

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 371 864**

51 Int. Cl.:
A61B 18/20 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **02731925 .0**
96 Fecha de presentación: **23.05.2002**
97 Número de publicación de la solicitud: **1401347**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **31.03.2004**

54 Título: **SISTEMA DE REFRIGERACIÓN PARA UN DISPOSITIVO FOTOCOSMÉTICO.**

30 Prioridad:
23.05.2001 US 292827 P
18.01.2002 US 52474
12.03.2002 US 363798 P
12.03.2002 US 363871 P

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
10.01.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
10.01.2012

73 Titular/es:
PALOMAR MEDICAL TECHNOLOGIES, INC.
82 CAMBRIDGE STREET
BURLINGTON, MA 01803, US

72 Inventor/es:
ALTSHULER, Gregory, B.;
CARUSO, Joseph, D.;
ZENZIE, Henry, M.;
BURKE, James, III y
EFROFEEV, Andrei, V.

74 Agente: **Fàbrega Sabaté, Xavier**

ES 2 371 864 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

Sistema de refrigeración para un dispositivo fotocosmético

5 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Técnica anterior

10 Existe una variedad de enfermedades tratables que utilizan procedimientos fotocosméticos (también denominados en este documento tratamientos fotocosméticos), que incluyen la depilación basada en la luz (p. ej., que utiliza un láser o una lámpara), el tratamiento de diversas lesiones cutáneas, la eliminación de tatuajes, el rejuvenecimiento facial el rejuvenecimiento de la piel. Actualmente, los procedimientos fotocosméticos se llevan a cabo utilizando dispositivos de calidad profesional que provocan el calentamiento destructivo de las estructuras diana situadas en la epidermis/dermis de la piel de un paciente.

15 Hasta la fecha, los procedimientos fotocosméticos se han llevado a cabo en la consulta de un dermatólogo, en parte debido al coste de los dispositivos utilizados para llevar a cabo los procedimientos, en parte debido a cuestiones de seguridad relacionadas con los dispositivos, y en parte debido a la necesidad de cuidar de las heridas inducidas ópticamente en la piel del paciente. Tales heridas pueden derivarse de daños a la epidermis del paciente causados por la radiación de alta potencia y pueden resultar en un dolor significativo y/o en riesgo de infección. Aunque determinados procedimientos fotocosméticos, como el rejuvenecimiento facial con láser de CO₂, seguirán llevándose a cabo en la consulta del dermatólogo por razones médicas (p. ej., la necesidad de cuidado postoperatorio de las heridas), hay un gran número de procedimientos fotocosméticos que podrían llevarse a cabo en un entorno no médico (p. ej., el hogar, la peluquería, o el spa) si el consumidor pudiera llevar a cabo el procedimiento de manera segura y eficaz. Incluso para los procedimientos llevados a cabo en un entorno médico, la reducción de lesiones cutáneas reduciría el tiempo de recuperación.

20 Los dispositivos fotocosméticos para su uso en entornos médicos o no médicos pueden beneficiarse de las siguientes características. (1) El dispositivo debe ser seguro. Por ejemplo, es necesario evitar heridas en los ojos y la piel. (2) Preferentemente el dispositivo es fácil de usar, lo que permite que un operario logre resultados cosméticos aceptables después de sólo un breve período de entrenamiento. (3) Preferentemente el dispositivo es lo suficientemente robusto y resistente para soportar un uso incorrecto. (5) Preferentemente el dispositivo es fácil de mantener. (6) Preferentemente el dispositivo puede fabricarse en grandes cantidades. (7) Preferentemente el dispositivo está disponible a un precio razonable. (8) Preferentemente el dispositivo es pequeño y fácilmente almacenable, por ejemplo, en un cuarto de baño. Los dispositivos fotocosméticos actualmente disponibles tienen limitaciones relacionadas con uno o más de los retos anteriores.

25 La patente US 6 059820 describe un dispositivo fotocosmético en el que la fuente de radiación electromagnética se sitúa fuera de la cabeza de tratamiento y se utiliza un aerosol criogénico para evitar que una varilla de zafiro se enfríe demasiado.

30 RESUMEN DE LA INVENCION

35 La presente invención viene definida por un dispositivo fotocosmético según la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes 2 a 8 se definen formas de realización ventajosas. Un primer aspecto de la invención es un dispositivo fotocosmético para su uso en una zona de la piel de un paciente que comprende una cabeza de tratamiento para su uso en las proximidades de la piel del paciente, por lo menos una fuente de radiación electromagnética situada dentro de la cabeza de tratamiento y configurada para proyectar la radiación sobre la zona de piel, una superficie de enfriamiento acoplada térmicamente a la por lo menos una fuente, y un mecanismo para dirigir una sustancia de cambio de fase hacia la superficie de enfriamiento. La sustancia de cambio de fase comprende un sólido.

40 En algunas formas de realización la superficie tiene textura. La textura puede ser un patrón de ranuras lineales o un patrón de ranuras concéntricas. De manera alternativa, la textura es una pluralidad de proyecciones.

45 BREVE DESCRIPCION DE LOS DIBUJOS

50 Se describirán a modo de ejemplo formas de realización no limitativas ilustrativas de la presente invención con respecto a los dibujos adjuntos, en los que se utiliza el mismo número de referencia para los elementos comunes en las diversas figuras, y en los que:

55 La FIG. 1 es una ilustración esquemática de algunos elementos básicos de un dispositivo fotocosmético; La FIG. 2A es una vista lateral de un ejemplo de un sistema de radiación según algunos aspectos de la presente invención para su uso en la realización de un procedimiento fotocosmético en una zona de la piel de un paciente;

- La FIG. 2B es una vista superior esquemática de una zona irradiada de la piel de un paciente tomada a lo largo de líneas 2B - 2B' de la FIG. 2A;
- La FIG. 3 es una vista lateral de un ejemplo de un sistema de radiación capaz de formar dos zonas de radiación en una zona de la piel de un paciente;
- 5 La FIG. 4 es una vista superior de un ejemplo de un sistema apropiado para la formación de islas de tratamiento;
- La FIG. 5 es una vista esquemática en sección lateral de una forma de realización de una cabeza;
- La FIG. 6A es una vista en sección lateral de un ejemplo de una forma de realización de un sistema de refrigeración que utiliza refrigeración por evaporación;
- 10 La FIG. 6B es una vista en sección lateral de otra forma de realización de un sistema de refrigeración que utiliza un líquido refrigerante;
- La FIG. 6C es un dibujo esquemático de otra forma de realización de un sistema de refrigeración que utiliza un líquido refrigerante y tiene una cámara de refrigeración;
- 15 La FIG. 6D es una vista en sección lateral de una forma de realización de una cabeza que utiliza un líquido refrigerante en la que la abertura de escape está separada del orificio a través del cual el líquido refrigerante entra en la cámara;
- La FIG. 7 es una vista en sección lateral de una forma de realización de un sistema de refrigeración con canales;
- 20 La FIG. 8 es una vista en sección lateral de otra forma de realización de una cabeza que utiliza refrigeración por evaporación de un líquido;
- La FIG. 9 es una vista en sección lateral de una forma de realización de un sistema de refrigeración que utiliza un material sólido de cambio de fase según aspectos de la presente invención;
- La FIG. 10 es una vista en sección lateral de una forma de realización de un sistema de refrigeración que utiliza una reacción química endotérmica de refrigeración;
- 25 La FIG. 11 es una vista en sección lateral de una forma de realización de un dispositivo que tiene una abertura de escape para enfriar la piel de un paciente;
- La FIG. 12A es una vista lateral de un ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico de un único elemento apropiado para su uso con dispositivos fotocosméticos según algunos aspectos de la presente invención;
- 30 La FIG. 12B es una trayectoria de rayos de un ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico como se ilustra en la FIG. 12A;
- La FIG. 13A es una vista lateral de un ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico cilíndrico de dos elementos apropiado para su uso con dispositivos fotocosméticos según algunos aspectos de la presente invención;
- 35 La FIG. 13B es una trayectoria de rayos de un ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico como se ilustra en la FIG. 13A;
- La FIG. 14A es una vista lateral de otro ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico cilíndrico de dos elementos apropiado para su uso con dispositivos fotocosméticos según algunos aspectos de la presente invención;
- 40 La FIG. 14B es una trayectoria de rayos de un ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico como se ilustra en la FIG. 14A;
- La FIG. 15A es una vista lateral de otro ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico cilíndrico de dos elementos apropiado para su uso con dispositivos fotocosméticos según algunos aspectos de la presente invención;
- 45 La FIG. 15B es una trayectoria de rayos de un ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico como se ilustra en la FIG. 15A;
- La FIG. 16A es una ilustración esquemática de una forma de realización de ejemplo de una cabeza para llevar a cabo procedimientos fotocosméticos;
- 50 La FIG. 16B es una ilustración esquemática de una forma de realización de ejemplo de una cabeza para llevar a cabo procedimientos fotocosméticos que también proporciona la capacidad de llevar a cabo estimulación muscular durante un procedimiento fotocosmético;
- La FIG. 17A es un dibujo esquemático de un ejemplo de una forma de realización de un dispositivo según algunos aspectos de la invención, que determina ópticamente el contacto entre un elemento óptico y la superficie de la piel de un paciente;
- 55 La FIG. 17B es un dibujo esquemático de un ejemplo de una forma de realización de un dispositivo según algunos aspectos de la invención, que determina ópticamente el contacto entre un elemento óptico y la superficie de la piel de un paciente;
- La FIG. 17C es un dibujo esquemático de un ejemplo de una forma de realización de un dispositivo según algunos aspectos de la invención, que determina eléctricamente el contacto entre un elemento óptico y la superficie de la piel de un paciente;
- 60 La FIG. 18A es una vista en corte lateral de una forma de realización de una pieza de mano con un sensor de movimiento;
- La FIG. 18B es un dibujo esquemático de un ejemplo de una forma de realización de un sistema sensor de movimiento;
- 65 La FIG. 19 es un dibujo esquemático de otro ejemplo de un dispositivo con un sensor óptico de movimiento;

La FIG. 20 es un dibujo esquemático de un ejemplo de una forma de realización de una pieza de mano que ilustra algunos aspectos de un dispositivo fotocosmético autónomo según la presente invención;

La FIG. 21 es un dibujo esquemático de un ejemplo de una forma de realización de una estación de acoplamiento de una pieza de mano para acoplar un dispositivo fotocosmético autónomo;

La FIG. 22 es un dibujo esquemático de un ejemplo de una forma de realización de una pieza de mano con una cabeza desmontable;

La FIG. 23 es un dibujo esquemático que ilustra una pieza de mano modular con uno o más componentes adecuados para que el usuario los reemplace;

La FIG. 24 es un dibujo esquemático que ilustra un conjunto óptico modular con uno o más componentes adecuados para que el usuario los reemplace;

La FIG. 25 es un dibujo esquemático de un ejemplo de un dispositivo fotocosmético que ilustra algunos aspectos de la presente invención;

La FIG. 26A es un dibujo esquemático de un ejemplo de una cabeza fotocosmética que ilustra aspectos de la presente invención dirigida a tratar una zona curva de piel;

La FIG. 26B es un dibujo esquemático de una forma de realización de dos sistemas de transmisión de una cabeza para tratar una superficie curva;

La FIG. 27 es un dibujo esquemático que ilustra una forma de realización de algunos aspectos de la pieza de mano 2700 según la presente invención; y

La FIG. 28 es una ilustración esquemática de una forma de realización de un dispositivo fotocosmético según por lo menos algunos aspectos de la presente invención.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

La FIG. 1 es una ilustración esquemática de algunos elementos básicos de un dispositivo fotocosmético 100 según algunos aspectos de la presente invención. La zona 110 es una zona de la piel de un paciente en la que se llevará a cabo un tratamiento fotocosmético seleccionado. La zona de piel 110 tiene una capa basal 140 entre una capa epidérmica 120 y una capa dérmica 130. Por lo general, los tratamientos fotocosméticos incluyen tratar una zona diana situada dentro de la capa epidérmica 120 o de la capa dérmica 130. Por ejemplo, en el caso de la depilación, puede ser deseable calentar un bulbo 150 de un folículo piloso 160. De manera alternativa, sólo una parte del bulbo 150 puede calentarse, por ejemplo, la membrana basal 152 entre la papila y el folículo.

Los principales subsistemas del dispositivo 100 incluyen una pieza de mano 170, una unidad base 120 y un cable 126 para acoplar la pieza de mano 170 a la unidad base 120. La unidad base 120 puede incluir una fuente de alimentación 124 para accionar la electrónica de control 122 y una fuente de radiación electromagnética (REM) 125. La fuente de alimentación 124 puede acoplarse a la pieza de mano 170 a través del cable 126. El cable 126 es preferentemente ligero y flexible. De manera alternativa, como se describe más adelante con respecto a la FIG. 21, puede omitirse el cable 126 y puede utilizarse la unidad base 120 como estación de carga para una fuente de energía recargable (p. ej., baterías o condensadores) situada en la pieza de mano 170. En algunas formas de realización, la unidad base 120 puede eliminarse completamente incluyendo una fuente de energía recargable y un adaptador de CA en la pieza de mano 170.

La pieza de mano 170 incluye una cabeza de tratamiento 180 (también denominada simplemente cabeza) configurada para estar en contacto con la piel del paciente, y un mango 190 que puede ser agarrado por un operario para mover la cabeza 180 en cualquier dirección a través de la piel del paciente. Por ejemplo, la cabeza 180 puede empujarse a través de la piel en una dirección hacia delante 105 o tirarse a través de la piel en una dirección hacia atrás 106. Por lo general, durante una pasada dada, se mantendrá el contacto entre la cabeza 180 y la piel del paciente 110 mientras se mueve la cabeza 180. La pieza de mano 170 puede moverse mecánicamente o hacerse pasar manualmente por la superficie de la piel de la zona 110. Es preferible un contacto firme entre la cabeza 180 y la piel 110 para garantizar un buen contacto térmico y óptico. Como se describe en mayor detalle más adelante, en algunas formas de realización de la presente invención, la cabeza 180 y/o la zona de piel 110 se enfrían mediante un dispositivo de refrigeración activo o pasivo para evitar daños en la cabeza y reducir la aparición de daños en la piel (p. ej., heridas).

La fuente 125 se sitúa en la cabeza 180 según la invención.

Los controles 122 reciben información de la cabeza 180 por las líneas 132, por ejemplo información referente al contacto de la cabeza 180 con la piel 110, la velocidad de movimiento de la cabeza 180 por la piel del paciente, y/o la temperatura de la piel. Los controles 122 pueden transmitir señales de control a la cabeza 180 por las líneas 132. Las líneas 132 pueden ser parte de un cable que también está conectado a la cabeza 180 a través del asa 190 o de lo contrario pueden conectarse a la cabeza. Los controles 122 también pueden generar salidas para controlar el funcionamiento de la fuente 125 y también pueden recibir información de la fuente. Los controles 122 también pueden controlar un dispositivo de salida seleccionado 119, por ejemplo un dispositivo de salida de audio (p. ej., un zumbador), un dispositivo óptico de salida, un dispositivo sensorial de salida (p. ej., un vibrador), u otro control de retroalimentación a un operario. Dependiendo de la preferencia del operario, también pueden utilizarse otros dispositivos de salida comúnmente utilizados. En algunas formas de realización, el dispositivo de salida 119 se sitúa dentro de la pieza de mano 170.

La FIG. 2A es una vista lateral de un ejemplo de un sistema de iluminación 200 según algunos aspectos de la presente invención para su uso para llevar a cabo un procedimiento fotocosmético en una zona de la piel de un paciente 110. La FIG. 2B es una vista superior esquemática de una zona irradiada de la piel de un paciente 110 tomada a lo largo de las líneas 2B-2B' de la FIG. 2A. Según la invención, el sistema 200, que incluye una fuente REM 204, se sitúa en la cabeza de un dispositivo fotocosmético (p. ej., la cabeza 180 de la FIG. 1) de manera que la fuente REM se sitúe próxima a la superficie de la piel 110.

Dependiendo del tratamiento a llevar a cabo, la fuente 204 puede configurarse para emitir en una sola longitud de onda, en múltiples longitudes de onda, o en una banda de longitudes de onda. La fuente 204 puede ser una fuente de luz coherente, por ejemplo un láser de rubí, de alejandrita u otro láser en estado sólido, láser de gas, una barra de diodos láser u otra fuente adecuada de luz láser. De manera alternativa, la fuente 204 puede ser una fuente de luz incoherente, por ejemplo un LED, una lámpara de arco, una lámpara de flash, una lámpara fluorescente, una lámpara halógena, una lámpara de haluro u otra lámpara adecuada.

Un sistema óptico 206, compuesto por una pluralidad de elementos ópticos, incluye una superficie 207 para transmitir la radiación desde una fuente REM 204 y para ponerse en contacto con la piel del paciente 110. Detalles adicionales del sistema óptico 206 se dan más adelante con respecto a las FIG. 12-16. La frase "sistema óptico" se utiliza en este documento para referirse a un sistema de transmisión de cualquier tipo de radiación óptica adecuada para llevar a cabo procedimientos fotocosméticos.

En algunas formas de realización, la fuente 204 tiene una dimensión extendida en la dirección x (p. ej., la fuente de luz es prácticamente lineal). Una persona capacitada entenderá que puede combinarse una pluralidad de fuentes puntuales para formar una fuente prácticamente lineal. Además, pueden combinarse fuentes lineales relativamente pequeñas para formar una única fuente lineal continua más larga, o una fuente lineal más larga con una o más discontinuidades. Por ejemplo, la fuente 204 puede ser una barra de diodos láser con una línea de emisión de 1 cm de largo y un ancho de línea de unas pocas micras; opcionalmente la fuente 204 puede incluir dos o tres barras colocadas en una línea a lo largo de la dirección x para crear una línea de emisión de 2 cm ó 3 cm de largo.

De manera alternativa, pueden colocarse fuentes lineales adyacentes una a la otra en la dirección y para formar una fuente con una anchura de línea mayor. El sistema 200 puede incluir una o más fuentes adicionales 205, configuradas de manera similar o diferente a una o más fuentes 204. En las formas de realización con dos fuentes, la fuente 204 y la fuente 205 pueden emitir en el mismo rango de longitudes de onda o en rangos diferentes.

En las formas de realización con múltiples fuentes REM 204, 205, puede ser deseable activar sólo fuentes seleccionadas para un tratamiento dado. Por ejemplo, en las formas de realización con fuentes que emiten en diferentes longitudes de onda, para determinadas aplicaciones, por ejemplo, la depilación, puede ser preferible activar sólo una o más fuentes seleccionadas y para otras aplicaciones determinadas, por ejemplo, el tratamiento del acné o el rejuvenecimiento de la piel, activar una o más fuentes seleccionadas distintas. Aunque se analizan fuentes que emiten radiaciones a una longitud de onda, una persona capacitada entenderá que cualquier fuente de radiación produce luz sobre un rango finito de longitudes de onda, por consiguiente una longitud de onda especificada puede ser parte de un rango más amplio.

La fuente de radiación 204 puede ser una fuente de onda continua (CW) o pulsada. Para aplicaciones que requieren la cobertura de grandes zonas como la depilación, pueden ser preferibles las barras de diodos láser CW. Un procedimiento de utilización de fuentes de luz de onda continua (CW) para el tratamiento de diversos trastornos dermatológicos se describe en la patente U.S. Nº 6.273.884 B1 titulada "Methods and Apparatus for Dermatology Treatment", de Altshuler, *et al.*, cuya esencia se incorpora en este documento por referencia. Algunos aspectos de esa patente muestran el uso de una fuente de luz CW en combinación con un sistema de administración óptica de contacto que puede bien hacerse pasar manualmente o llevarse mecánicamente por la superficie de la piel para crear un aumento preciso de la temperatura en las estructuras biológicas diana (p. ej., utilizando el escaneado continuo de contacto (CCS)).

