánica. Cada transductor 210 se construye a partir de una serie de elementos 260. Si bien se muestran solo cuatro elementos en cada transductor, su cantidad y tamaño puede escogerse de acuerdo con una práctica conocida del diseño de arreglo de fase. El canal de impulso independiente 250 impulsa a cada elemento 260. Los generadores de fase 264 controlan la fase de cada elemento 260. La unidad de control 212 controla el programa de fase de los elementos 260 de modo tal que se concentren en un volumen meta 268.

Se prueban dos elementos de cada transductor, por ejemplo los elementos 2 y 3. Es posible elegir cualquier número de elementos para su prueba y análisis de señal inducida. Cuando mayor es el número de elementos seleccionados, más precisos son los datos de transmisión. La prueba puede realizarse a través de cualquier medio de acoplamiento

60

conocido. La señal producida a través de los medios de acoplamiento es transmitida al módulo de procesamiento y análisis 140 y el procesador 124. Como se explicó antes, el procesador 124 puede cambiar los parámetros de tratamiento de manera automática, detener el tratamiento en caso de haber un acoplamiento pobre, y/o mostrar la información para la decisión de un cuidador u operador. Todos los análisis de señal inducida que se describen arriba son *mutatis mutandis* y se aplican a los transductores de arreglo de fase.

Además, la aplicación de transductores de arreglo de fase permite un análisis sofisticado de los datos recibidos y un mejor control del tratamiento. Por ejemplo, el operador puede instruir al sistema de control que realice un escaneo del volumen focal. El sistema de control computa las fases para obtener el volumen focal en la posición requerida. Si la transmisión de ultrasonido es suficiente para cada volumen focal, se esperará un conjunto específico de voltajes en los elementos de las fases que se han probado. Se observará la existencia de cualquier desviación de la transmisión adecuada y esta última podrá analizarse a fin de obtener datos acerca de la transmisión. Por ejemplo, los elementos 2 y 3 generan voltajes iguales cuando el punto focal se ubica objetivamente entre ellos. Sería posible detectar un cambio ocasional en el volumen focal mediante una diferencia en el voltaje generado por los elementos 2 y 3. Los pulsos cortos se utilizan con los transductores de arreglo de fase de un modo similar a los transductores de fase uniforme. Los arreglos de fase permiten un monitoreo más sencillo de la transmisión continua o con pulsos largos. El sistema de control 240 puede seleccionar y probar un elemento específico por un tiempo deseado. Durante ese tiempo, el elemento seleccionado no se impulsará para la transmisión ni usado como receptor. Si el número de elementos en el arreglo es suficientemente largo, la pérdida de potencia en el volumen de tejido focal será inferior. Por ejemplo, en un arreglo de 32 elementos, el hecho de que uno de ellos no realice emisiones reducirá la radiación emitida solo en 1/32. Un plan de control más sofisticado puede probar los elementos de acuerdo con un programa de tiempo y posición.

El autor de este procedimiento ha descubierto de manera experimental que cuando los pulsos ultrasónicos rompen la célula de tejido graso, un oído desarmado oye un sonido. La señal es un tipo de ruido de "golpe" que acompaña a cada pulso ultrasónico. La Figura 6 es una ilustración esquemática de una bobina aplicadora para el tratamiento de tejido de acuerdo con una realización adicional a modo de ejemplo del procedimiento. La bobina aplicadora 300 incluye un micrófono acústico 304. El micrófono recoge el sonido audible del volumen de tejido tratado y solo filtra aquellos sonidos que acompañan al pulso ultrasónico. Los transductores 270, tal como se muestra en la Figura 7, podrían ser curvos, regulares o transductores de arreglo de fase, posiblemente con una forma o configurados de modo tal que rodeen al tejido tratado 172. En la Figura 7, la cual corresponde a una sección cruzada de la bobina aplicadora para el tratamiento del tejido de la Figura 6, muestra diferentes secciones operativas de los transductores 270 de arreglo de fase que pueden operarse de modo tal que concentren el campo ultrasónico en un volumen focal común 168. Los números 280 (líneas sólidas) y 290 (líneas fantasmas) muestran el campo ultrasónico producido por los transductores 270 y dirigido desde distintas direcciones para su concentración en el volumen focal 168.