La mayoría de las barras de diodos láser comerciales presentan una duraciones de > 5.000 horas, pero la aplicación según la presente invención puede requerir duraciones de sólo 10-100 horas. Por consiguiente, en algunas formas de realización de la presente invención, una fuente 204 puede ser sobrecargada con corriente para aumentar la salida de radiación, haciendo que el diodo láser opere a una temperatura superior, y con ello sacrificar la duración.

Las barras de diodo láser apropiadas para su uso con la presente invención incluyen barras de diodo láser que emiten en longitudes de onda de 790-980 nm u otras longitudes de onda adecuadas. Ejemplos de fuentes de barras de diodos láser apropiadas para su uso con aspectos de la presente invención incluyen Coherent Inc. de Santa Clara, CA, o Spectra Physics de Mountain View, CA. Los ejemplos anteriores de las fuentes 204, 205 son de ejemplo y debe entenderse que los aspectos de la presente invención incluyen dispositivos y aparatos que utilizan cualquier fuente REM apropiada disponible actualmente o aún por desarrollar.

Para algunas formas de realización de la presente invención, por ejemplo las que requieren baja potencia o para el tratamiento de pequeñas zonas de piel de un paciente, pueden utilizarse LEDs como fuentes de luz 204, 205. Los

LEDs están disponibles en un amplio rango de longitudes de onda de emisión. De manera similar a las fuentes de diodos láser analizadas anteriormente, podrían utilizarse múltiples LEDs que emiten en diferentes longitudes de onda en un único sistema óptico. Las duraciones típicas de los LEDs están en el rango de las 50.000 horas; de manera similar a los diodos láser, puede ser posible sobrecargar un LED y sacrificar la duración para generar una mayor potencia óptica. Para aplicaciones que requieren una alta densidad de potencia, podría utilizarse un concentrador reflectante (p. ej., un reflector parabólico) para disminuir el tamaño del foco en la superficie de la piel.

Las fuentes de banda ancha (p. ej., lámparas halógenas de baja potencia, lámparas de arco y lámparas de haluro) son otro tipo de fuente de luz que podrían utilizarse como fuentes 204, 205. Pueden utilizarse uno o más filtros ópticos 240 y 242 para proporcionar una banda de longitudes de onda de interés para una aplicación dada. Pueden combinarse múltiples lámparas para producir una alta potencia, y de manera similar al caso de los LEDs, podría utilizarse un concentrador para disminuir el tamaño de foco en la superficie de la piel. En algunas formas de realización, pueden incorporarse varios tipos diferentes de fuentes de luz en un dispositivo fotocosmético (p. ej., el dispositivo 100 de la FIG. 1).

En algunas formas de realización del sistema 200, un divisor de haz 230 divide la radiación de la fuente 204 para formar una primera parte de REM y una segunda parte de REM. La primera parte y la segunda parte pueden filtrarse mediante los filtros 240 y 242 respectivamente. Después del filtrado, las partes pueden tener el mismo rango de longitudes de onda o rangos diferentes. Las funciones de las partes primera y segunda pueden ser las mismas o diferentes. Por ejemplo, la función de la segunda parte de REM puede ser precalentar la piel del paciente 110 para prepararla para el tratamiento por la primera parte de REM. De manera alternativa, la primera parte de REM y la segunda parte de REM pueden proporcionar el tratamiento.

En relación a la FIG. 2B, en algunas formas de realización, el sistema óptico 206 (visible en la FIG. 2A) se configura para formar una primera zona de radiación 210 a lo largo de un primer eje 211 en la piel del paciente 110. La primera zona de radiación 210 está formada por al menos una primera parte de la radiación electromagnética de la fuente 204 (visible en la FIG. 2A). En algunas formas de realización, una segunda zona de radiación 220 a lo largo de un segundo eje 221 se forma en la piel del paciente 110. La segunda zona de radiación 220 puede formarse a partir de una segunda parte de la radiación electromagnética de la fuente de radiación 204; de manera alternativa puede formarse una segunda zona de radiación 220 a partir de la luz de la segunda fuente de radiación 205 (visible en la FIG. 2A).

En algunos aspectos, el primer eje 211 y el segundo eje 221 son paralelos; sin embargo en otras formas de realización, los ejes 211, 221 no son paralelos. El sistema 206 puede configurarse para formar la primera zona 210 a una distancia seleccionada de la segunda zona 220, o puede configurarse de manera que la primera parte de la radiación se superponga a por lo menos una parte de la segunda parte de la radiación. Opcionalmente, el sistema 206 se configura para formar (p. ej., centrar o colimar) la primera y la segunda parte prácticamente como líneas. El sistema óptico 200 puede configurarse para producir una o más líneas de luz en la superficie de la piel, cada una con una longitud de 1-300 mm y un ancho de 0,1-10 mm. El astigmatismo del haz puede estar en el rango de 0,01-0,5. El término "astigmatismo" se define en este documento en el sentido de la relación entre la anchura del haz y la longitud del haz. Además, opcionalmente, el sistema 206 puede configurarse para formar una o más zonas adicionales de radiación a lo largo de ejes adicionales (no mostrados) en la piel del paciente 110, las zonas adicionales de radiación formadas a partir de partes adicionales correspondientes de radiación electromagnética de la fuente de radiación 204 ó 205, o radiación de una o más fuentes de radiación adicionales.

La FIG. 3 es una vista lateral de otro ejemplo de un sistema de iluminación 300 para su uso para llevar a cabo procedimientos fotocosméticos, que es capaz de formar dos zonas de radiación 311, 316 sobre una zona de la piel de un paciente 110. En el sistema 300, cada uno de dos sistemas ópticos 310, 315, en lugar de un único sistema óptico 206 (Fig. 2), genera una zona correspondiente de radiación 311, 316 (p. ej., las zonas de radiación 210, 220). La radiación utilizada para generar las líneas puede ser de dos fuentes 304, 305 o una única fuente dividida como se ha descrito anteriormente con respecto a la FIG. 2.

La FIG. 4 es una vista superior de un ejemplo de un sistema de iluminación 400 apropiado para la formación de islas de tratamiento. El sistema 400 incluye una pluralidad de fuentes 410 (p. ej., un diodo láser convencional que emite una línea o un punto circular de iluminación), cada una con un sistema óptico correspondiente 415 para dirigir la luz sobre una zona de piel. El sistema ilustrado puede utilizarse para crear una matriz cuadrada (o con forma arbitraria) de puntos focales con islas de tratamiento dentro de la zona de piel. El término "isla" tal como se utiliza en este documento se define en el sentido de una zona de tratamiento especificado separada de otras zonas de tratamiento especificado, de manera que las zonas entre dos o más zonas reciban la radiación en una cantidad por debajo de la necesaria para lograr el tratamiento especificado. Las islas de iluminación se analizan con mayor detalle en la solicitud de patente provisional U.S. 10/033.302, depositada el 27 de diciembre de 2001, de Anderson, titulada "Method and Apparatus for EMR Treatment", cuya esencia se incorpora en este documento por referencia.

Para las formas de realización de dispositivos fotocosméticos según la presente invención que utilizan fuentes de alta potencia, la gestión del calor residual de las fuentes es importante para evitar heridas y otras lesiones al consumidor. Por ejemplo, en el caso de un dispositivo fotocosmético que incluye barras de diodos láser en la pieza

de mano, hasta el 60% de la energía eléctrica puede disiparse en calor residual no óptico. Además de la eliminación del calor para evitar heridas, la eliminación del calor puede ser importante para evitar que la fuente se sobrecaliente y se acorte la duración de la fuente.

5 La FIG. 5 es una vista esquemática en sección transversal de una forma de realización de una cabeza 500. La cabeza 500 incluye un sistema de iluminación que incluye una fuente REM (p. ej., una barra de diodos láser 510) y un sistema óptico 520. La cabeza 500 puede colocarse en un alojamiento para proteger los componentes ópticos y para proteger al operario de un dispositivo fotocósmético; el alojamiento se omite para evitar confusión. En la FIG. 5, una barra de diodos láser 510 opera como la fuente de radiación electromagnética (p. ej., la fuente 204 en la FIG. 2) y puede utilizarse para formar una o más zonas de radiación (p. ej., 210, 220 en la FIG. 2). La barra de diodos láser 510 se coloca entre el electrodo positivo 515 y el electrodo negativo 516. Los electrodos 515, 516 proporcionan energía eléctrica a la barra de diodos láser 510, y pueden estar hechos de cualquier material adecuado con buena conductividad eléctrica. En algunas formas de realización, los electrodos 515, 516 están en contacto térmico con la barra de diodos láser 510, y tienen una buena conductividad térmica para transferir el calor residual lejos de la barra de diodos láser 510. Por ejemplo, los electrodos 515 y 516 pueden estar hechos de aluminio o cobre.

10 Opcionalmente, el calor residual de la barra de diodos láser 510 puede transferirse a través de los electrodos 515 y 516 a un disipador de calor 530. El disipador de calor 530 puede estar hecho de cualquier material con buena conductividad térmica para transferir el calor residual lejos de la barra de diodos 510. Por ejemplo, el disipador de calor 530 puede estar hecho de aluminio o cobre. El disipador de calor 530 puede enfriarse mediante cualquier procedimiento de enfriamiento adecuado conocido que incluya una corriente de aire. Opcionalmente, el enfriamiento puede mejorarse añadiendo unas aletas (no mostradas) al disipador de calor 530. De manera alternativa, el disipador de calor 530 puede enfriarse mediante uno o más de los procedimientos de eliminación de calor analizados más adelante con respecto a las FIGS. 6-11. También opcionalmente, puede colocarse un difusor de calor 522 entre los electrodos 515, 516 y el disipador de calor 530. El difusor de calor 522 se acopla térmicamente a los electrodos 515, 516 y al disipador de calor 530. El difusor de calor 522 puede estar hecho de cualquier material adecuado con buena conductividad térmica; preferentemente el difusor de calor 522 es eléctricamente aislante. El diamante y la fibra de carbono son dos ejemplos de materiales adecuados para su uso como disipadores de calor.

20 En algunas formas de realización, los electrodos 515, 516 se configuran para ser disipadores de calor para conducir el calor residual lejos de la barra de diodos láser 510. Por consiguiente, el disipador de calor 530 y el difusor de calor 522 pueden omitirse. En tales formas de realización, los electrodos 515 y 516 pueden estar hechos de cualquier material que muestre buena conductividad térmica y eléctrica. Opcionalmente, pueden utilizarse uno o más sensores térmicos 524 (p. ej., un termopar, un termistor) para monitorizar una temperatura que indica la piel de un paciente (p. ej., la temperatura en la interfaz de un sistema óptico 520 y el electrodo 516) para su uso en un sistema de refrigeración tal como se describe más adelante.

25 La barra de diodos láser 510 puede fijarse a los electrodos 515 y 516 utilizando cualquier procedimiento capaz de mantener un buen contacto eléctrico entre la barra 510 y los electrodos 515, 516. En formas de realización donde se desea transferir el calor residual, puede utilizarse cualquier procedimiento adecuado para lograr un buen contacto térmico y eléctrico. En una forma de realización, la barra de diodos láser 510 se sujeta entre los dos electrodos 515 y 516. Puede utilizarse un muelle u otro dispositivo adecuado para sujetar la barra de diodos láser 510 firmemente entre los electrodos 515, 516. En otra forma de realización, la barra de diodos láser 510 también puede pegarse en su sitio con epoxi conductora térmica/eléctrica. En otra forma de realización, la barra de diodos láser 510 se suelda en su sitio con una soldadura de baja temperatura (soldadura de In o Au/Sn, etc.). Puede lograrse una soldadura automatizada utilizando una preforma de indio colocada entre la barra de diodos láser 510 y los electrodos 515 y 516, y aplicando calor utilizando una máquina para soldar circuitos integrados para calentar, comprimir, y a continuación enfriar la soldadura y la barra de diodos. Opcionalmente, puede incluirse un separador 525, hecho de un material con alta conductividad térmica y baja conductividad eléctrica como BeO, para proporcionar el aislamiento eléctrico entre los electrodos 515 y 516.

30 Según algunos aspectos, el sistema óptico 520 acopla la luz de la barra de diodos láser 510 a la piel del paciente. El sistema óptico 520 puede separarse de la barra de diodos láser 510 mediante un espacio de aire 511. Se describen sistemas ópticos de ejemplo 520 con mayor detalle más adelante con respecto a las FIGS. 12-15. En formas de realización según algunos aspectos de la presente invención, el sistema óptico 520 se configura para entrar en contacto con una zona de la piel del paciente, y la superficie óptica 521 se enfría para refrescar la piel del paciente.

35 En algunas formas de realización, el enfriamiento de la barra de diodos láser 510 y el sistema óptico 520 se consigue utilizando un único sistema de refrigeración. Por ejemplo, los electrodos 515, 516 pueden acoplarse térmicamente al sistema óptico 520 a lo largo de las dimensiones A; por consiguiente, la barra de diodos láser 510 y el sistema óptico 520 pueden enfriarse enfriando los electrodos 515, 516 directamente o a través de enfriar un disipador de calor 530 que está térmicamente acoplado a los electrodos 515, 516. Las dimensiones A se encuentran por lo general entre aproximadamente 1 y 10 mm. Se dan detalles adicionales acerca del enfriamiento simultáneo de una fuente óptica y un sistema óptico en la solicitud US con número de serie 09/473.910, depositada el 28 de diciembre de 1999, cuya esencia se incorpora en este documento por referencia.

El enfriamiento por contacto de la piel puede utilizarse para proteger la epidermis de un paciente durante la administración de radiación de alta fluencia a la piel, por ejemplo en longitudes de onda donde la melanina muestra una absorción significativa. En algunas formas de realización de la cabeza 500, el sistema óptico 520 incluye un elemento de zafiro configurado para ponerse en contacto con la piel de un paciente debido a su buena transmisividad óptica y conductividad térmica. Como se ha descrito anteriormente, el sistema óptico 520 puede enfriarse para eliminar el calor del elemento de zafiro durante el tratamiento. Opcionalmente, antes del tratamiento con el dispositivo fotocosmético, puede aplicarse sobre la piel una loción que sea transparente en la(s) longitud(es) de onda operativa(s). Preferentemente, la loción es térmicamente conductora para mejorar la eliminación de calor de la piel a través de la superficie óptica 521. Preferentemente, la loción también facilita el movimiento de deslizamiento del sistema óptico 520 sobre la superficie de la piel y tiene una coincidencia del índice de refracción entre la superficie de contacto 520 y la piel 110 para proporcionar el acoplamiento óptico eficiente de la radiación en la piel.

La loción también puede utilizarse para mostrar qué zonas de la piel han sido tratadas eligiendo una loción con propiedades ópticas (p. ej., color o reflectancia) que se modifiquen en respuesta a la irradiación por una fuente REM (p. ej., el diodo láser 510). Por ejemplo, si la loción es inicialmente de un color dado, después de la irradiación se volvería transparente (o de un color diferente). La capacidad de distinguir las zonas tratadas de las no tratadas es especialmente importante para tratamientos como la depilación que se llevan a cabo sobre una gran superficie.

La FIG. 5 ilustra también una forma de realización de un sistema para enfriar la barra de diodos 510 y el sistema óptico 520 a través del disipador de calor 530. En la FIG. 5, un líquido que absorbe el calor fluye a través de un conducto térmicamente conductor 540 que se acopla térmicamente al disipador de calor 530. Por ejemplo, en una forma de realización, se utiliza agua como el líquido. Opcionalmente puede proporcionarse el agua uniendo una fuente de agua fría, como agua del grifo; en relación a la FIG. 1, el agua puede proporcionarse a través de un mango 190 con una instalación de agua adecuada. De manera alternativa, un circuito cerrado de refrigeración con un intercambiador de calor (no mostrado) para eliminar el calor del líquido; el intercambiador de calor puede situarse en el mango 190 o en la unidad base 120.

En relación nuevamente a la FIG. 5, el conducto 540 cubre por lo menos una parte de una o más superficies, por ejemplo, la superficie 542 del disipador de calor 530. Un único conducto plano puede cubrir la totalidad de una o más superficies del disipador de calor 530. De manera alternativa, puede utilizarse una pluralidad de conductos, cada uno cubriendo una parte de un disipador de calor de superficie 530. De manera alternativa, uno o más conductos 540 pueden cubrir por lo menos una parte de los electrodos 515, 516. Dado que la refrigeración puede aplicarse a cualquier disipador de calor 530, directamente a los electrodos 515, 516, una superficie de un disipador de calor (p. ej., la superficie 542), una superficie de un electrodo, o cualquier otra superficie apropiada de la que deberá eliminarse el calor se denominará en lo sucesivo como "superficie de enfriamiento". Aunque se ilustra una superficie de enfriamiento como una superficie externa, debe entenderse que una superficie de enfriamiento puede ser una superficie interna, como una superficie expuesta a un conducto a través de un disipador de calor o un electrodo.

La FIG. 6A es una vista en sección lateral de un ejemplo de una forma de realización de un sistema de refrigeración 600 que utiliza refrigeración por evaporación. En la FIG. 6, se pulveriza un líquido de cambio de fase desde uno o más chorros de pulverización 610 y 620 sobre la superficie de enfriamiento 623. El líquido puede ser cualquier líquido evaporativo adecuado, de manera que el líquido se evapora en respuesta al calor absorbido desde la superficie de enfriamiento. En algunas formas de realización, el líquido es un líquido de punto de ebullición de baja temperatura, dirigido al disipador de calor de manera que el líquido hierve en respuesta al calor absorbido desde la superficie de enfriamiento 623. En algunas formas de realización, el líquido es tetrafluoroetano (punto de ebullición -26°C), CO₂ (punto de ebullición -78°C), aunque también podría utilizarse cualquier otro líquido adecuado (p. ej., freón o nitrógeno líquido). En algunas formas de realización, el líquido se atomiza mediante los chorros de pulverización 610 y 620.

Opcionalmente, el líquido puede contenerse en un recipiente 625 situado en la unidad base o en el mango. Preferentemente, el recipiente 625 es fácilmente accesible por un usuario para ser reemplazable por el usuario. Se utiliza un conducto 626 para transportar el líquido a los chorros de pulverización 610 y 620. La cantidad de flujo de líquido refrigerante se regula mediante una válvula 627, que puede controlarse manualmente o eléctricamente utilizando la información referente a la cantidad de calor presente en un sistema (p. ej., el sistema 500 de la FIG. 5). Por ejemplo, puede utilizarse un sensor (p. ej., el sensor 524 de la FIG. 5) para controlar un solenoide controlado por retroalimentación en la válvula 627. Opcionalmente, cada chorro de pulverización 610 y 620 puede ser una combinación de válvula y chorro de pulverización que elimina la necesidad de una válvula aparte 627.

Opcionalmente, la superficie de enfriamiento 623 desde la que se produce la evaporación puede tener textura para aumentar la superficie desde la cual puede evaporarse el líquido. Aunque se muestra el texturizado triangular 615 de la superficie de evaporación, puede aplicarse cualquier forma adecuada para aumentar la superficie. El texturizado triangular 615 ilustrado puede ser parte de un patrón de ranuras lineales, una vista en sección transversal de un patrón de ranuras circulares concéntricas o cualquier otro patrón de ranuras adecuado. Otro texturizado incluye una pluralidad de proyecciones (p. ej., semiesferas, cilindros, o pirámides que sobresalen de la superficie de enfriamiento). Opcionalmente, puede utilizarse un casquillo 630 para rodear los chorros de pulverización 610, 620 y el disipador de calor 530 para contener el aerosol.

También puede utilizarse un líquido de cambio de fase para enfriar la electrónica 644 utilizada para encender y/o controlar un dispositivo fotocosmético. En particular, los transistores de efecto de campo (FETs) de alimentación utilizados para controlar la potencia de un dispositivo fotocosmético generan una gran cantidad de calor. Convencionalmente, los FETs de alimentación han sido enfriados utilizando un disipador de calor relativamente grande, y un ventilador para eliminar el calor. Estos sistemas tienden a ser grandes y pesados. Los sistemas de refrigeración según la presente invención proporcionan un procedimiento de enfriamiento alternativo.

Opcionalmente, una parte del conducto del líquido de cambio de fase 626 que proporciona el líquido para eliminar el calor generado por la fuente REM puede configurarse para dirigir una parte del líquido de cambio de fase al chorro de pulverización 640. El chorro de pulverización 640 dirige una parte del líquido de cambio de fase hacia una superficie de enfriamiento (p. ej., una superficie de un disipador de calor 642). Puede utilizarse un sensor de temperatura 646 (p. ej., un termistor) para controlar la cantidad de líquido que se proyecta sobre la superficie de enfriamiento, por ejemplo, controlando una válvula 650.

La FIG. 6B es un dibujo esquemático de otra forma de realización de un sistema de refrigeración 650 para su uso en una cabeza que utiliza un flujo de líquido refrigerante 605. En la FIG. 6B, un líquido a alta presión se mantiene en un recipiente 655 (p. ej., tetrafluoroetano entre 1 y 5 atmósferas de presión) y se proyecta a través de una boquilla 660 sobre una superficie de enfriamiento 665. El líquido proyectado 607 desde la boquilla 660 puede estar en forma de gotas o flujo de líquido. En algunas formas de realización, el líquido se proyecta como un flujo para superar las pobres propiedades aerodinámicas (es decir, alta resistencia) de las gotas, mejorando así las propiedades de eliminación de calor del sistema de refrigeración 650. Como se ha descrito anteriormente, la superficie de enfriamiento 665 puede ser cualquier material que sea un buen conductor del calor (p. ej., cobre o plata). Preferentemente, la superficie de enfriamiento 665 se selecciona para tener dimensiones suficientemente grandes de manera que el líquido 655 se evapore de la superficie 665 más que gotee de dicha superficie.

El líquido proyectado 607 de la boquilla 660 se proyecta sobre la superficie de enfriamiento 665 para formar un flujo de líquido 605 en la superficie de enfriamiento 665. La boquilla 660 y la superficie de enfriamiento 665 pueden seleccionarse de manera que el líquido 607 proyectado desde la boquilla 660 sea un chorro de líquido toda la distancia entre la boquilla 660, y después de incidir en la superficie 665 forme un flujo de líquido en la superficie de enfriamiento 665. De manera alternativa, la boquilla 660 y la superficie de enfriamiento 665 pueden seleccionarse de manera que el líquido 607 proyectado desde la boquilla 660 pueda formar un aerosol de gotas entre la boquilla 660 y la superficie de enfriamiento 665 antes de agregarse para formar un flujo de líquido en la superficie de enfriamiento 665. Dado que el líquido proyectado desde la boquilla 660 está a alta presión, el flujo de líquido en la superficie de enfriamiento 665 fluye a través de la superficie de enfriamiento 665 a una velocidad V relativamente alta.

Formar un flujo de líquido 605 en la superficie de enfriamiento 665 puede utilizarse para proporcionar una mayor eliminación de calor de la superficie 665 en comparación con el sistema de refrigeración convencional en el que las gotas (es decir, un líquido que no fluye) se forman sobre la superficie de enfriamiento 665. Por ejemplo, la eliminación de calor mejorada puede derivarse del hecho de que las gotas (a medida que se forman en un sistema convencional) no se forman en un número o densidad suficientes para lograr y mantener una cantidad seleccionada de eliminación de calor.

La FIG. 6C es un dibujo esquemático de otra forma de realización de un sistema de refrigeración 670 para su uso en una cabeza, que utiliza un líquido refrigerante 655 y tiene una cámara de refrigeración 684. La cabeza 670 tiene unas paredes laterales 675 y una cubierta 680 con un orificio 682 para la entrada del líquido 655 desde la boquilla 660. Las paredes laterales 675 y la cubierta 680 forman la cámara 684. El orificio 682 también puede servir como una abertura de escape de líquido refrigerante evaporado. Como indican las flechas 686, las paredes laterales 675 y la cubierta 680 redireccionan el líquido 655 desde la cubierta 680 de vuelta a las superficies de enfriamiento 665. Las paredes laterales 675 se seleccionan preferentemente para acoplarse térmicamente a la superficie de enfriamiento 665, de manera que el líquido en contacto con las paredes laterales 675 pueda eliminar el calor de la superficie de enfriamiento 665. Opcionalmente, las paredes laterales 675 pueden integrarse con la superficie de enfriamiento 665 de manera que el líquido en contacto con la pared lateral 675 puede eliminar el calor. En algunas formas de realización puede ser preferible que la cubierta 680 tenga mala conductividad térmica y malas características de humectación para que el líquido refrigerante aumente la probabilidad de que el líquido refrigerante alcance la superficie de enfriamiento 665. Por ejemplo, en algunas formas de realización, la cubierta 680 está hecha de un polímero o vidrio orgánico. Aunque la cámara 684 se ilustra con paredes laterales y una cubierta que forman un ángulo entre ellas, la cámara puede formarse con una curvatura continua.

Dado que el orificio 682 funciona como una abertura de escape del líquido evaporado 655, la zona S del orificio 682 determina la presión mantenida dentro de la cámara 684. En algunas formas de realización, el orificio 682 se selecciona para tener una zona S lo suficientemente grande como para evitar la presión de retroceso que ralentiza la velocidad del líquido proyectado sobre la superficie de enfriamiento 665; sin embargo, el orificio 682 puede seleccionarse para ser lo suficientemente pequeño como para permitir que la cubierta 680 redirija una parte significativa de líquido de vuelta a la superficie de enfriamiento 665, y para mantener la presión en la cámara 684 para evitar que el líquido se evapore demasiado rápidamente. Por ejemplo, la zona del orificio S puede ser

aproximadamente cien a doscientas veces tan grande como la zona S de la boquilla 660. En algunas formas de realización, el líquido refrigerante se selecciona para ser un líquido que tenga una temperatura de ebullición (es decir, una temperatura de evaporación) inferior a -26 grados centígrados para presiones inferiores o iguales a la presión atmosférica.

5

La FIG. 6D es una vista en sección lateral de una forma de realización de una cabeza láser 690 que utiliza un líquido refrigerante en la que la abertura de escape 692 está separada del orificio 694 a través del cual el líquido refrigerante entra en la cámara 696. La cámara 696 está limitada por una superficie de enfriamiento 688, unas paredes laterales 693, y una cubierta 695. La superficie de enfriamiento 688 se acopla térmicamente a la fuente 525 y al sistema óptico 520 a través de unas placas de acoplamiento (descritas en mayor detalle más adelante). Un líquido refrigerante se proyecta desde la boquilla 698 sobre la superficie de enfriamiento con textura 688. Una parte del líquido refrigerante que no está directamente en contacto con la superficie de enfriamiento 688 es redirigido por las paredes laterales 693 y la cubierta 695 como indican las flechas 686.

10

15

Opcionalmente, la cubierta 695 puede seleccionarse para tener una frecuencia resonante para mejorar su capacidad de redirigir el líquido hacia la superficie de enfriamiento 688. Además, opcionalmente puede colocarse un medio para reducir la energía cinética del líquido (p. ej., una hélice, no mostrada) entre la boquilla 698 y la superficie de enfriamiento 688 para enfriar el líquido.

20

La FIG. 7 es una vista en sección lateral de una forma de realización de una cabeza 700 para estar en contacto con la superficie de la piel 110. La cabeza 700 tiene unos canales 730 y 731 en los electrodos 515, 516. La refrigeración por evaporación puede producirse a lo largo de la superficie inferior de los electrodos 515, 516 y a lo largo de la superficie de los canales 730, 731, aumentando así la superficie de enfriamiento de la cabeza 700. Preferentemente, la ubicación de los canales 730 y 731 está próxima a la barra de diodos láser 510. En una forma de realización, los canales 730, 731 se sitúan por toda la longitud de la barra de diodos láser 510 (es decir, a lo largo de la dirección x). En algunas formas de realización, los canales 730, 731 se sitúan próximos a un chorro de pulverización 610 para recibir el aerosol. Los canales 730 y 731 pueden tener una sección transversal rectangular o cualquier otra forma apropiada para mejorar el enfriamiento. Por ejemplo, las aberturas 740, 742 pueden ser acampanadas para recibir el aerosol del chorro de pulverización 610. Como alternativa a un canal único que se extiende a lo largo de la barra de diodos 510, pueden colocarse una serie de canales en uno o ambos lados de la barra de diodos láser 510 por toda la longitud de la barra de diodos láser.

25

30

La FIG. 8 es una vista en sección lateral de otra forma de realización de un sistema de refrigeración 800. En la FIG. 8, se utiliza un líquido para eliminar el calor de la superficie de enfriamiento 823 pero el líquido no se utiliza en forma de aerosol. En la forma de realización de ejemplo ilustrada, el líquido sale del depósito 825 hacia una pluralidad de canales 832 situados dentro de la superficie de enfriamiento 823. La longitud de cada uno de la pluralidad de canales 832 se extiende en la dirección de la longitud de la fuente 510. El líquido se pone en contacto térmico o en contacto físico con la superficie de enfriamiento 823.

35

40

Opcionalmente, el líquido puede ser un líquido de bajo punto de ebullición que se evapora en respuesta al calor absorbido desde la superficie de enfriamiento 823. Puede utilizarse una válvula 833 para controlar la evaporación del líquido; cuando se desea un enfriamiento significativo, se abre la válvula 833 y se aplica una presión menor que el equilibrio al líquido para facilitar la evaporación. La caída de presión hace que el líquido hierva, lo que elimina el calor de la superficie de enfriamiento 823. Aunque los canales 832 se ilustran como extendiéndose en una dirección paralela a la longitud de la fuente de luz 510, y los canales se ilustran con secciones transversales rectangulares, otra forma de canales 832 alineados en uno o más en diversas direcciones son posibles y están dentro del alcance del presente aspecto de la invención. Una señal de retroalimentación puede provenir de un sensor térmico (p. ej., el sensor 524 de la FIG. 5) para controlar un solenoide de la válvula de control 833.

45

50

La FIG. 9 es una vista en sección lateral de una forma de realización de ejemplo de una cabeza 900 para estar en contacto con una superficie de piel 110 según la presente invención. La cabeza 900 tiene un sistema de refrigeración con una superficie de enfriamiento 923 que se pone en contacto físico con una masa sólida (también denominada sólido de cambio de fase). Por lo menos una parte de la masa sólida 834 cambia de fase en respuesta al calor absorbido desde la superficie de enfriamiento 923. El cambio de fase puede ser de sólido a líquido, o de sólido a gas. En algunas formas de realización, el sólido tiene una temperatura de fusión entre aproximadamente -10°C y +30°C; sin embargo, en algunas aplicaciones, pueden utilizarse materiales que sufran un cambio de fase fuera de este rango, particularmente por debajo de este rango.

55

En algunas formas de realización, la masa sólida se sitúa convenientemente dentro de una pieza de mano del dispositivo (p. ej., la pieza de mano 170 de la FIG. 1) para ser reemplazable por el usuario. En algunas formas de realización, la masa sólida se contiene en una funda aislante para evitar el contacto con las manos del usuario, y/o minimizar la fusión debida a la exposición a la temperatura ambiente. En la forma de realización ilustrada, el control de la temperatura puede lograrse utilizando un solenoide controlado manualmente o eléctricamente, o un muelle 835 para poner la masa sólida en contacto y fuera de contacto con la superficie de enfriamiento 923.

60

65

En una forma de realización del sistema de refrigeración de cambio de fase, el sólido de cambio de fase es el hielo. En esta forma de realización, un usuario podría tener uno o más bloques de hielo congelados en su congelador. Cuando el usuario deseara hacer funcionar el dispositivo fotocósmético, podría insertarse un bloque de hielo congelado en el dispositivo. En otra forma de realización también podría utilizarse hielo seco, que tiene un punto de fusión significativamente menor que el agua, para lograr una mayor capacidad de enfriamiento. Debe entenderse que el bloque de hielo puede contener agua, o agua con uno o más aditivos para tratar la piel de un usuario.

En algunas formas de realización, pueden utilizarse compuestos orgánicos comercialmente disponibles (p. ej., materiales basados en cera de parafina, ácidos grasos, polietilenos reticulados) como sólidos de cambio de fase. Ejemplos de materiales apropiados de cera de parafina incluyen el RT25 producido por Rubitherm GmbH. El RT25 tiene un punto de fusión de 27,7°C. En otras formas de realización, pueden utilizarse grasas con puntos de fusión en el rango de 20-35°C como sólido de cambio de fase. En otra forma de realización, se utiliza Ga o una aleación de Ga (p. ej., Ga/In, Ga/In/Sn, o Ga/In/Sn/Zn), que se diseña para mostrar un punto de fusión en el rango de 15-50°C, como la masa sólida. En un aleación de Ga/In, la conductividad térmica relativamente elevada del Ga (40,6 W/m*K) y del In (81,6 W/m*K) ayudaría a dispersar el calor residual por todo el volumen de la aleación. Puede utilizarse un cartucho refrigerante desechable de cambio de fase para contener el sólido de cambio de fase; por ejemplo, el sólido de cambio de fase puede utilizarse una vez y luego desecharse o puede ser recargable (es decir, se resolidifica una o varias veces).

La FIG. 10 es una forma de realización de una cabeza 1000 con un sistema de refrigeración en el que se utilizan reacciones químicas endotérmicas para el enfriamiento. Ejemplos de reacciones apropiadas son nitrato de amonio (NH_4NO_3) o cloruro de amonio (NH_4Cl) introducidos en agua provocando una reacción endotérmica. Por ejemplo, si se mezclan 200 ml de agua con 200 g de nitrato de amonio, puede lograrse una temperatura de aproximadamente -5°C, permitiendo así la absorción del calor.

En la FIG. 10, una reacción endotérmica se contiene dentro de una cámara de reacción 1050, y la cámara de reacción térmica se acopla a la superficie de enfriamiento 1023. En algunas formas de realización, la cámara de reacción 1050 podría acoplarse a la superficie de enfriamiento 1023 a través de un material que tenga una buena conductividad térmica. En algunas formas de realización, el mecanismo incluye una fina membrana 1051 que separa una primera cámara de agua y otra cámara de cloruro de amonio. En algunas formas de realización, la membrana 1051 puede romperse para iniciar la reacción y la cámara de reacción podría ser un recipiente desechable. Por ejemplo, el usuario podría ejercer una fuerza sobre una cámara de reacción de plástico flexible para romper una membrana y así producir un depósito de líquido frío antes de encender el dispositivo. De manera alternativa, la membrana puede ser eliminada o bien manipulada según cualquier medio conocido para permitir que el contenido de la primera cámara y la segunda cámara interactúen.

La FIG. 11 es una vista en sección lateral de una forma de realización de un dispositivo 1100 con un conducto 1110 y una abertura de escape 1120. En la FIG. 11, un líquido o gas que entra en la abertura de escape 1120 se dirige a una zona de piel 1130 para enfriar antes o después la zona de piel 1130 durante el tratamiento. Por ejemplo, una parte del mismo líquido refrigerante que se pulveriza sobre la superficie de enfriamiento 530 o el gas resultante de la evaporación del líquido puede entrar en el conducto 1110 y pulverizarse sobre la piel mediante una abertura 1120. La parte de líquido puede ser vapor condensado o simplemente exceso de líquido. Si, como se ha descrito anteriormente, se utilizase agua del grifo para el enfriamiento (o un refrigerante de cambio de fase de hielo como se ha descrito con respecto a la FIG. 9 según la presente invención), puede ser posible desviar una parte del agua después de haber utilizado el agua para enfriar la superficie de enfriamiento 530. En algunas formas de realización, la presión de un gas resultante de un sistema de refrigeración de cambio de fase puede utilizarse para aplicar una loción sobre la piel del paciente. Aunque la forma de realización ilustrada ilustra desviar una parte del líquido refrigerante después de su uso para enfriar la superficie 530, en algunas formas de realización una parte del líquido refrigerante puede ser proyectada directamente sobre la piel sin ser utilizada para enfriar la superficie de enfriamiento 530.

Opcionalmente, pueden añadirse uno o más aditivos al líquido a través del conducto 1112 (p. ej., para formar una loción refrescante) antes de la pulverización sobre la piel. Los aditivos podrían almacenarse en un cartucho (no mostrado) en la pieza de mano o unidad base. En algunas formas de realización, para lograr un "efecto de ducha", toda el agua que sale del disipador de calor podría expulsarse sobre la piel. Como alternativa al uso del líquido evaporativo, podría almacenarse una fuente alternativa de gas, líquido o loción (es decir, independiente del sistema de refrigeración) en un cartucho en la pieza de mano o en la unidad base y dispensado mientras la pieza de mano se mueve a través de la superficie de la piel.

Para evitar confusión, se describirán las siguientes formas de realización de ejemplo de sistemas ópticos para uso con aspectos de la presente invención con respecto a una única fuente de radiación electromagnética; sin embargo, como se ha descrito anteriormente, pueden utilizarse una o más fuentes para formar una o más zonas de radiación. En los sistemas ópticos de ejemplo que se describen más adelante, cada una de las superficies con potencia óptica tiene potencia óptica a lo largo de un primer eje (p. ej., el eje y) y potencia óptica cero a lo largo de un eje normal al primer eje (es decir, el eje x). Es decir, las lentes son cilíndricas. Aunque las formas de realización analizadas más

adelante tienen curvaturas planas o cilíndricas, otros diseños ópticos de refracción o de difracción están dentro del alcance de la presente invención.

5 La FIG. 12A es una vista lateral de un ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico de elemento único 1200 apropiado para su uso con dispositivos fotocosméticos según algunos aspectos de la presente invención. El sistema óptico 1200 incluye un elemento 1210 para transmitir luz desde una fuente de radiación electromagnética 1220 (p. ej., una barra de diodos láser) a la piel de un paciente 110. El elemento 1210 tiene una superficie de entrada 1211 y una superficie de salida 1212 configuradas para estar en contacto con la superficie de la piel de un paciente.

10 La fuente 1220 se acopla estrechamente a la superficie de entrada 1211 del elemento 1210 (p. ej., con 1 mm de separación); un acoplamiento estrecho permite que gran parte de la luz a lo largo de un eje rápido altamente divergente de una fuente de diodos láser se transmita a la piel de un paciente. En algunas formas de realización, la superficie de entrada 1211 tiene un recubrimiento antirreflectante (AR).

15 Como se ha descrito anteriormente, el elemento 1210 está hecho de un material prácticamente transparente en la longitud de onda operativa, y preferentemente está hecho de un material que es térmicamente conductor para eliminar el calor de una superficie de piel tratada (p. ej., zafiro). En algunas formas de realización, los lados 1213 del elemento 1210 se recubren con un material reflectante en la longitud de onda operativa (p. ej., cobre, plata u oro). Además, el espacio 1221, entre la fuente 1220 y la superficie de entrada 1211, puede rodearse con un material reflectante para aumentar la fuerza de la luz que incide sobre la superficie 1211.

20 En una forma de realización, el elemento óptico 1210 es una placa zafiro (es decir, las superficies 1211 y 1212 son planas, y no tienen ninguna potencia óptica). En otra forma de realización del sistema óptico 1200, la superficie óptica 1212 tiene una curvatura cilíndrica (como se muestra en la FIG. 12) y se selecciona para hacer converger la luz que incide en la superficie 1212. Por ejemplo, en una forma de realización, la superficie 1212 tiene un radio de curvatura de aproximadamente 3 mm. Este sistema puede utilizarse para tratar las estructuras de la piel que requieren una alta fluencia de tratamiento. Por ejemplo, puede utilizarse el sistema de lentes de la FIG. 13 para dirigirse a células madre del folículo piloso, glándulas sebáceas, infrainfundíbulo, tejido vascular, tatuajes o colágeno.