El procedimiento y equipo descritos brindan al cuidador una clara indicación de la calidad del acoplamiento y la transmisión del ultrasonido a través del tejido, proporcionan información sobre la interacción de la energía ultrasónica con el tejido y mejoran la calidad del tratamiento.

Las fluctuaciones de potencia de señal inducida aportan información sobre cuán exitoso fue el tratamiento en el cambio del estado de agregación del tejido adiposo, cuando es posible discontinuar la introducción del ultrasonido dentro del volumen meta e iniciar el tratamiento del volumen siguiente.

Mediante la utilización de pulsos cortos, se puede obtener la densidad de alta potencia en el tejido a tratar sin exceder la potencia nominal de los transductores.

Otro beneficio del pulso corto es que la potencia ultrasónica en las capas externas del tejido es sustancialmente inferior a la densidad de potencia en el volumen focal. Esto evita que haya daño potencial en las capas externas del tejido.

Los pulsos cortos permiten la transmisión y recepción de los mismos por parte de un transductor, así como también la separación de las señales transmitidas de las recibidas en base a su retraso en el tiempo de propagación.

La aplicación de arreglos de fase permite compartir el tiempo entre las tareas de transmisión y recepción con una pérdida de potencia insignificante.

El cambio ocasional del volumen focal u otras alteraciones de la propagación del ultrasonido podrían detectarse por medio de la diferencia en el voltaje generado por los elementos de recepción de un transductor de arreglo de fase.

Los aspectos y ejemplos de las realizaciones que no caen dentro del alcance de las reivindicaciones se proporcionan solo para fines ilustrativos y no forman parte de la presente invención. La invención se define en las reivindicaciones a continuación.

**REIVINDICACIONES**

1. Un equipo (100/200) para el tratamiento estético con ultrasonido del tejido blando que comprende:  
una bobina aplicadora (104) adaptada para generar una protuberancia (176) de dicho tejido blando, siendo que la  
5 esta bobina aplicadora (104) comprende al menos un transductor de transmisión de energía ultrasónica (160) y al  
menos un transductor de recepción de energía ultrasónica (160) y dicho equipo (100/200) además comprende un  
controlador (212) que impulsa dicha bobina aplicadora (104) y una unidad de procesamiento y análisis (140), siendo  
que el equipo (100/200) está **caracterizado porque** los transductores (160) están posicionados cara a cara en lados  
opuestos de dicha protuberancia (176), donde el transductor (160) irradia la energía ultrasónica en una dirección  
10 paralela a la superficie cutánea intacta y la unidad de procesamiento y análisis de señal (140) procesa la señal  
recibida por dicho receptor (160) de energía ultrasónica y deriva datos para monitorear de manera activa el  
ultrasonido con acoplamiento del tejido.
2. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, donde la bobina aplicadora genera la protuberancia del  
15 tejido por el vacío o medios mecánicos.
3. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, donde dicha unidad de procesamiento y análisis de señal  
es al menos una de un software o hardware donde los parámetros de dicha señal de pulsos ultrasónicos recibidos  
incluyen al menos uno del tiempo de transición de la señal, la intensidad recibida del pico en el frente del pulso, la  
20 fluctuación de intensidad seguida del frente del pulso y el cambio de fase.
4. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, donde dicho transductor es uno de fase uniforme, curvo  
o de arreglo de fase y donde al menos una sección de este transductor de arreglo de fase funciona como un  
receptor y donde la sección de recepción del transductor al que se hizo referencia proporciona una devolución sobre  
25 el proceso de tratamiento antes mencionado a dicho controlador y donde en base a dicha devolución, el control  
establece al menos uno de los parámetros de operación de la señal de ultrasonido.
5. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, donde dicha bobina aplicadora además comprende como  
mínimo un par de electrodos de RF.  
30
6. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, donde cada uno de los transductores se encuentra  
operativo tras completar el tiempo de transmisión para recibir una onda de ultrasonido de otro transductor.
7. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, donde el traductor se encuentra operativo para funcionar  
35 en modo de pulsos y donde la duración de estos últimos es inferior al tiempo de transición de los mismos y los  
pulsos son transmitidos de manera simultánea por ambos transductores de modo que y donde el inicio de una onda  
de ultrasonido transmitida por uno de los transceptores llega al otro transceptor, el cual ya ha dejado de transmitir y  
funciona como receptor.
- 40 8. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, donde cada uno de dichos transductores se encuentra  
operativo para concentrar la energía ultrasónica en el volumen meta antes mencionado del tejido tratado.
9. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, donde el procesador se encuentra operativo para tomar  
medidas correctivas y cambiar de manera automática uno o más parámetros operativos y donde dicho  
45 establecimiento de parámetros se realiza ya sea en modo automático o manual en base al análisis de señal  
monitoreado y allí comunicado.
10. El equipo de acuerdo con la reivindicación 3, donde las fluctuaciones de dicha intensidad de señal  
recibida indican la destrucción de los tejidos grasos antes mencionados y la ausencia de fluctuación de potencia de  
50 señal recibida indica que se ha completado el proceso de destrucción del tejido graso.