25 En algunas formas de realización, las superficies laterales 1213 tienen una longitud L aproximadamente en el rango de 5-50 mm, y se seleccionan una anchura en sección transversal (medida en la dirección x) y una altura (medida en la dirección y) para recoger luz desde la fuente 1220. Por ejemplo, para una fuente, compuesta por dos barras de diodos láser de 1 cm acopladas estrechamente al elemento 1210, la anchura en sección transversal se selecciona para ser de 2 cm, y la altura en sección transversal es de 2 cm.

30 Como se ilustra, el elemento óptico 1210 transmite una parte de la luz desde la fuente 1220 directamente a la superficie 1212 sin ninguna reflexión en las superficies laterales 1213 (p. ej., el rayo de ejemplo 1230) y una parte de la luz desde la fuente 1220 se refleja desde las superficies laterales 1213 antes de llegar a la superficie 1212 (p. ej., el rayo de ejemplo 1232). Un elemento, como el elemento 1210, que dirige una parte de la luz desde la fuente a la superficie utilizando la reflexión interna total también se denomina en este documento "guía de ondas".

35 Opcionalmente, puede añadirse un reflector de punta 1222 para redirigir la luz dispersada fuera de la piel de vuelta a la piel (denominado reciclaje de fotones). Para longitudes de onda cercanas al infrarrojo, entre el 40% y el 80% de la luz que incide sobre la superficie de la piel se dispersa fuera de la piel; como entenderá una persona capacitada, la cantidad de dispersión es parcialmente dependiente de la pigmentación de la piel. Redirigiendo la luz dispersada fuera de la piel de vuelta hacia la piel utilizando el reflector de punta 1222, la fluencia efectiva proporcionada por el sistema 1200 puede aumentarse en más de un factor de dos. En una forma de realización, los reflectores de punta 1222 se extienden un total de 3 mm desde la superficie lateral superior y la superficie lateral inferior del elemento 1210. En algunas formas de realización, los reflectores de punta 1222 tienen un recubrimiento de cobre, oro o plata para reflejar la luz de vuelta hacia la piel.

40 Puede aplicarse un recubrimiento reflectante a cualquier superficie no transmisora del dispositivo que esté expuesta a la luz reflejada/dispersada desde la piel. Como entenderá una persona capacitada en la técnica, la ubicación y la eficacia de estas superficies dependen de la geometría de focalización elegida y la colocación de la(s) fuente(s) de luz. El reciclaje de fotones se analiza adicionalmente en la solicitud U.S. 09/634.981, depositada el 9 de agosto de 2000, titulada "Heads for Dermatology Treatment", de Altshuler, *et al.*, y la solicitud con número de serie 09/268.433, depositada el 12 de marzo de 1999; cuyas esencias se incorporan en este documento por referencia. La FIG. 12B es una trayectoria de rayos de un ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico 1200 que tiene una fuente 1220 y un elemento 1210 como se ilustra en la FIG. 12A.

45 La FIG. 13 es una vista lateral de un ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico cilíndrico de dos elementos 1300 apropiado para su uso con dispositivos fotocosméticos según algunos aspectos de la presente invención, en la que se utiliza un colimador 1310 junto con el elemento 1210. En la FIG. 13, un colimador de eje rápido 1310 se acopla muy estrechamente a la fuente óptica 1220 (p. ej., 0,09 mm). En una forma de realización, el

colimador 1310 tiene una longitud de 1,5 mm, una superficie de entrada plana 1311, y una superficie de salida 1312 con una curvatura para colimar la salida del colimador 1310. El elemento 1210 se sitúa a 0,1 mm desde la superficie de salida 1312. El colimador 1310 produce un haz de radiación que es básicamente colimado en la dimensión y de la superficie de salida 1312. Por ejemplo, el colimador 1310 puede ser un módulo de lente número S-TIH53 producido por Limo GmbH de Dortmund, Alemania.

El haz colimado se proyecta sobre la superficie de entrada 1211 del elemento óptico 1210. Como se ha descrito anteriormente, el elemento 1210 puede ser una placa o puede ser débilmente convergente (p. ej., la superficie de salida 1212 puede tener un radio de curvatura igual a 3 mm) para compensar la dispersión en la piel. Este sistema puede utilizarse para el tratamiento de las estructuras de la piel que requieren una fluencia de tratamiento alta. Por ejemplo, el sistema de lentes de la FIG. 13 puede utilizarse para dirigirse a células madre del folículo piloso, glándulas sebáceas, infrainfundíbulo, vascular, tatuaje, o colágeno. La FIG. 13B es una trayectoria de rayos de un ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico 1300 de este tipo que tiene una fuente 1220 y un colimador 1310 y un elemento 1210 como se ilustra en la FIG. 13A.

La FIG. 14A es una vista lateral de otro ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico cilíndrico de dos elementos 1400 apropiado para su uso con dispositivos fotocosméticos según algunos aspectos de la presente invención. En el sistema óptico 1400, el colimador de eje rápido 1310 de la FIG. 13 se utiliza junto con un elemento 1420 situado a 0,1 mm de la superficie 1312 del colimador 1310 para proyectar luz desde la fuente 1220. El elemento 1420 tiene una superficie de entrada 1421 con una curvatura de 1 mm, una superficie de salida plana 1422 y una longitud de 1 mm. El sistema 1400 enfoca la luz en aproximadamente 1 mm desde la superficie 1422 (es decir, 1 mm por debajo de la superficie de la piel para las formas de realización en las que la superficie 1422 se configura para estar en contacto con la piel de un paciente). En una forma de realización, las alturas de los elementos 1310 y 1420 se seleccionan para ser de 1,5 mm. En algunas formas de realización, la lente 1420 está hecha de zafiro. Este sistema puede utilizarse para dirigirse a estructuras de piel superficiales que requieren una alta fluencia de tratamiento. Por ejemplo, el sistema de lentes de la FIG. 14 puede utilizarse para dirigirse a la psoriasis, glándulas sebáceas, tallos pilosos o células madre de cabello. La Fig. 14B es una trayectoria de rayos de un ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico 1400 de este tipo que tiene una fuente 1220 y un colimador 1310 y un elemento 1420 como se ilustra en la FIG. 14.

La FIG. 15A es una vista lateral de otro ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico cilíndrico de dos elementos 1500 apropiado para su uso con dispositivos fotocosméticos según algunos aspectos de la presente invención. La FIG. 15 ilustra un sistema óptico 1500 que puede utilizarse, por ejemplo, para enfocar la luz del diodo más profundamente que el sistema óptico 1400 de la FIG. 14. Por ejemplo, el sistema óptico 1500 puede enfocar la luz del diodo aproximadamente 2 mm por debajo de la superficie de la piel (es decir, 2 mm desde la superficie 1522) para dirigirse a estructuras profundas (p. ej., bulbo piloso, vasos sanguíneos más profundos, grasa subcutánea) en la piel.

El sistema 1500 es un sistema de lentes simétricas de dos elementos para proyectar luz desde una fuente 1220. Un primer elemento 1510 se sitúa aproximadamente a 1,4 mm de la fuente 1220 y tiene una superficie de entrada 1511 que es plana y una superficie de salida 1512 con una curvatura de 2,5 mm; por consiguiente, la lente 1510 casi colima la luz de la fuente de luz 1522. Una segunda lente 1520 que tiene una superficie de entrada 1521 con una curvatura de 2,5 mm y una superficie de salida plana 1522; por consiguiente la lente 1522 enfoca la luz casi colimada 2 mm por debajo de la superficie de la piel. En la forma de realización ilustrada, las aberraciones del sistema óptico se equilibran para lograr un perfil de intensidad óptica espacial prácticamente uniforme (es decir, de "techo plano") en la superficie de salida 1522. El perfil de intensidad de techo plano viene determinado básicamente por la aberración esférica en un plano transversal a la superficie cilíndrica 1522. En algunas formas de realización, las lentes 1510 y 1520 están hechas de zafiro. La FIG. 15B es una trayectoria de rayos de un ejemplo de una forma de realización de un sistema óptico 1500 de este tipo que tiene una fuente 1220 y un elemento 1510 y un elemento 1520 como se ilustra en la FIG. 15A.

La FIG. 16A es una ilustración esquemática de una forma de realización de ejemplo de una cabeza 1600 para llevar a cabo procedimientos fotocosméticos. La cabeza 1600 se ilustra sin alojamiento para facilitar la descripción. Como se ha descrito anteriormente la cabeza 1600 se moverá a lo largo de una zona de la piel de un paciente, por lo general en la dirección 1602 o en la dirección 1604.

La cabeza 1600 incluye un sistema óptico 206 para transmitir luz desde una fuente REM 1630. Los electrodos 1620 activan una fuente REM 1630. Un aislante eléctrico 1650 puede situarse entre los electrodos 1620 para evitar el contacto eléctrico entre los electrodos 1620. Los electrodos 1620 pueden ahusarse para reducir la zona de contacto con la piel de un paciente.

La FIG. 16B es una ilustración esquemática de una forma de realización de ejemplo de una cabeza 1650 para llevar a cabo procedimientos fotocosméticos que también proporciona la capacidad de llevar a cabo la estimulación muscular durante un procedimiento fotocosmético. La estimulación muscular eléctrica es un procedimiento muy conocido de terapia física que puede mejorar la eficacia de algunos procedimientos fotocosméticos. Por ejemplo, la

estimulación muscular eléctrica puede utilizarse para mejorar la eficacia del tratamiento de las arrugas o del tratamiento de la celulitis.

5 En una forma de realización, dos electrodos 1610 para proporcionar la estimulación eléctrica se sitúan en lados opuestos del sistema óptico 206, en una parte de la cabeza 1600 diseñada para estar en contacto con la piel de un paciente durante un tratamiento fotocosmético (es decir, durante la administración de la REM por el sistema 206). Un electrodo 1610 está en contacto con una zona de la piel de un paciente antes del sistema óptico 206 y el otro electrodo 1610 está en contacto con una zona de la piel después del sistema óptico 206.

10 Puede utilizarse un aislante eléctrico térmicamente conductor 1615 (p. ej., hecho de BeO o de diamante o de otro material adecuado) para evitar el contacto eléctrico entre los electrodos 1610 que proporcionan la estimulación eléctrica, y los electrodos 1620 que activan la fuente REM 1630. Puede situarse un aislante eléctrico 1650 entre los electrodos 1620 para evitar el contacto eléctrico entre los electrodos 1620.

15 Aplicando una corriente eléctrica constante (o pulsada) a la piel de un paciente a través de los electrodos 1610 mientras se hace pasar la pieza de mano por la superficie de la piel, pueden lograrse la estimulación muscular y el tratamiento electromagnético simultáneos. En algunas formas de realización, los electrodos pueden proporcionar una corriente de radiofrecuencia (RF) a través de la piel. De manera alternativa, los electrodos 1610 pueden proporcionar una corriente de CC o un campo de microondas. En algunas formas de realización, la piel puede escanearse con una corriente de RF o un campo de microondas para calentar selectivamente una parte de la piel para tratarla con radiación REM. Precalentar la piel puede permitir reducir la potencia de la fuente REM 1630.

20 La FIG. 17A es un dibujo esquemático de un ejemplo de una forma de realización de un dispositivo según algunos aspectos de la invención, que determina el contacto entre un elemento óptico 1704 (p. ej., el elemento 1210 de la FIG. 12) y la superficie de la piel de un paciente 1701. Para proporcionar seguridad a los ojos, en algunas formas de realización de dispositivos fotocosméticos se utiliza un sensor de contacto para permitir que una fuente de tratamiento electromagnético (p. ej., la fuente 510 de la FIG. 5) se active sólo cuando el dispositivo está en contacto con la piel de un paciente.

25 En la FIG. 17A, una fuente de iluminación 1702 (p. ej., diodo láser o LED, independiente de la fuente de tratamiento), está montada unos pocos milímetros (p. ej., 5 mm) fuera del elemento 1704, y se dirige hacia la superficie de la piel 1701. Opcionalmente, la fuente de iluminación 1702 puede montarse para dirigir la luz hacia la superficie de la piel 1701 a través del elemento 1704. La fuente 1702 puede emitir radiación en la misma longitud de onda que la fuente de tratamiento 510 pero preferentemente emite radiación en una longitud de onda diferente que la fuente de tratamiento 510. Se sitúa un detector 1712 para detectar la luz de la fuente de iluminación que se refleja o se disipa desde la superficie de la piel 1701. Opcionalmente, puede añadirse un filtro 1708 para transmitir selectivamente la fuente de luz 1702, y para eliminar las longitudes de onda de la luz correspondientes a la fuente de tratamiento 510 y cualquier otra longitud de onda de luz externa.

30 En caso de no haber contacto o de haber un mal contacto con la piel, una cantidad relativamente grande de luz de radiación de la fuente 1702 se reflejaría o se disiparía desde la superficie de la piel 1701 a través del sistema óptico 1704 hacia el detector 1712. Como se ilustra en la FIG. 17B, cuando el elemento 1740 está en buen contacto con la superficie de la piel 1701, la dispersión y la absorción en la piel podrían atenuar la luz de la fuente de iluminación 1702, y una cantidad relativamente pequeña de radiación alcanzaría el detector 1712. Por lo tanto, utilizando un medio electrónico (p. ej., un comparador) para medir la salida del detector 1712, y seleccionando un umbral apropiado, la fuente de tratamiento puede configurarse para activarse sólo cuando la salida del detector 1712 está por debajo del umbral. Opcionalmente, la fuente 1702 y/o el detector 1712 pueden situarse en una unidad base y puede utilizarse una o más fibras ópticas para acoplar la luz desde la pieza de mano a la fuente o al detector.

35 En otra forma de realización, el detector 1712 detecta la luz desde la fuente de tratamiento para determinar el contacto entre el elemento 1740 y la superficie de la piel 1701. En un sistema de este tipo, la fuente de luz 510 es dispersada y reflejada por la superficie de la piel 1701 a través del elemento 1704 al detector 1712. Un filtro de radiación 1708 puede transmitir selectivamente esta radiación dispersada y reflejada al detector 1712. En esta forma de realización, la fuente de tratamiento 510 se mantiene en un modo de baja potencia seguro para los ojos hasta que se establece un contacto firme con la superficie de la piel 1701. Cuando no hay contacto o hay un mal contacto entre la superficie de la piel 1701 y el elemento 1704, la salida del detector 1712 es relativamente baja. Sin embargo, cuando el elemento 1704 está en buen contacto con la superficie de la piel 1701, la salida del detector 1701 es relativamente alta. Por lo tanto, la fuente de tratamiento 510 podría configurarse para dispararse sólo cuando la salida del detector 1712 estuviese por encima de un nivel umbral.

40 De manera alternativa, en lugar de la fuente 1702 y el detector 1712, puede utilizarse un detector de contacto óptico estándar que esté en un ratón óptico del sistema informático, por ejemplo, el sistema óptico de contacto en un CordLess Mouseman™ producido por Logitech de Fremont, CA.

45 Como alternativa a los procedimientos ópticos de determinación del contacto, pueden utilizarse procedimientos eléctricos para detectar el contacto entre el elemento 1704 y la piel de un paciente 1701. La FIG. 17C es una vista

en sección transversal de una pieza de mano con dos contactos eléctricos situados en una parte de la pieza de mano de manera que cuando el elemento 1704 está en contacto con la piel 1701, los contactos 1720 también están en contacto con la piel 1701. El contacto puede determinarse midiendo la resistencia (o capacitancia) entre los contactos. La fuente de tratamiento 510 se activaría cuando la resistencia (o capacitancia) entre los contactos 1720 estuviese dentro de un rango seleccionado (es decir, un rango típico para la piel). En otra forma de realización, los contactos 1720 pueden ser sensores magnéticos para detectar el contacto con la superficie de la piel 1701. En otra forma de realización alternativa, los contactos pueden ser sensores mecánicos para detectar el contacto con la superficie de la piel 1701. Por ejemplo, pueden situarse uno o más botones o clavijas accionadas por resorte de manera que cuando el elemento 1704 está en contacto con la piel la clavija o el botón esté pulsado. Podrían utilizarse múltiples sensores, clavijas, botones, u otros sensores mecánicos situados alrededor del perímetro del elemento 1704 para ayudar a garantizar que toda la superficie del elemento 1704 esté en buen contacto con la piel. De manera alternativa, los contactos 1720 pueden ser células de carga convencionales para determinar el contacto con la superficie de la piel 1701. Pueden preferirse contactos, sensores, clavijas, botones u otros sensores mecánicos que permiten medir la resistencia o capacitancia para asegurarse de que el contacto es con la piel y no con otra superficie, por ejemplo, un espejo o encimera.

En otra forma de realización, se utilizan uno o más sensores de temperatura para determinar el contacto con la superficie de la piel 1701. Una temperatura de la superficie de la piel típica está en el rango de 30-32°C; por consiguiente los sensores de temperatura podrían situarse cerca de una superficie del dispositivo que se ponga en contacto con la piel de un paciente, y el contacto podría determinarse para que se produjese cuando las temperaturas medidas estuviesen dentro de un rango seleccionado (p. ej., 23-27°C). De manera alternativa, podría determinarse que el contacto se produjera cuando los sensores de temperatura midiesen una temperatura frente a una pendiente de tiempo que indica el contacto. En otra forma de realización más, en la cual se va a dispensar la loción sobre la piel (descrita anteriormente con respecto a la FIG. 11), el contacto con la piel podría detectarse utilizando un sensor de presión dentro del chorro de pulverización 1120. El sensor de presión mediría la presión necesaria para expulsar la loción sobre la piel. Sólo cuando la pieza de mano estuviese en buen contacto con la piel se proporcionaría una presión relativamente alta para dispensar la loción.

Diseños de sensores de contacto se describen con mayor detalle en la solicitud U.S. 09/847.043, de Henry Zenzie, depositada el 30 de abril de 2001, titulada "Contact Detecting Method and Apparatus for an Optical Radiation Handpiece", cuya esencia se incorpora en este documento por referencia.

Una pieza de mano se hace pasar preferentemente por la piel de un paciente dentro de un rango de velocidades especificado. Si la pieza de mano se mueve demasiado lentamente (un límite de velocidad mínimo típico estaría entre 5 y 25 mm/s, dependiendo de la aplicación), la dosis de luz será demasiado alta y puede provocar daños térmicos indeseados. Correspondientemente, si la pieza de mano se mueve demasiado rápidamente (por lo general el límite máximo de velocidad estaría entre 50 y 500 mm/s dependiendo de la aplicación), la dosis de luz será demasiado baja para lograr la eficacia del tratamiento. Por lo tanto, sólo cuando la pieza de mano se hace pasar dentro de este rango de velocidades, la pieza de mano emite una radiación electromagnética para el tratamiento. Un rango de velocidades de ejemplo para el funcionamiento de una pieza de mano fotocósmética para la depilación/retraso del crecimiento es de 10-500 mm/s que se corresponde con los rangos de velocidades aproximadamente iguales a la velocidad a la que se pasa una maquinilla de afeitar típica sobre la piel.

La FIG. 18A es una vista en corte lateral de una forma de realización de una pieza de mano 1800 con un sensor de movimiento 1820 para determinar la velocidad de la pieza de mano. El sensor de movimiento 1820 puede utilizarse para evitar herir la piel 1810 proporcionando un control de retroalimentación a una fuente de tratamiento (p. ej., la fuente 510 de la FIG. 2), de manera que si la pieza de mano permanece inmóvil o si el movimiento por la piel 1810 es demasiado rápido o demasiado lento, la intensidad de la fuente puede disminuirse o aumentarse, respectivamente, o puede desconectarse la fuente. Opcionalmente, la fuente de tratamiento puede desactivarse en lugar de reducir la potencia. En una forma de realización, se coloca una rueda 1821 para hacer contacto físico con la piel 1810, de manera que la rueda gire a medida que la pieza de mano 1800 se mueve con respecto a la piel 1810, y puede determinarse la velocidad de la pieza de mano.

La pieza de mano 1800 puede configurarse para informar al operario cuándo la velocidad de la pieza de mano está dentro o fuera de un rango de velocidades aceptable. Por ejemplo, podría configurarse un indicador táctil (p. ej., un vibrador) para hacer vibrar la pieza de mano cuando la velocidad de la pieza de mano esté dentro o fuera del rango deseado. De manera alternativa, puede utilizarse un indicador visual 1804 (p. ej., un LED) o un indicador de audio (p. ej., un mensáfono) para informar al operario de que la velocidad de la pieza de mano está dentro o fuera del rango deseado. En algunas formas de realización, pueden utilizarse múltiples indicadores 1806 (p. ej., LEDs de diferentes colores, o diferentes indicadores de sonido) para informar al operario de que la velocidad de la pieza de mano es demasiado alta o demasiado baja o está dentro del rango deseado.

La FIG. 18B es un dibujo esquemático de un ejemplo de una forma de realización de un sistema de sensores de movimiento con por lo menos una rueda 1821. Preferentemente se añade una segunda rueda 1821 y se sitúa en un lado opuesto del sistema óptico 206 para asegurarse de que toda la superficie de contacto con la piel del sistema

óptico 206 se mueve a una velocidad dentro del rango aceptable para proporcionar una iluminación uniforme sobre la piel del paciente.

5 En una forma de realización, cada rueda externa 1821 se acopla a una rueda interna auxiliar correspondiente 1822 que tiene unas perforaciones alrededor de su perímetro. Una fuente 1830 proyecta luz en la dirección de un detector correspondiente 1832 para que una rueda 1821 gire, las perforaciones de la rueda auxiliar 1822 transmiten y bloquean alternativamente la luz proyectada por la fuente 1830; como resultado, a medida que la pieza de mano 1800 (visible en la FIG. 18A) se mueve por la piel del paciente, los detectores 1832 producen una señal que tiene una cadena de pulsos.

10 Una persona capacitada entenderá que la velocidad de la pieza de mano por la piel del paciente es proporcional a la velocidad a la que se producen los pulsos. Un controlador 1834 correlaciona la velocidad de pulsos con la velocidad de la pieza de mano. El diseño de rueda auxiliar perforada descrita anteriormente es similar a un diseño de ratón de sistema informático estándar, por ejemplo, una rueda de ratón en el 3 Bth Wheel Mouse producida por Logitech Corporation de Fremont, CA, que es sólo un ejemplo de un dispositivo para medir la velocidad de la pieza de mano, muchos otros dispositivos son posibles y están dentro del alcance de este aspecto de la invención. Por ejemplo, en una forma de realización alternativa, un simple motor eléctrico se acopla a la rueda 1821 para generar una tensión que es proporcional a la velocidad de la pieza de mano.

15 La FIG. 19 ilustra otro dispositivo óptico 1900 con un sensor de movimiento para determinar la velocidad de la pieza de mano. En el dispositivo 1900, una fuente de luz 1902 (p. ej., un LED infrarrojo) se acopla a la fibra de transmisión 1904. Un detector de luz 1910 (p. ej., una cámara CCD económica o un sensor de diodos) se acopla al extremo de una fibra receptora 1906. En el dispositivo 1900, los extremos de la fibra de transmisión 1904 y de la fibra de recepción 1906 se acoplan para formar una fibra única 1909 que está en contacto con la piel 1908. Una parte de la luz proyectada sobre la superficie de la piel 1908 por la fibra de transmisión 1904 a través del extremo de la fibra 1908 es reflejada o dispersada desde la superficie de la piel 1908 y es recibida por la fibra de recepción 1906 a través del extremo de la fibra 1909 y es detectada por el detector 1910. Dado que la superficie de la piel 1908 tiene una estructura semiperiódica (p. ej., las distancias entre tejidos similares como el folículo piloso, los vasos, las glándulas son una estructura casi constante) la salida del detector se modula a una velocidad que depende de la velocidad de la pieza de mano. Una persona capacitada entenderá que la velocidad de la pieza de mano puede calcularse a partir de la salida del detector modulada. Opcionalmente, pueden añadirse una segunda fibra de transmisión 1905 y una fibra de recepción 1907 acopladas a través del extremo de la fibra 1911, de manera que las parejas primera y segunda fibra de transmisión/fibra de recepción se sitúen en lados opuestos del sistema óptico 206 para asegurarse de que toda la superficie en contacto con la piel del sistema óptico 206 se mueve por la piel con una velocidad aceptable para proporcionar una iluminación uniforme sobre la piel del paciente.

20 En el sistema 1900, cada fibra transmisora 1904, 1905 se acopla a una fibra receptora correspondiente 1906, 1907; de manera alternativa, una fibra de transmisión y la correspondiente fibra de recepción, pueden estar en contacto con la piel en puntos distintos y separados (es decir, la fibra de transmisión y la fibra de recepción correspondiente no se acoplan en la piel); en una forma de realización de este tipo, los extremos de las fibras en contacto con la piel pueden estar separados a cualquier distancia a la que puedan detectarse de manera fiable los fotones dispersados por las capas de tejido. En tales formas de realización, el límite superior en la distancia de separación de las fibras se produce cuando la luz acoplada a la fibra de recepción se reduce a un punto en el que la cantidad de fotones dispersados genera una señal que es demasiado pequeña para ser detectada con precisión.

25 Aunque se han descrito dispositivos ópticos para medir la velocidad de la pieza de mano, debe entenderse que otros procedimientos de medición de la velocidad están dentro del alcance de este aspecto de la invención. Por ejemplo, dispositivos electromagnéticos que miden la velocidad de la pieza de mano mediante la grabación de la dependencia del tiempo de las propiedades eléctricas (capacitancia y resistencia)/magnéticas de la piel a medida que la pieza de mano se mueve respecto a la piel. De manera alternativa, puede medirse el espectro de frecuencias o la amplitud de sonido emitido mientras se arrastra un objeto por la superficie de la piel y la información resultante puede utilizarse para calcular la velocidad porque el espectro acústico depende de la velocidad. Otra alternativa es utilizar sensores térmicos para medir la velocidad de la pieza de mano, utilizando dos sensores separados por una distancia a lo largo de la dirección en la que se mueve la pieza de mano a lo largo de la piel (p. ej., uno antes del sistema óptico y otro después). En tales formas de realización, un primer sensor monitoriza la temperatura de la piel no tratada, que es independiente de la velocidad de la pieza de mano, y un segundo sensor monitoriza la temperatura de la piel después de la irradiación; cuanto más lenta es la velocidad de la pieza de mano, mayor es la fluencia transmitida a una zona dada de la piel, lo que resulta en una mayor temperatura de la piel medida por el segundo detector. Por lo tanto, la velocidad puede calcularse en base a la diferencia de temperatura entre los dos sensores.

30 Un sistema alternativo para medir la velocidad de la pieza de mano que utiliza características térmicas utiliza una fuente de calor (p. ej., la fuente de tratamiento u otro medio para calentar una zona de piel) situada a una distancia seleccionada de un sensor térmico a lo largo de la dirección en la que se mueve la pieza de mano a lo largo de la piel. En tales formas de realización, la velocidad de la pieza de mano puede determinarse a partir de la temperatura medida por el sensor térmico. Para una pieza de mano de velocidad baja, el calor tendría tiempo suficiente para propagarse por la piel desde la fuente de calor al sensor térmico; sin embargo, a una velocidad alta el calor no

tendría tiempo de alcanzar el sensor térmico. Por lo tanto, una temperatura de piel alta medida por el sensor térmico indicaría una velocidad baja mientras que una temperatura de piel baja indicaría una velocidad alta.

5 En una forma de realización alternativa de un sensor de velocidad, se utiliza un dispositivo óptico para medir la velocidad de la pieza de mano utilizando técnicas de desplazamiento Doppler. En un sistema de este tipo, la longitud de onda de la luz de un láser de sondeo se proyecta sobre la piel y la velocidad se determina por la frecuencia desplazada de una parte reflejada de la luz.

10 En cualquiera de las formas de realización anteriormente indicadas, puede utilizarse un sensor de velocidad junto con un sensor de contacto (p. ej., un sensor de contacto como se ha descrito anteriormente con respecto a las FIGS. 17A-17 C). En una forma de realización de una pieza de mano, el contacto y la velocidad están determinadas por el mismo componente. Por ejemplo, puede utilizarse un sensor de tipo ratón óptico como el utilizado en un ratón óptico de ordenador convencional para determinar la velocidad y el contacto. En un sistema de este tipo, se utiliza un sensor matricial CCD (o CMOS) para obtener continuamente imágenes de la superficie de la piel. Haciendo un seguimiento de la velocidad de un conjunto determinado de características de la piel como se ha descrito anteriormente, puede medirse la velocidad de la pieza de mano y dado que la potencia de la señal óptica recibida por el sensor matricial aumenta al entrar en contacto con la piel, puede determinarse el contacto monitorizando la potencia de la señal. Además, puede utilizarse un sensor óptico como un dispositivo CCD o CMOS para detectar y medir el nivel de pigmentación de la piel o el tipo de piel en base a la luz que se refleja desde la piel; puede variarse el tratamiento según el nivel de pigmentación o el tipo de piel.

25 En algunas formas de realización de la presente invención, se utiliza un sensor de movimiento junto con un tabla de retroalimentación o una tabla de consulta para controlar la salida de la fuente de radiación. Por ejemplo, la potencia láser emitida puede aumentarse en proporción a la velocidad de la pieza de mano según una tabla de consulta. De esta manera, puede mantenerse una temperatura de piel fija a una profundidad seleccionada (es decir, manteniendo un flujo constante en la superficie de la piel) a pesar de que una pieza de mano se mueve en un rango de velocidades de pieza de mano. La potencia utilizada para alcanzar una temperatura de la piel dada a una profundidad especificada se describe con mayor detalle en la solicitud de patente U.S. Nº 09/634.981, que se incorporó anteriormente por referencia en este documento. De manera alternativa, puede monitorizarse la temperatura de la piel después del tratamiento, y utilizarse un bucle de retroalimentación para mantener la fluencia prácticamente constante en la superficie de la piel variando la potencia de salida del láser. La temperatura de la piel puede monitorizarse utilizando sensores térmicos convencionales o un sensor óptico en el infrarrojo medio sin contacto. Los sensores de movimiento anteriormente indicados son de ejemplo; la detección de movimiento puede lograrse por otros medios como el sonido (p. ej., utilizando información Doppler).

35 Aunque las formas de realización anteriormente indicadas se analizaron con respecto a un sistema de monitorización de la velocidad de la pieza de mano a medida que es movida por un operario, la pieza de mano podría montarse en un plataforma de traslación para mover la pieza de mano por la superficie de la piel a una velocidad predeterminada controlada. En una forma de realización de este tipo, el dispositivo se colocaría con respecto al paciente para tratar una zona seleccionada de la piel, y la plataforma de traslación podría moverse a una zona subsiguiente según fuera necesario.

45 La FIG. 20 es un dibujo esquemático de un ejemplo de una forma de realización de una pieza de mano 2000 que ilustra algunos aspectos de un dispositivo fotocosmético autónomo. La pieza de mano 2000 incluye una fuente óptica 2055, una fuente de alimentación 2047, un sistema óptico 2044, un sistema de refrigeración 2046 y un sensor de velocidad y/o de contacto 2048. El dispositivo se muestra en contacto con una zona de piel 2043. El sistema óptico 2044 acopla la luz de la fuente de luz 2055 a la zona de tratamiento de la piel 2043.

50 El sistema de refrigeración 2046 puede ser un enfriador de cambio de fase o cualquier otro sistema de refrigeración apropiado. En algunas formas de realización el sistema de refrigeración 2046 está en buen contacto térmico con el disipador de calor 2045 (o los electrodos u otra superficie de enfriamiento, no mostrada). Una fuente de alimentación 2047 (p. ej., una batería o un condensador) suministra corriente eléctrica a la fuente óptica 2055. El sensor de contacto y/o velocidad 2048 asegura un tratamiento seguro y efectivo como se ha descrito anteriormente en esta memoria. Aunque se ilustra un sensor de contacto y velocidad como componente único, debe entenderse que el sensor de contacto y velocidad pueden ser diferentes componentes y que pueden existir múltiples de cada tipo de sensor como se ha descrito anteriormente. La electrónica de control 2049 procesa los datos de los sensores de contacto/velocidad 2048 o de otros sensores (p. ej., sensores térmicos) y la fuente óptica de control 2055 y el sistema de refrigeración 2046. El sistema de refrigeración 2046 puede enfriarse antes del tratamiento a través de una placa de contacto térmico 2050. La fuente de alimentación 2047 puede cargarse a través del contacto eléctrico 2051. Un botón de encendido/apagado 2052 controla la energía eléctrica. Puede utilizarse un alojamiento 2053 para encerrar, proteger o montar una o más de las partes anteriormente indicadas.

65 Opcionalmente, puede situarse un dispositivo de depilación 2054 para la depilación antes de la irradiación por luz de una fuente óptica 2055 para garantizar que no haya prácticamente vello en la superficie de la piel. Por ejemplo, el dispositivo de depilación 2054 puede ser una hoja de afeitador (p. ej., una navaja de seguridad, un cartucho de afeitador), una rasuradora eléctrica, un dispositivo de extracción en el que el vello se adhiere a una superficie y se extrae a

medida que la pieza de mano se mueve por la piel de un usuario (p. ej., un dispositivo como la Epilady™ fabricada por Happy Lady, Inc.), un dispositivo abrasivo que deshace el vello, o un compuesto químico que disuelve el vello. Un dispositivo de depilación puede hacerse desechable de manera que el dispositivo de extracción del vello sea fácilmente sustituible por un usuario. En caso de vello grueso, puede utilizarse una máquina de afeitar con una o una pluralidad de cuchillas; sin embargo en caso de vello fino, puede utilizarse un papel abrasivo. Una parte del cuerpo que tiene inicialmente vello grueso puede tener vello fino después de uno o más tratamientos fotocosméticos; por consiguiente, puede utilizarse una hoja de afeitar para los primeros tratamientos y puede utilizarse un papel abrasivo para tratamientos posteriores. En algunas formas de realización, el papel abrasivo puede moverse simplemente por la piel con una pasada del dispositivo fotocosmético, y en otras formas de realización el papel puede hacerse vibrar mediante un mecanismo de vibración (p. ej., un motor).

La FIG. 21 es un dibujo esquemático de un ejemplo de una forma de realización de una estación de acoplamiento de pieza de mano 2100 para acoplar una pieza de mano 2000. La estación de acoplamiento 2100 se encuentra en un alojamiento 2155. La fuente de alimentación 2156 carga la batería/el condensador 2047 a través de un contacto eléctrico 2051. El material de refrigeración 2046 se enfría mediante un refrigerador 2157 (p. ej., un elemento Peltier). Por ejemplo, puede utilizarse el refrigerador 2157 para recargar un sistema de refrigeración, por condensación de un líquido de cambio de fase o por congelación de un sólido de cambio de fase. El disipador de calor 2058 disipa el calor producido por el refrigerador 2157. El disipador de calor 2058 puede utilizar medios (de cambio de fase) gaseosos, líquidos, o sólidos para la eliminación de calor o puede ser simplemente unas aletas que se enfrían por exposición a temperatura ambiente. El cable umbilical 2159 contiene cables para suministrar energía eléctrica a la estación de acoplamiento desde una toma de corriente eléctrica y puede incluir adicionalmente tubos de agua para enfriar el disipador de calor 2058. Un dispositivo fotocosmético autónomo y una estación de acoplamiento de la pieza de mano se describen con mayor detalle en la solicitud U.S. Nº 60/292827, depositada el 28 de diciembre de 2000, de G. Altshuler *et al.*, titulada "Method and Apparatus for EMR Treatment", cuya esencia se incorpora en este documento por referencia.

Para algunas formas de realización de un dispositivo fotocosmético, resulta ventajoso tener uno o más componentes reemplazables. Por ejemplo, en algunas formas de realización, donde la pieza de mano probablemente se caerá o se utilizará incorrectamente, puede ser ventajoso fabricar uno o más sistemas ópticos extraíbles de la pieza de mano. Además, para lograr una variedad de tratamientos que requieren diferentes fuentes ópticas o sistemas ópticos (p. ej., tratamiento de la eliminación de lesiones pigmentadas y tratamiento para lograr la eliminación del vello), componentes ópticos intercambiables permitirían al usuario llevar a cabo aplicaciones diferentes con la misma pieza de mano. Además, para los sistemas que emplean fuentes de luz o fuentes de alimentación con una duración limitada, puede ser deseable la sustitución de las fuentes de luz al final de la vida útil.

La FIG. 22 es un dibujo esquemático de un ejemplo de una forma de realización de una pieza de mano 2200 que tiene una cabeza desmontable 2210. La pieza de mano 2200 tiene un mango 2220 acoplado a una cabeza 2210. El mango 2220 puede acoplarse a la cabeza 2210 utilizando cualquier procedimiento de fijación conocido. Preferentemente la cabeza 2210 incluye componentes ópticos (p. ej., la cabeza 1600 de la FIG. 16A) para facilitar el uso de componentes reemplazables.

La FIG. 23 es un dibujo esquemático de un ejemplo de una forma de realización de una pieza de mano modular 2300 que tiene uno o más componentes adecuados para facilitar la fabricación y/o el reemplazo por el usuario. Por ejemplo, la pieza de mano 2300 facilita el ensamblaje y/o el reemplazo de un conjunto de cabeza 2310 (que incluye un sistema óptico), un conjunto de enfriamiento 2320 y un conjunto de potencia 2330. Preferentemente, la pieza de mano modular 2300 se configura de manera que cuando se monta, el conjunto de cabeza 2310 entra en contacto con un enchufe de acoplamiento del conjunto de potencia 2330.

La FIG. 24 es un dibujo esquemático que ilustra un conjunto óptico 2400 que incluye una fuente 2410 (p. ej., dos barras de diodos láser). La fuente 2410 puede incorporarse en un cartucho desechable reemplazable por el usuario, incluyendo los electrodos 2412, el disipador de calor 2430, el sistema óptico 2420 y las placas de acoplamiento 2440. Las placas de acoplamiento 2440 pueden utilizarse para fijar el sistema óptico 2420, la fuente 2410 y el disipador de calor 2430. Preferentemente el mecanismo de fijación de la fuente 2410 se configura para alinear automáticamente la fuente 2410 al sistema óptico 2420. También preferentemente, las placas de acoplamiento están hechas de un material que tiene una buena conductividad térmica (p. ej., cobre) para conducir el calor del sistema óptico 2420. Para simplificar la alineación de la fuente 2410 y el elemento 2420, la fuente 2412 puede montarse fijamente al sistema óptico 2420.

Además de reemplazar la fuente 2410 al final de su tiempo de vida útil, también puede ser deseable facilitar la sustitución de las fuentes de luz 2410 por el usuario para su uso para diferentes tratamientos cosméticos sin tener que comprar múltiples piezas de mano. Además, puede ser deseable facilitar la sustitución de las fuentes de luz 2410 por el usuario en base al tipo de piel, tipo de cabello y/o la ubicación de la zona de piel a tratar (p. ej., axilas, bikini, pierna, cara).

La FIG. 25 es un dibujo esquemático de un ejemplo de un dispositivo fotocosmético 2500 que ilustra algunos aspectos de la presente invención. El dispositivo 2500 tiene una cabeza 2580 y un mango 2590. La cabeza 2580

tiene un primer sistema óptico 2510 (p. ej., el sistema óptico 310 de la FIG. 3) para formar una primera zona de radiación (p. ej., zona 311 en la FIG. 3), y un segundo sistema óptico 2515 (p. ej., el sistema óptico 315 de la FIG. 3) para formar una segunda zona de radiación (p. ej., zona 316 en la FIG. 3) en la piel de un paciente. Como se ha descrito anteriormente con respecto a la FIG. 3, la radiación para formar la primera zona y la segunda zona puede ser de una única fuente dividida o de dos fuentes (fuentes no mostradas). El dispositivo 2500 incluye también un sistema de sensores de movimiento con una rueda 2521 (p. ej., correspondiente a la rueda 1821 de la FIG. 18), y una segunda rueda 2522 (p. ej., correspondiente a la rueda 1822 de la FIG. 18) situada en un lado opuesto del sistema óptico 2510 para asegurarse de que toda la piel en contacto con la superficie del elemento óptico 2510 se mueve a una velocidad dentro del rango aceptable para proporcionar una iluminación prácticamente uniforme sobre la piel del paciente.