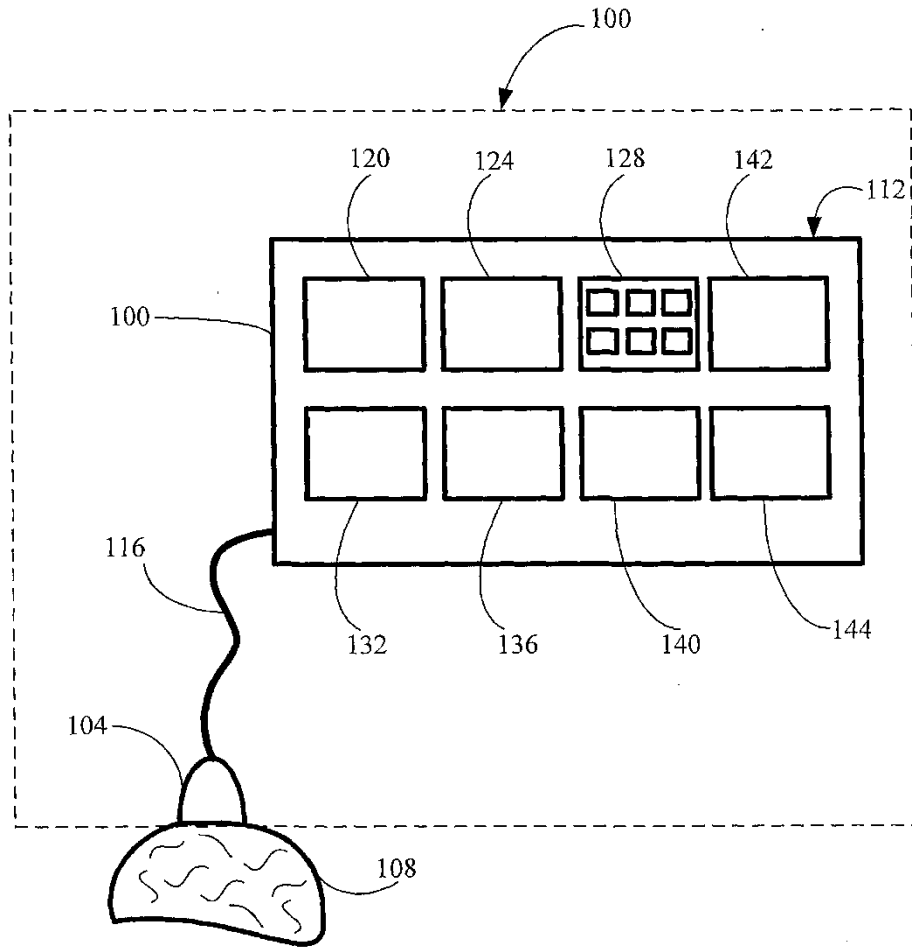


FIG. 1

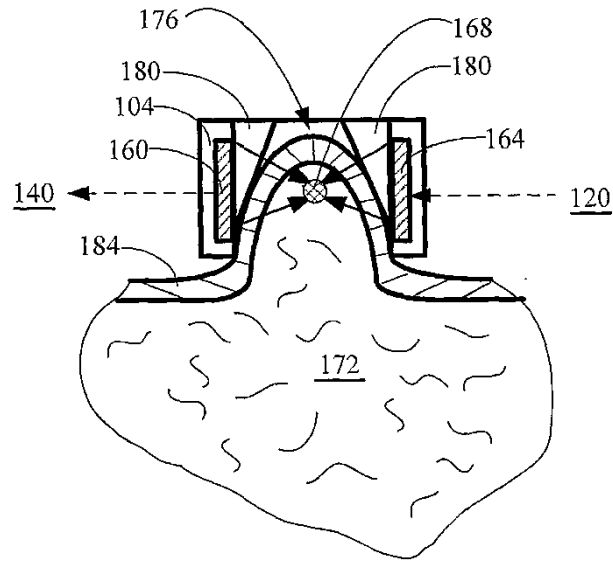


FIG. 2A

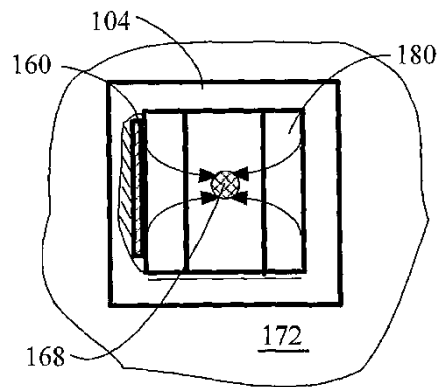