La FIG. 26A es un dibujo esquemático de un ejemplo de una cabeza fotocosmética 2600 que ilustra aspectos de la presente invención dirigidos al tratamiento de una zona de piel curva (p. ej., una mandíbula, espalda o brazo). La cabeza 2600 incluye dos sistemas de transmisión pivotantes 2610 y 2620 para proporcionar radiación electromagnética. Los componentes de la cabeza 2600 se encuentran básicamente dentro de un alojamiento 2630 y están acoplados a una unidad base (no mostrada) a través de un cable 2640. El alojamiento 2630 se ilustra como un contorno transparente para facilitar la descripción. El tamaño de los componentes de la cabeza 2600 puede seleccionarse según la parte del cuerpo con la que van a utilizarse, y múltiples cabezas pueden ser conectables al cable 2640 para permitir el tratamiento de diversas partes del cuerpo. De manera alternativa, cada cabeza puede tener un cable fijo de manera que cada cable pueda ser conectado a una unidad base y ser retirado.

La FIG. 26B es un dibujo esquemático de una forma de realización de dos sistemas de transmisión 2610 y 2620 de una cabeza para tratar una superficie curva. Los sistemas de transmisión 2610 y 2620 se ilustran sin un alojamiento para ilustrar sus posiciones relativas. La FIG. 26B ilustra que esos sistemas de transmisión pivotan en por lo menos una dirección de rotación para facilitar el mantenimiento del contacto con una superficie de piel curva. Por ejemplo, los sistemas de transmisión 2610 y 2620 pueden montarse en ángulo uno respecto al otro (p. ej., 5-30 grados) y montarse para permitir la rotación alrededor del eje X y X'.

La FIG. 27 es un dibujo esquemático que ilustra una forma de realización de algunos aspectos de la pieza de mano 2700 según la presente invención. La pieza de mano 2700 incluye un alojamiento 2710 con un mango 2702 y una cabeza 2704. La pieza de mano 2700 incluye un conjunto de cabeza 2710 (que incluye un sistema óptico), un conjunto de refrigeración 2720 y un conjunto de potencia 2730.

La FIG. 28 es una ilustración esquemática de una forma de realización de un dispositivo fotocosmético 2800 según por lo menos algunos aspectos de la presente invención. El dispositivo 2800 incluye una pieza de mano 2810, una unidad base 2820, un cable 2826 para acoplar la pieza de mano 2810 a la unidad base 2820. La pieza de mano 2810 puede ser agarrada por un operario para mover una cabeza 2830 por la piel de un paciente (no mostrada). La cabeza 2830 puede ser cualquier cabeza descrita en este documento o cualquier otra cabeza adecuada para lograr un tratamiento fotocosmético, por ejemplo, cualquiera de los tratamientos descritos más adelante.

Lo siguiente es un análisis de ejemplos de tratamientos que pueden lograrse utilizando el dispositivo y los procedimientos según la presente invención; sin embargo, los tratamientos analizados son de ejemplo y no pretenden ser limitativos. El dispositivo y los procedimientos según la presente invención son versátiles y pueden aplicarse a cualquier tratamiento conocido o aún por desarrollar.

Mecanismos de tratamiento de ejemplo incluyen la absorción de luz por un cromóforo dentro de un tejido responsable del estado cosmético no deseado o por un cromóforo cerca del tejido. El tratamiento puede lograrse mediante un calentamiento limitado del tejido diana por debajo de la temperatura de daño irreversible, o puede lograrse mediante un calentamiento que provoca daños irreversibles (p. ej., desnaturalización). El tratamiento puede lograrse por estimulación directa de la respuesta biológica al calor, o por inducción de una cascada de fenómenos de manera que se logre una respuesta biológica indirectamente por el calor. Un tratamiento puede resultar de una combinación de cualquiera de los mecanismos anteriormente mencionados. Opcionalmente, puede aplicarse enfriamiento, corriente eléctrica CC o CA (RF), vibración física u otra acción/estímulo físico a una zona de tratamiento o zona adyacente para aumentar la eficacia de un tratamiento. Un tratamiento puede resultar de una sola sesión, o pueden utilizarse múltiples sesiones para lograr un efecto clínico deseado.

Un dispositivo según uno o más aspectos de la invención puede operar en una variedad de rangos ópticos. Por ejemplo, la radiación electromagnética proporcionada a la piel puede tener una longitud de onda dentro del rango de 380-1900 nm. La potencia de la luz proporcionada puede estar en el rango de 0,001-300 W/cm, y las velocidades de escaneo de ejemplo incluyen 0,1-500 mm/seg. Las características deseadas de radiación pueden lograrse mediante cualquier LED, lámpara y diodo láser adecuado o cualquier otra fuente de luz adecuada disponible actualmente o aún por desarrollar.

La depilación inducida por radiación es un tratamiento cosmético que podría llevarse a cabo por el dispositivo y los procedimientos según aspectos de la presente invención. En el caso de la depilación, la principal diana para la destrucción térmica es el bulbo piloso y preferentemente la matriz pilosa, papila pilosa o membrana basal del bulbo.

Para los tratamientos de depilación, la melanina situada en el tallo piloso y en el folículo es el cromóforo diana. Aunque el bulbo contiene melanina y por lo tanto puede ser tratado térmicamente, la membrana basal, que proporciona la ruta de comunicación para el crecimiento del pelo entre la papila dentro del bulbo y la matriz dentro del tallo piloso, contiene la mayor concentración de melanina y puede fijarse como objetivo de manera selectiva.

Las longitudes de onda entre 0,6 y 1,2 μm se utilizan por lo general para la depilación. Mediante una combinación adecuada de potencia, velocidad y geometría de focalización, pueden calentarse diferentes dianas relacionadas con el pelo (p. ej., bulbo, matriz, membrana basal, células madre) hasta la temperatura de desnaturalización mientras la dermis circundante permanece intacta. Dado que tanto el folículo piloso diana como la epidermis contienen melanina, puede utilizarse una combinación de enfriamiento por contacto epidérmico y un ancho de pulso largo para evitar daños epidérmicos. Se da una explicación más detallada de la depilación en la solicitud de patente provisional copendiente número 60/363.871, titulada "METHOD AND APPARATUS FOR HAIR GROWTH CONTROL", de Rox Anderson, *et al.*, depositada el 12 de marzo de 2002, que se incorpora en este documento por referencia.

La depilación suele requerirse sobre grandes zonas (p. ej., la espalda y las piernas), y por lo tanto la potencia requerida es correspondientemente grande (del orden de 20-500 W) para lograr tiempos de tratamiento cortos. Las barras de diodos de generación de corriente son capaces de emitir 40-60 W a 800 nm, lo que las hace efectivas para su uso en algunas formas de realización del dispositivo fotocosmético según la presente invención.

Procedimientos de ejemplo de gestión del crecimiento del vello pueden lograrse combinando una irradiación de baja potencia de los folículos pilosos con una extracción física y con luz del tallo piloso, y/o una extracción física completa o no completa del folículo piloso del cuerpo. Según algunas formas de realización, la irradiación se logra irradiando una parte de la piel que contiene el folículo piloso con una fuente de luz que emite en un rango de longitudes de onda absorbidas por la melanina u otros cromóforos endógenos o exógenos en el folículo. La extracción física puede llevarse a cabo mediante técnicas mecánicas, electromecánicas u otras técnicas adecuadas. Este tratamiento puede utilizarse para la reducción temporal de vello o la reducción permanente de vello.

Una primera forma de realización de ejemplo de un procedimiento de gestión del crecimiento del vello según la presente invención incluye primero eliminar físicamente el vello ("depilación") y a continuación irradiar la piel como se ha descrito anteriormente. Según algunas formas de realización, la depilación puede ajustarse para eliminar en su mayoría los tallos pilosos de sus folículos pilosos; de manera alternativa la depilación puede ser hasta la zona queratinizada. Esta depilación puede hacerse por depilación electromecánica o a la cera.

El fototratamiento puede llevarse a cabo, por ejemplo, utilizando una de las formas de realización del dispositivo fotocosmético descrito anteriormente. Según estas formas de realización, la luz es absorbida por la melanina en la matriz pilosa y como resultado de la lesión térmica el crecimiento del vello se ralentiza o se detiene por completo.

Opcionalmente, después de la depilación pero antes de la irradiación, puede aplicarse una loción tópica a la piel (p. ej., a través de la pieza de mano) en una zona de tratamiento para llenar los folículos pilosos vacíos correspondientes al pelo eliminado. En algunas formas de realización, la loción transparente se selecciona para tener un índice de refracción en un rango adecuado para proporcionar un efecto de guía de ondas para dirigir la luz a una zona de la piel que será irradiada. Preferentemente el índice de refracción de la loción es mayor que el índice de refracción del agua (es decir, aproximadamente 1,33 dependiendo de los aditivos químicos del agua). En algunas formas de realización, el índice de refracción de la loción es mayor que el índice de refracción de la dermis (es decir, aproximadamente 1,4). En algunas formas de realización, el índice de refracción de la loción es mayor que el índice de refracción de la vaina radicular interna (es decir, aproximadamente 1,55). En formas de realización donde el índice de refracción es mayor que el índice de refracción de la vaina radicular interna, la luz que incide en la superficie de la piel puede proporcionarse directamente a la matriz pilosa sin atenuación significativa.

La longitud de pulso efectiva utilizada para irradiar la piel viene dada por el tamaño de haz dividido por la velocidad de escaneo de la fuente de irradiación. Por ejemplo, un tamaño de haz de 2 mm movido a una velocidad de escaneo de 50-100 mm/s proporciona una longitud de pulso efectiva de 20-60 ms. Para una densidad de potencia de 250 W/cm la fluencia efectiva es de 5-10 J/cm², que duplica aproximadamente la fluencia de la luz proporcionada por un dispositivo sin el uso de una loción de alto índice.

En algunas formas de realización, puede ajustarse el pH de la loción para disminuir el umbral de desnaturalización de las células de la matriz. En tales formas de realización, se requiere menor potencia para dañar la matriz pilosa y proporcionar así una gestión del crecimiento del vello. Opcionalmente, la loción puede doparse con moléculas o iones o átomos con una absorción significativa de la luz emitida por la fuente. Debido a la mayor absorción de luz en el folículo piloso debido a la loción, puede utilizarse una fuente de irradiación de menor potencia para proporcionar suficiente irradiación para calentar la matriz pilosa.

Una segunda forma de realización de ejemplo de un procedimiento de gestión de crecimiento del vello según la presente invención incluye irradiar primero la piel y, a continuación eliminar físicamente el vello como se ha descrito anteriormente. Irradiando primero la piel se debilita la unión del tallo piloso al folículo o del folículo piloso a la dermis.

Por consiguiente, la depilación mecánica o electromecánica puede lograrse más fácilmente (p. ej., utilizando una depilación a la cera suave o una depiladora electromecánica) y puede reducirse el dolor.

5 La irradiación puede debilitar la unión del bulbo piloso a la piel o a la grasa subcutánea; por lo tanto, es posible sacar un porcentaje significativamente mayor de folículo piloso de la piel en comparación con la depilación sola. Debido a que el diámetro del bulbo piloso está cerca del diámetro de la vaina radicular externa, tirar del vello con el bulbo piloso puede destruir permanentemente todo el folículo piloso incluyendo las células madre. Por consiguiente, irradiando primero y depilando a continuación, puede retrasarse o ponerse fin al crecimiento de nuevo vello.

10 El tratamiento de la celulitis es otro ejemplo de un problema cosmético que puede tratarse mediante el dispositivo y los procedimientos según aspectos de la presente invención. La formación de los hoyuelos característicos de la celulitis comienza con una pobre circulación sanguínea y linfática, que a su vez inhibe la eliminación de los residuos celulares. Por ejemplo, las células muertas no eliminadas en el espacio intracelular pueden perder lípidos con el tiempo. Los daños en el tejido conectivo y la posterior formación de nódulos ocurren debido a la continua
15 acumulación de toxinas y productos celulares de desecho.

Lo siguiente son dos tratamientos de ejemplo para la celulitis, ambos destinados a estimular tanto el flujo sanguíneo como el crecimiento de fibroblastos. En un primer tratamiento de ejemplo, se crean zonas localizadas de daño térmico utilizando una fuente de tratamiento que emite en el espectro cercano al infrarrojo (p. ej., en una longitud de onda en el rango de 650-1850 nm) en combinación con un sistema óptico diseñado para enfocar 2-10 mm por debajo de la superficie de la piel. En una forma de realización, se proporciona luz con una densidad de potencia de 1-100 W/cm a la superficie de la piel, y el dispositivo se opera a una velocidad para crear una temperatura de 45 grados Celsius a una distancia de 5 mm por debajo de la piel. Puede aplicarse la refrigeración para evitar o reducir los daños a la epidermis para reducir la formación de heridas. Detalles adicionales de alcanzar una temperatura seleccionada a una distancia seleccionada por debajo de la piel se dan en la solicitud de patente U.S. 09/634.691, depositada el 9 de agosto de 2000, cuya esencia se incorporó por referencia anteriormente en este documento. El tratamiento puede incluir la compresión del tejido, el masaje del tejido o pases múltiples sobre el tejido.

En un segundo tratamiento de ejemplo, se utiliza una fuente de tratamiento que emite luz cercana al infrarrojo (p. ej., un diodo emisor de luz que emite en una longitud de onda en el rango de 700-1300 nm) para enfocar la luz a una distancia de 2-10 mm por debajo de la superficie de la piel, para elevar la temperatura de la dermis/grasa subcutánea hasta un punto muy por debajo del umbral de daño térmico (p. ej., una temperatura en el rango de 42-60 grados Celsius). Según el segundo tratamiento de ejemplo, el calentamiento puede aumentar la tasa de lipólisis (es decir, la quema de grasas) y causar apoptosis (es decir, la muerte celular programada) de las células grasas. Opcionalmente, puede utilizarse una crema lipolítica tópica en combinación con el segundo tratamiento de ejemplo; el perfil de temperatura elevada en la dermis/grasa subcutánea puede mejorar la penetración de la crema y aumentar así su eficacia. Debido al tiempo de relajación térmica muy largo de la grasa subcutánea (es decir, más de 1 minuto), los tratamientos de escaneo múltiple de una zona pueden lograr el calentamiento deseado de la grasa, manteniendo al mismo tiempo una temperatura normal de la superficie de la piel. Los tratamientos de ejemplo
40 anteriormente indicados pueden utilizarse para la activación del metabolismo de las grasas y la reducción de las grasas.

El acné es otro trastorno de la piel muy común que puede tratarse utilizando el dispositivo y los procedimientos según aspectos de la presente invención. El acné se produce cuando el sebo de las glándulas sebáceas no puede llegar a la superficie de la piel a través del folículo piloso, y se produce una infección bacteriana en el folículo piloso. El tratamiento fotocosmético es una alternativa a los tratamientos tradicionales (p. ej., medicamentos orales y tópicos).

Los siguientes son procedimientos de ejemplo del tratamiento del acné según la presente invención. En cada uno de los procedimientos de ejemplo, la zona tratada real puede ser relativamente pequeña (suponiendo el tratamiento del acné facial), por lo que puede utilizarse una fuente CW de baja potencia. Un primer tratamiento posible es dañar selectivamente la glándula sebácea para evitar la producción de sebo. Las glándulas sebáceas se sitúan aproximadamente 1 mm por debajo de la superficie de la piel. Al crear un punto focal a esta profundidad y utilizando una longitud de onda que es absorbida selectivamente por los lípidos (p. ej., cerca de 0,92, 1,2 y 1,7 μm), se hace posible la destrucción térmica directa. Por ejemplo, para causar la desnaturalización térmica, puede generarse una temperatura de 45-65 grados Celsius a aproximadamente 1 mm por debajo de la superficie de la piel utilizando cualquiera de los procedimientos descritos en la solicitud de patente U.S. 09/634.691, depositada el 9 de agosto de 2000, cuya esencia se incorporó por referencia anteriormente en este documento.

60 Opcionalmente, puede utilizarse una matriz lineal de puntos focales (como se ha descrito anteriormente con respecto a la FIG. 4) para crear islas de daño. Aunque no puede saberse la posición exacta de las glándulas sebáceas, cada tratamiento con una matriz de puntos focales resultará en un determinado número de glándulas sebáceas que quedarán dañadas. De esta manera, tratando la zona múltiples veces, quedará dañado un número significativo de glándulas sebáceas.

65

- Un tratamiento alternativo para el acné implica calentar una glándula sebácea hasta un punto por debajo de la temperatura de desnaturalización térmica (p. ej., hasta una temperatura de 45-65 grados Celsius) para lograr que cese la producción de sebo y la apoptosis (muerte celular programada). Tal tratamiento selectivo puede aprovechar el bajo umbral térmico de las células responsables de la producción de sebo con respecto a las células circundantes.
- 5 Otro tratamiento alternativo del acné es la destrucción térmica del suministro de sangre a las glándulas sebáceas (p. ej., calentando la sangre hasta una temperatura de 60-95 grados Celsius).
- Para los tratamientos del acné anteriormente indicados, la glándula sebácea puede ser sensibilizada a una radiación cercana al infrarrojo utilizando compuestos como verde de indocianina (ICG, absorción cerca de 800 nm) o azul de metileno (absorción cerca de 630 nm). De manera alternativa, pueden utilizarse agentes de terapia fotodinámica no térmicos como la fotofrina para sensibilizar las glándulas sebáceas. En algunas formas de realización, pueden utilizarse portadores bioquímicos como los anticuerpos monoclonales (MABs) para proporcionar selectivamente estos compuestos de sensibilización directamente a las glándulas sebáceas.
- 10 Aunque los procedimientos anteriormente indicados se han descrito como tratamientos para el acné, porque los tratamientos implican el daño/la destrucción de las glándulas sebáceas (y por lo tanto, la reducción de la producción de sebo), los tratamientos también pueden utilizarse para tratar la piel excesivamente grasa.
- Otro procedimiento de tratamiento del acné basado en la luz implica la destrucción térmica de las bacterias (*P. acnes*) responsables de la inflamación característica asociada con el acné. La destrucción de las bacterias puede lograrse dirigiendo las porfirinas almacenadas en *P. Acnes*. Las porfirinas, como las protoporfirinas, coproporfirinas y protoporfirinas-Zn, son sintetizadas por bacterias anaerobias como su producto metabólico. Las porfirinas absorben la luz en la región del espectro visible desde 400-700 nm, con el mayor pico de absorción alrededor de los 415 nm. Proporcionando luz en los rangos de longitudes de onda seleccionados con suficiente intensidad, el calor resultante de la absorción causa la muerte de las bacterias. Por ejemplo, el efecto deseado puede lograrse utilizando una fuente de tratamiento que emite en una longitud de onda en el rango de 360-700 nm utilizando un sistema óptico diseñado para enfocar 0,2-1 mm por debajo de la superficie de la piel y una densidad de potencia de 0,01-10 W/cm en la superficie de la piel.
- 20 Otra técnica más para el tratamiento del acné implica el uso de luz para ampliar la abertura de un folículo piloso infectado para permitir la salida del sebo sin obstáculos. En una forma de realización de la técnica, se aplica a la superficie de la piel una loción que preferentemente se acumula en la abertura del folículo (p. ej., una loción consistente de lípidos con un colorante orgánico no orgánico o partículas de absorción). Se hace coincidir una longitud de onda de la fuente de tratamiento con una banda de absorción de la loción. Por ejemplo, en el caso de una loción dopada con ICG la longitud de onda de la fuente es de 790-810 nm. Utilizando un sistema óptico para generar una temperatura de 45-100 grados Celsius en el infundíbulo/infrainfundíbulo, por ejemplo, generando una fluencia en la superficie de la piel (p. ej., 1-100 W/cm), la abertura del folículo puede expandirse y se permite que el sebo salga del folículo piloso y la remodelación del infrainfundíbulo para evitar la formación del comedón (es decir, de la espinilla).
- 30 El tratamiento de las arrugas no ablativo, que ahora se utiliza como alternativa al tradicional rejuvenecimiento de la piel con láser ablativo de CO₂, es otro tratamiento cosmético que podría llevarse a cabo mediante el dispositivo y los procedimientos según aspectos de la presente invención. El tratamiento de las arrugas no ablativo se logra enfriando simultáneamente la epidermis y proporcionando luz a la capa superior de la dermis para estimular térmicamente los fibroblastos para generar una nueva deposición de colágeno.
- 35 En el tratamiento de las arrugas, dado que el principal cromóforo es el agua, las longitudes de onda que van de 0,8-2 μm son las longitudes de onda apropiadas de radiación de tratamiento. Puesto que sólo las arrugas de la cara suelen ser de preocupación estética, la zona tratada es por lo general relativamente pequeña y la tasa de cobertura necesaria (cm²/seg) es correspondientemente baja, y puede utilizarse una fuente de tratamiento de potencia relativamente baja. Puede utilizarse un sistema óptico que proporcione un enfoque por debajo de la superficie en combinación con un enfriamiento epidérmico para lograr el resultado deseado. Es importante un control preciso de la temperatura de la dermis superior; si la temperatura es demasiado alta, el daño térmico inducido de la epidermis será excesivo, y si la temperatura es demasiado baja, la cantidad de deposición de colágeno nuevo será mínima.
- 40 Puede utilizarse un sensor de velocidad (en el caso de una pieza de mano que se pasa manualmente) o un accionamiento mecánico para controlar con precisión la temperatura de la dermis superior. De manera alternativa, podría utilizarse un sensor térmico del infrarrojo medio sin contacto para monitorizar la temperatura dérmica.
- 45 Las lesiones vasculares (p. ej., manchas de vino de oporto, rosácea, arañas vasculares) presentan otro problema cosmético que podría tratarse mediante el dispositivo y los procedimientos según aspectos de la presente invención. Para el tratamiento de lesiones vasculares, el cromóforo diana es la sangre en estas lesiones. Longitudes de onda de tratamiento de ejemplo van de 0,4-0,6 μm para lesiones vasculares superficiales y 0,6-1,3 para lesiones vasculares profundas. En el caso del tratamiento de las arañas vasculares, el tamaño relativamente grande y el largo tiempo de relajación térmica correspondiente del tejido diana requiere una gran deposición de energía durante un período de tiempo largo para lograr la destrucción térmica y preservar la epidermis. Además, puede utilizarse un enfriamiento epidérmico agresivo (especialmente para pacientes con un tipo de piel más oscura IV-VI) para evitar
- 50
- 55
- 60
- 65