FIG. 2B

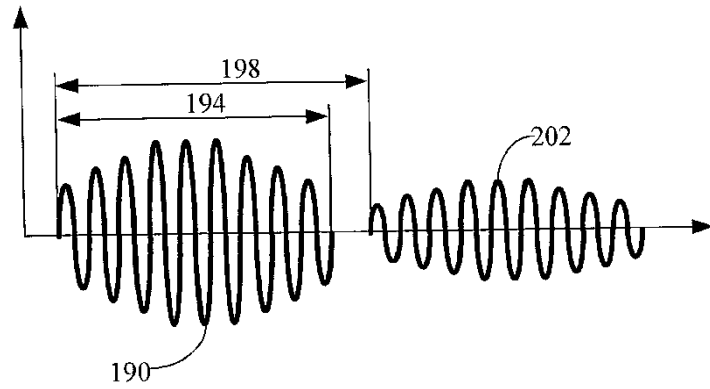


FIG. 3

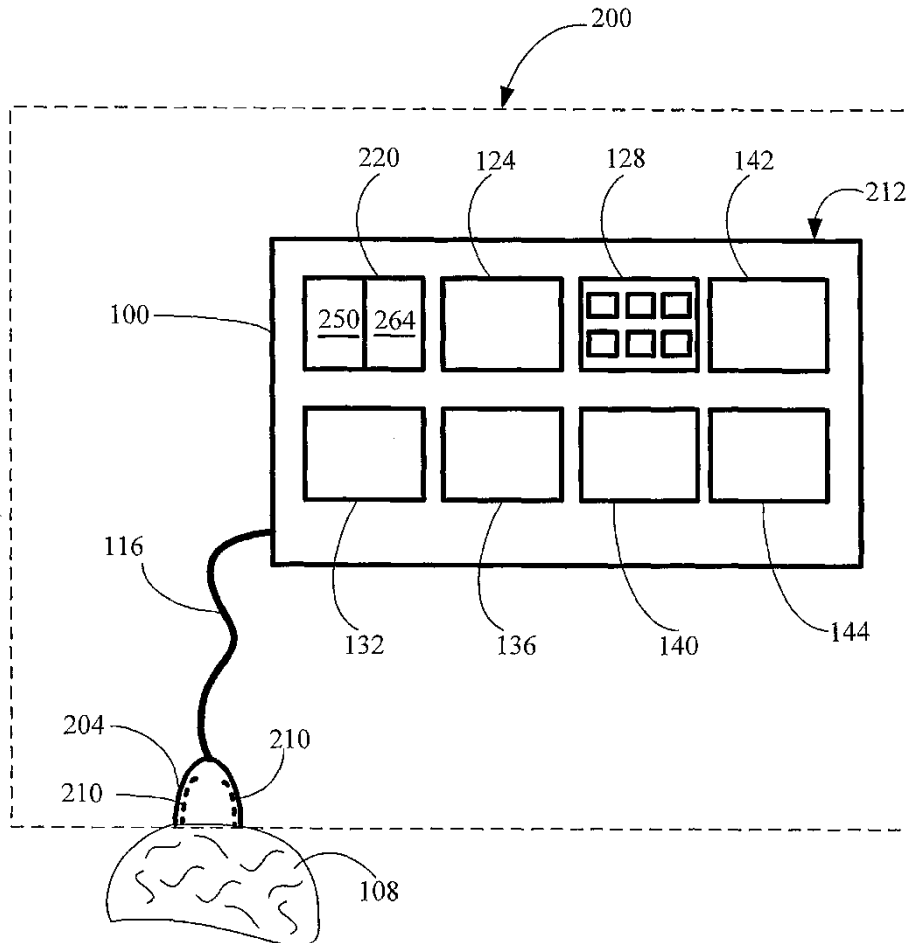


FIG. 4