daños epidérmicos. El uso de fuentes CW es ventajoso en el tratamiento de lesiones porque, al igual que la depilación, parte de la estructura diana (la pared venosa) contiene poca sangre y debe ser dañada por difusión térmica.

5 Las lesiones pigmentadas como las manchas de la edad pueden ser eliminadas fijando selectivamente como objetivo las células que contienen melanina en estas estructuras. Estas lesiones se localizan utilizando un sistema óptico que enfoca a una profundidad de 100-200 μm por debajo de la superficie de la piel y pueden ser fijadas como objetivo con longitudes de onda en el rango de 0,4-1, μm . Puesto que las células individuales que tienen melanina son pequeñas con un tiempo de relajación térmico corto, resulta útil un foco por debajo de la superficie poco profundo para alcanzar la temperatura de desnaturalización.

10 La eliminación del olor de las axilas es otro problema que podría tratarse mediante un dispositivo y unos procedimientos según aspectos de la presente invención. En un tratamiento de este tipo, se utiliza una fuente con una longitud de onda absorbida selectivamente por las glándulas ecrinas/apocrinas para dañar térmicamente las glándulas ecrinas/apocrinas. Opcionalmente, puede utilizarse un compuesto de sensibilización para aumentar el daño.

15 La eliminación de tatuajes es otro procedimiento que puede lograrse mediante el dispositivo y los procedimientos según aspectos de la presente invención. Los dispositivos convencionales para la eliminación de tatuajes incluyen el láser de rubí Q-switched de pulso corto (10-50 ns), de alejandrita, de Nd:YAG y de Nd:YAG de doble frecuencia, para la eliminación de tatuajes cosméticos. Por lo general, se selecciona una longitud de onda de la fuente en base al color del tatuaje a eliminar (p. ej., se utiliza un láser verde para eliminar una parte roja de un tatuaje). Puesto que las partículas de tinta están de hecho incorporadas en las células individuales, una forma de realización de un tratamiento térmico para la eliminación de tatuajes provoca la ruptura de las células, liberando así la tinta.

20 Las formas de realización de ejemplo del dispositivo según aspectos de la presente invención para su uso en la eliminación de tatuajes utilizan una fuente CW, y un sistema óptico seleccionado para enfocar bien la radiación desde una fuente de tratamiento a la profundidad donde residen las células que contienen las partículas de tinta (p. ej., 150-700 μm) para romper las células que contienen tinta. De manera alternativa, también puede ser posible calentar las células por debajo de su punto de desnaturalización térmica e inducir la apoptosis. En el caso de las formas de realización diseñadas para provocar la apoptosis, la curación puede mejorarse operando la fuente de radiación en un modo casi continuo mientras que la pieza de mano se hace pasar continuamente por la superficie de la piel para crear zonas en las que las células están dañadas y zonas de zonas no irradiadas en medio. En algunas formas de realización, podría utilizarse la retroalimentación de un sensor de velocidad para controlar la emisión del láser y crear líneas equidistantes de daño independientes de la velocidad de la pieza de mano. Para eliminar completamente el tatuaje, se requerirían múltiples tratamientos.

25 En algún dispositivo convencional de eliminación de tatuajes relativamente caro, un láser de Nd:YAG de doble frecuencia Q-switched que emite a 0,532 μm se combina con un (Nd:YAG) que emite a 1,064 μm , y un láser de alejandrita que emite a 0,755 μm ; los láseres son operados selectivamente en las células diana que contienen diversos colores de tinta de tatuaje. Formas de realización del dispositivo modular según aspectos de la presente invención ofrecen una alternativa relativamente económica al sistema anteriormente indicado. Por ejemplo, una forma de realización de la presente invención puede configurarse para permitir el uso de fuentes ópticas que emiten en distintas longitudes de onda o bandas de longitudes de onda o una única fuente y unos componentes ópticos para modificar la longitud de onda de la luz generada por una fuente. En particular, para lograr una longitud de onda cercana a la longitud de onda de 0,755 μm , puede utilizarse una barra de diodos láser de 0,808 μm ; y podría insertarse un módulo de cristal de Nd:YAG en la pieza de mano que sería bombeada por la barra de diodos láser para producir una longitud de onda cercana a la longitud de onda de 1,064 μm ; y para producir una longitud de onda cercana a la longitud de onda de 0,532 μm , puede utilizarse un cristal SHG para duplicar la frecuencia de un diodo láser que emite una radiación de una longitud de onda de 1,064 μm . De manera alternativa, puede utilizarse un cristal de duplicación de auto-frecuencia como un Nd:YCOB.

30 La terapia de baja intensidad (LIT) es otro procedimiento que puede lograrse mediante el dispositivo y los procedimientos según aspectos de la presente invención. La LIT puede utilizarse para el tratamiento de heridas, tratamiento del síndrome del túnel carpiano, o para estimular el crecimiento del cabello, o para acelerar las reacciones bioquímicas. Las densidades de potencia y las longitudes de onda (630-820 nm) utilizadas por lo general para las LITs pueden lograrse utilizando fuentes de tratamiento LED o diodos láser. Opcionalmente pueden utilizarse uno o más de los tratamientos anteriormente indicados para aplicaciones LIT veterinarias.

35 La eliminación de o la reducción de la prominencia de estrías y cicatrices son procedimientos que pueden lograrse utilizando el dispositivo y los procedimientos según aspectos de la presente invención. Similar al caso del rejuvenecimiento de la piel no ablativo, para lograr los procedimientos anteriormente indicados puede ser posible estimular la deposición de colágeno y la curación de heridas creando una fina capa dañada térmicamente en la dermis superior.

65

La eliminación de verrugas es otro procedimiento que puede lograrse utilizando el dispositivo y los procedimientos según aspectos de la presente invención. La eliminación de verrugas puede lograrse utilizando una fuente que produzca luz en la región de la absorción de sangre (0,5-0,8 μm). Esta longitud de onda es absorbida selectivamente por la hemoglobina, que parece cortar el suministro de sangre a la verruga.

5

La psoriasis es un trastorno de la piel que puede tratarse utilizando el dispositivo y los procedimientos según aspectos de la presente invención. Las formas de realización de ejemplo de la presente invención configuradas para tratar la psoriasis emiten a longitudes de onda cerca de los 800 nm. Opcionalmente, pueden utilizarse uno o más agentes de sensibilización como los fármacos fotodinámicos o el ICG/azul de metileno. El tratamiento puede aplicarse varias veces por semana, y puede proporcionarse de varias maneras diferentes que incluyen islas (o líneas) de tratamiento. La aplicación adicional del dispositivo y los procedimientos según aspectos de la presente invención incluye facilitar la administración de medicamentos tópicos y preparados cosméticos a la piel.

10

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo fotocosmético para su uso en una zona de la piel de un paciente, que comprende:
- 5 una cabeza de tratamiento para su uso muy cerca de la piel del paciente;
por lo menos una fuente para generar una radiación electromagnética situada dentro de la cabeza de
tratamiento y configurada para proyectar la radiación sobre la zona de piel;
una superficie de enfriamiento acoplada térmicamente a la por lo menos una fuente;
- 10 y
un mecanismo para poner en contacto una sustancia sólida de cambio de fase con la superficie de
enfriamiento de manera que por lo menos una parte de dicha sustancia sólida cambie de fase tras el contacto
con dicha superficie en respuesta a la absorción de calor de la misma.
- 15 2. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que la sustancia sólida de cambio de fase comprende hielo, hielo
seco, Ga, una aleación de Ga, o un compuesto orgánico.
3. El dispositivo de la reivindicación 1 ó 2, en el que la superficie de enfriamiento es una superficie de un
electrodo térmicamente conductor que suministra energía a la fuente.
- 20 4. El dispositivo de la reivindicación 1 ó 2, en el que la superficie de enfriamiento es una superficie de un
disipador de calor térmicamente conductor que se acopla térmicamente a la fuente.
5. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que la fuente es una de una barra de diodos
láser, un diodo emisor de luz y una lámpara.
- 25 6. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que el dispositivo comprende adicionalmente
un sensor de contacto y/o de movimiento.
- 30 7. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, que comprende adicionalmente un recipiente para
contener la sustancia sólida de cambio de fase, estando el recipiente acoplado al mecanismo.
8. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, que incluye adicionalmente un mecanismo para
proyectar un líquido o un gas resultante del cambio de fase de la sustancia sólida de cambio de fase sobre la
piel del paciente.
- 35