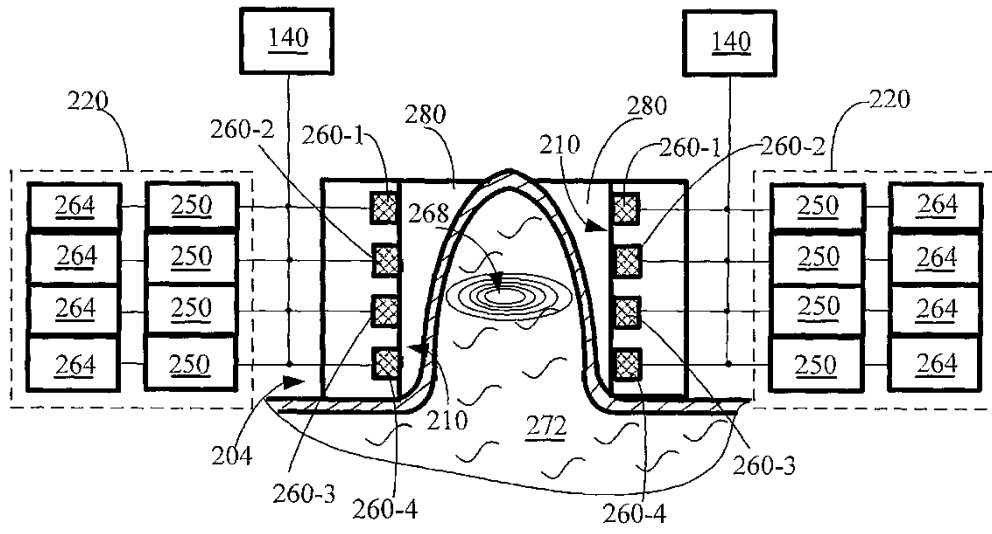


FIG. 5

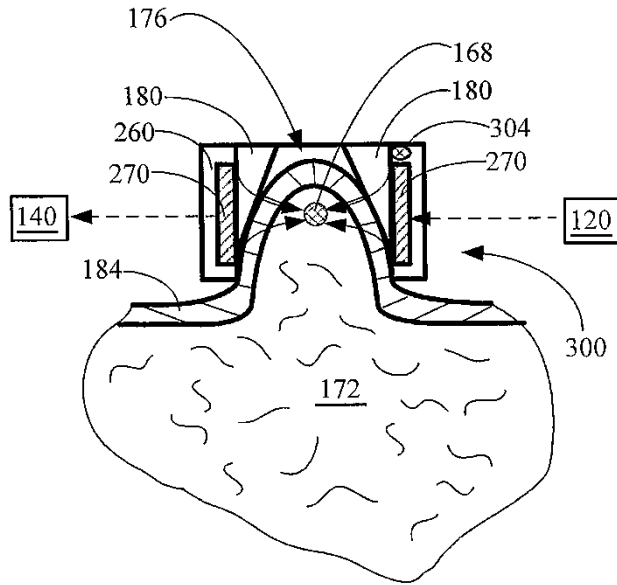


FIG. 6

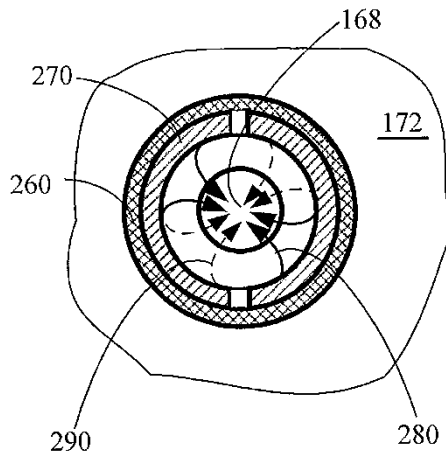


FIG. 7