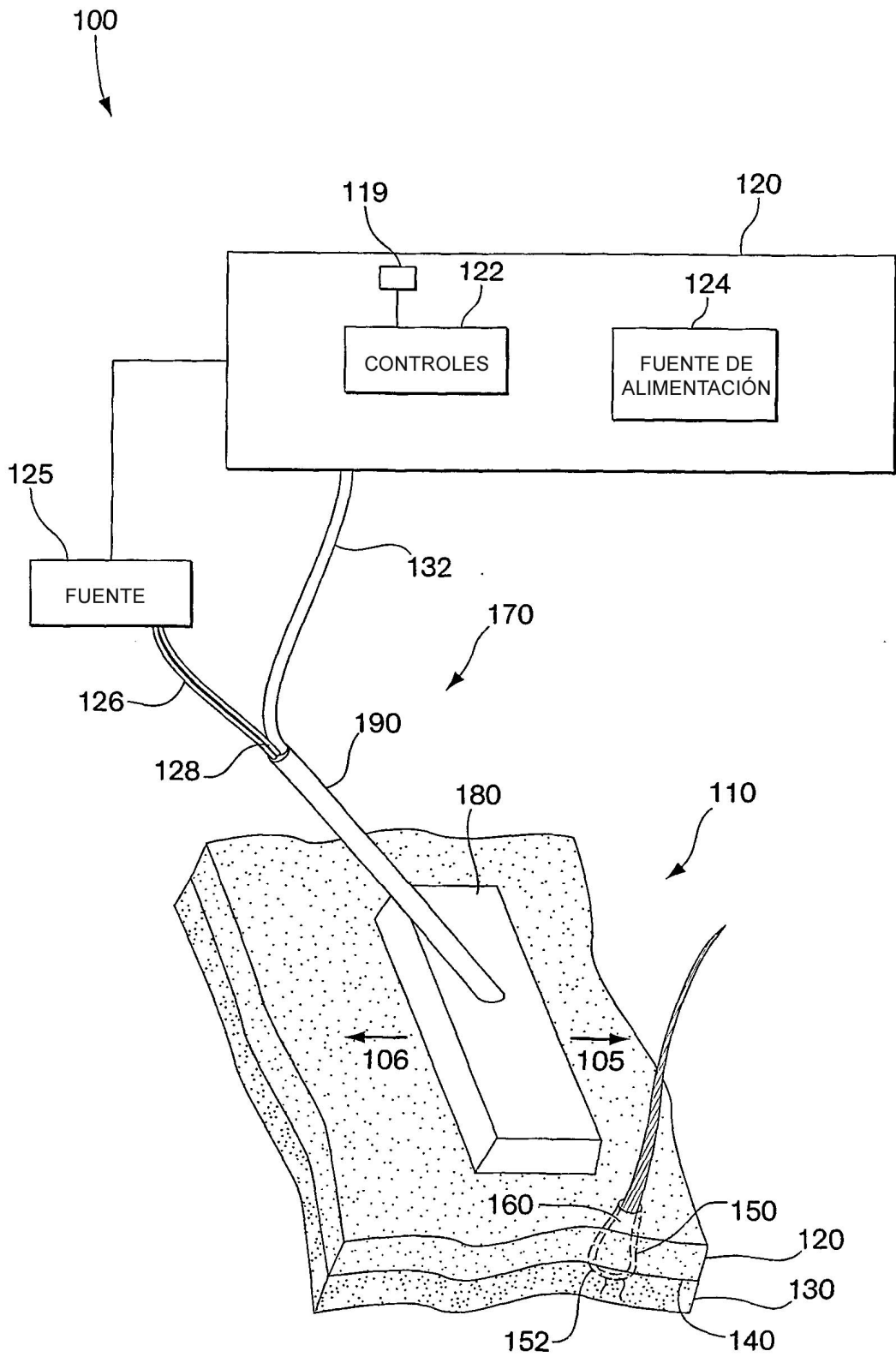


Fig. 1

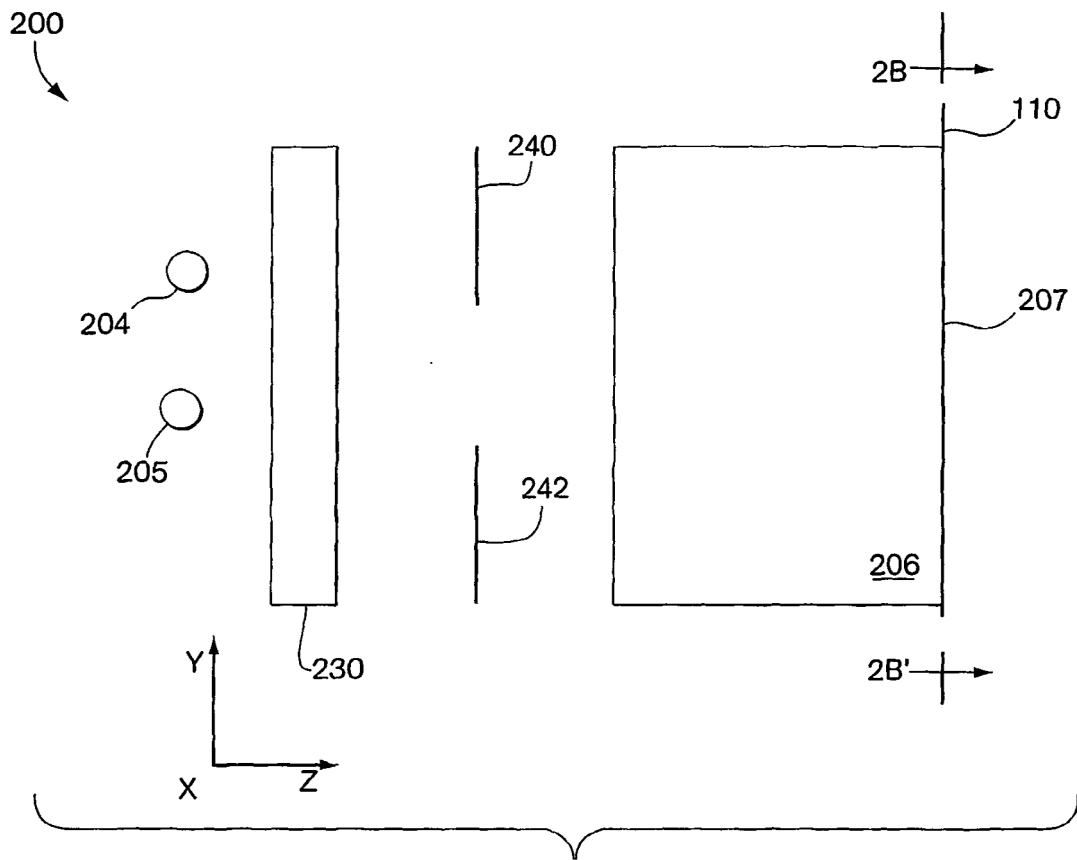


Fig. 2A

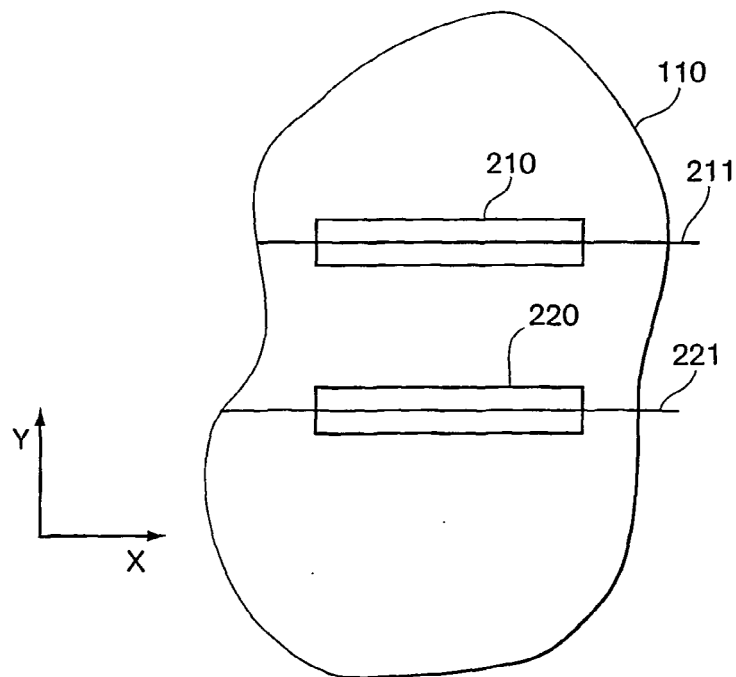


Fig. 2B

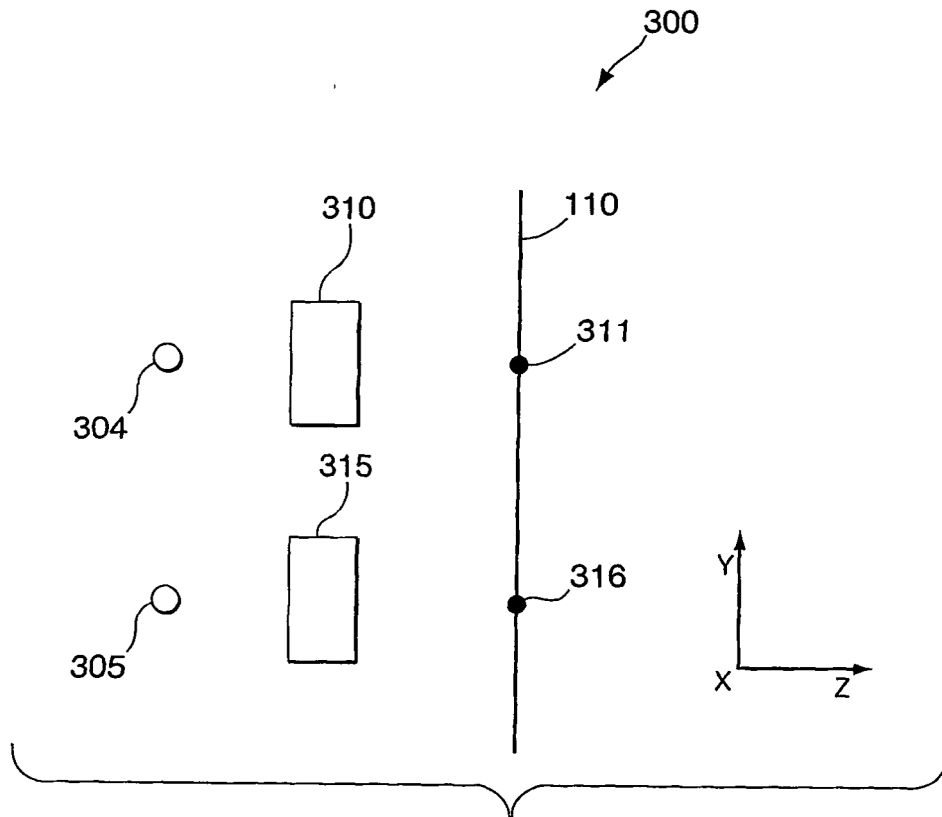


Fig. 3

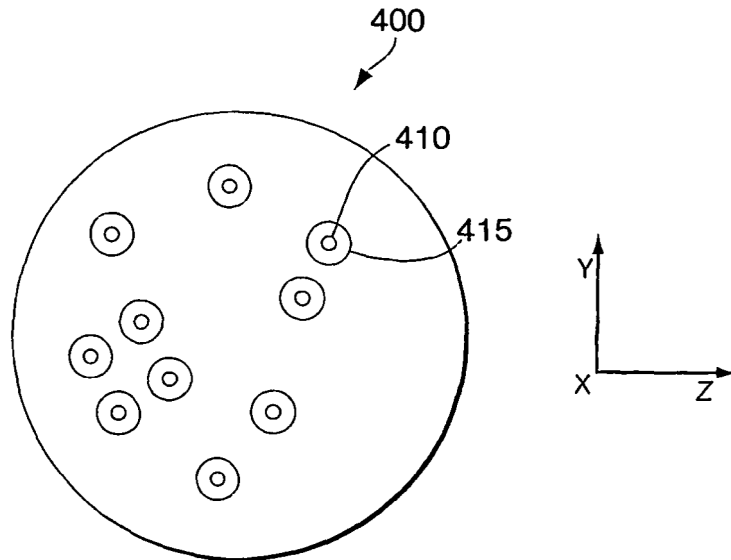


Fig. 4

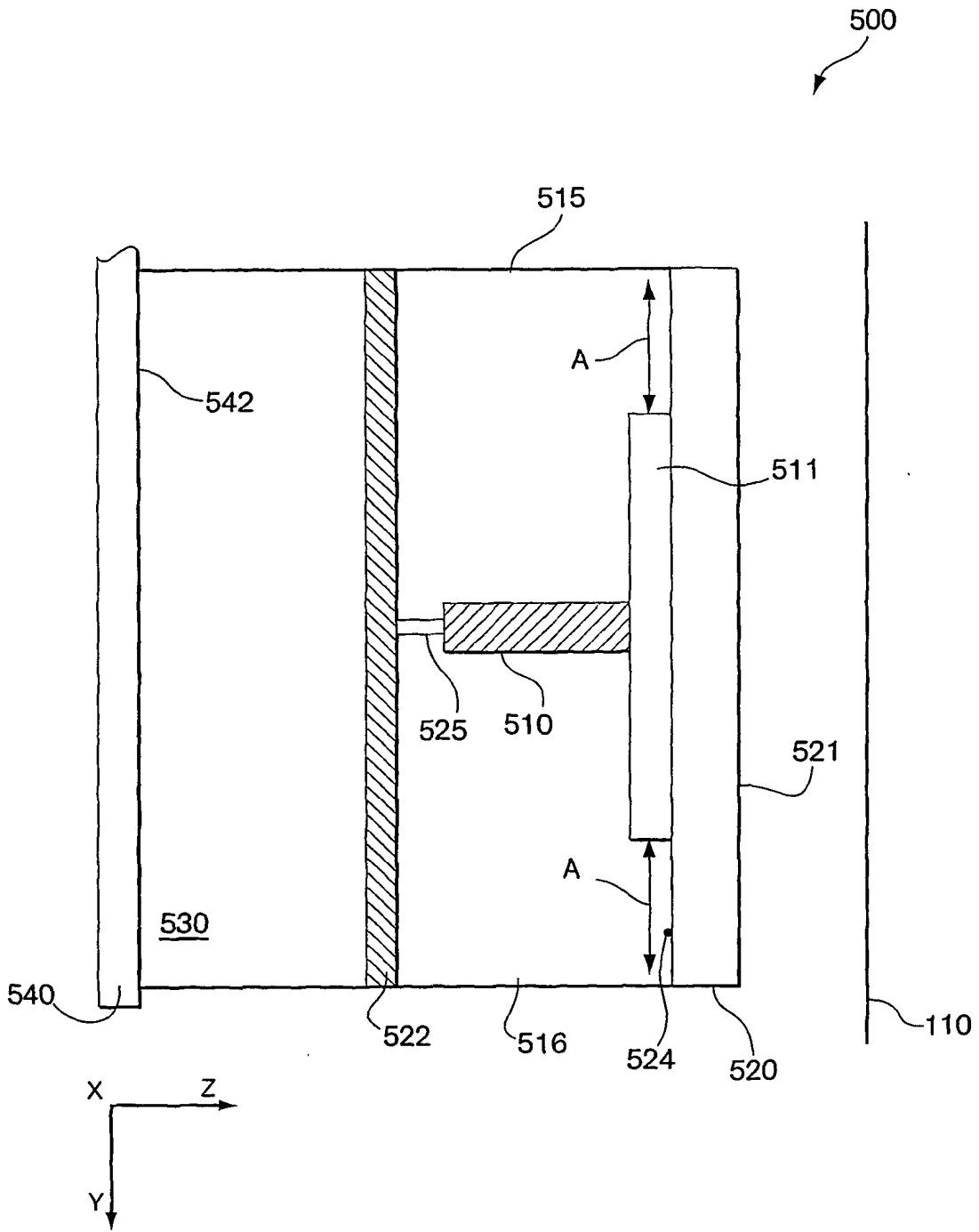


Fig. 5

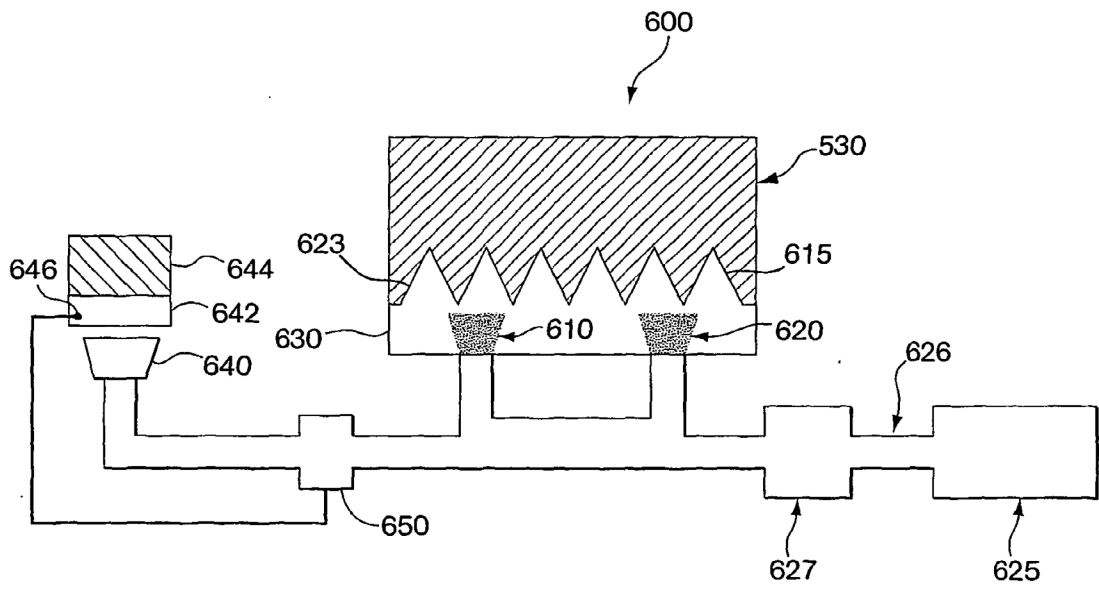


Fig. 6A

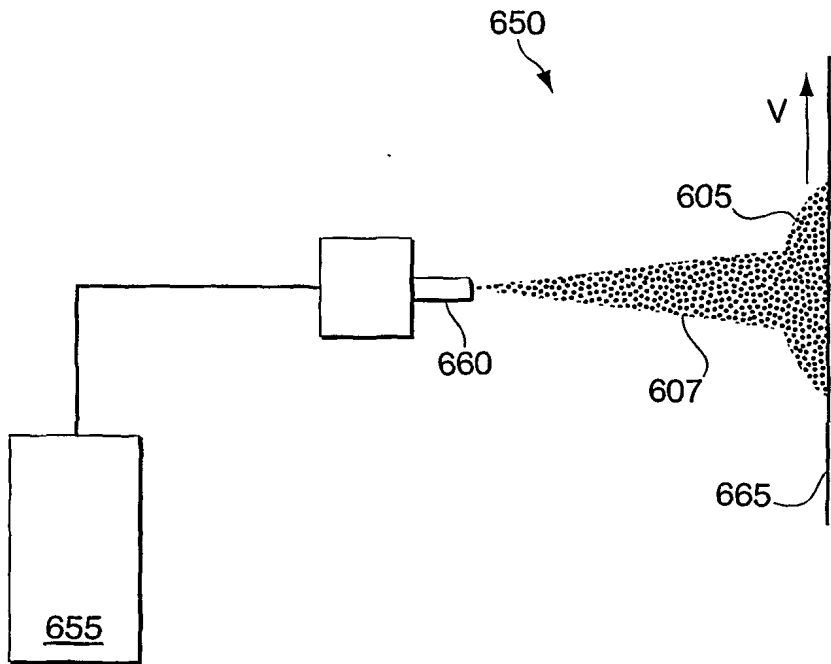


Fig. 6B

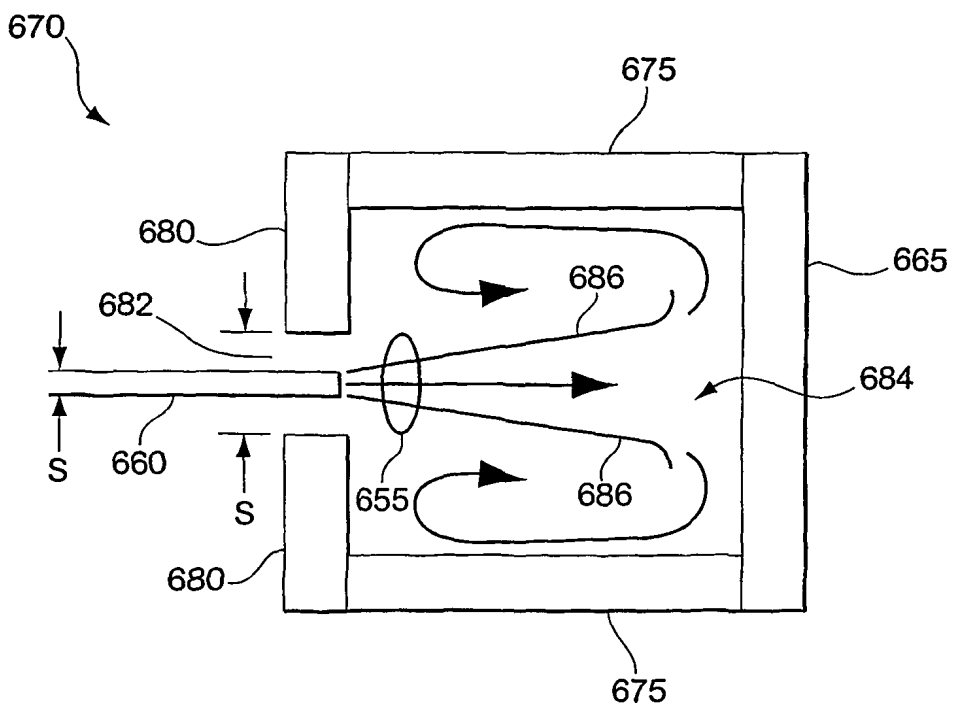


Fig. 6C

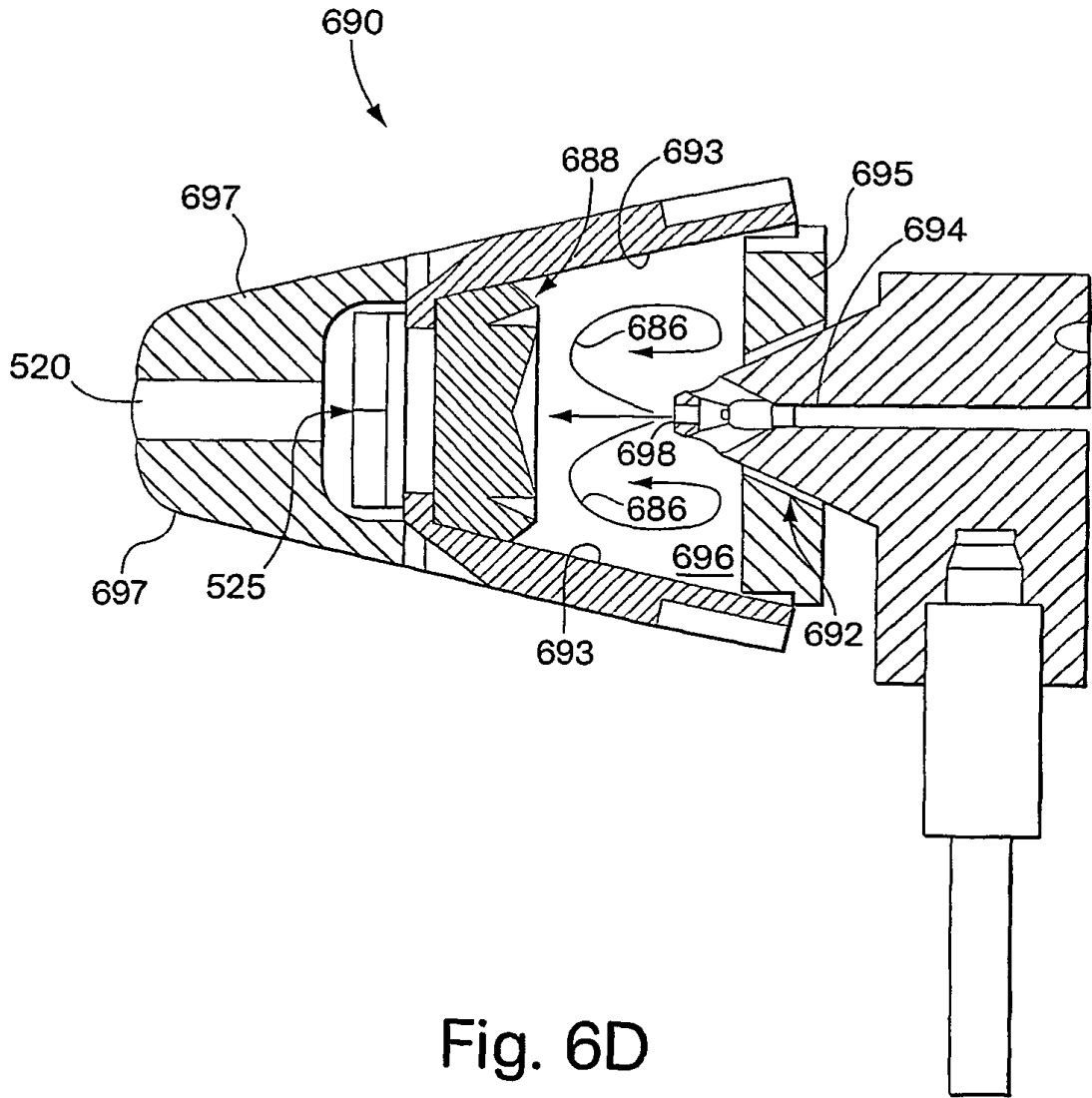


Fig. 6D

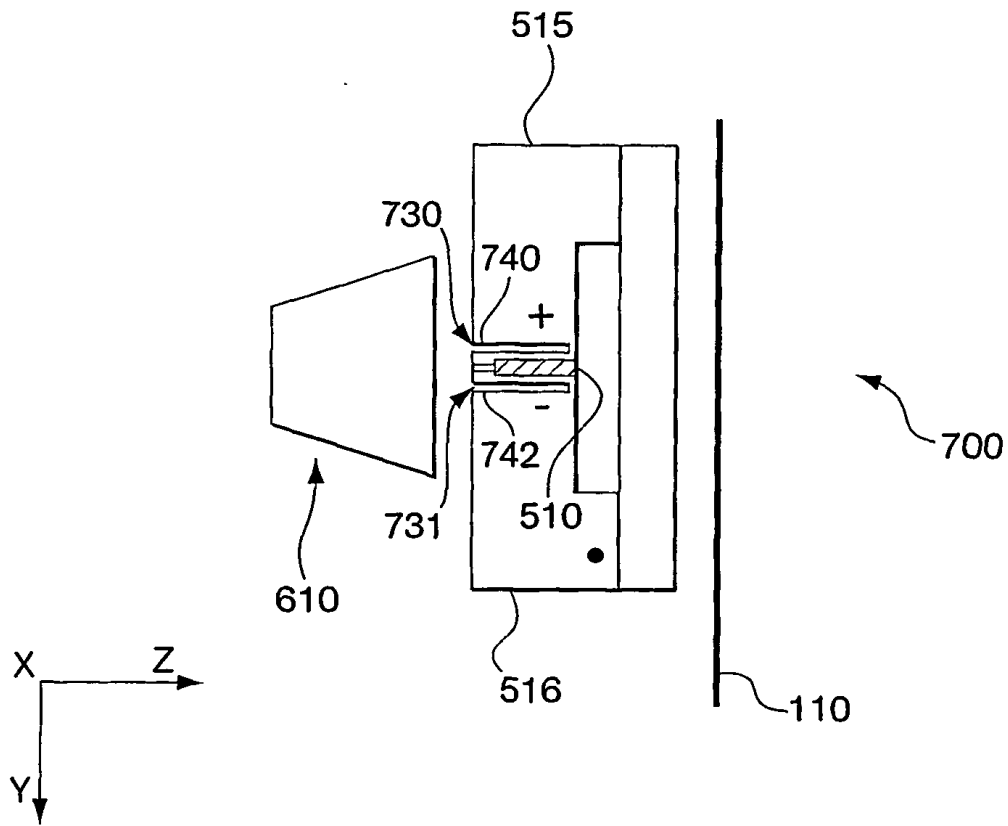
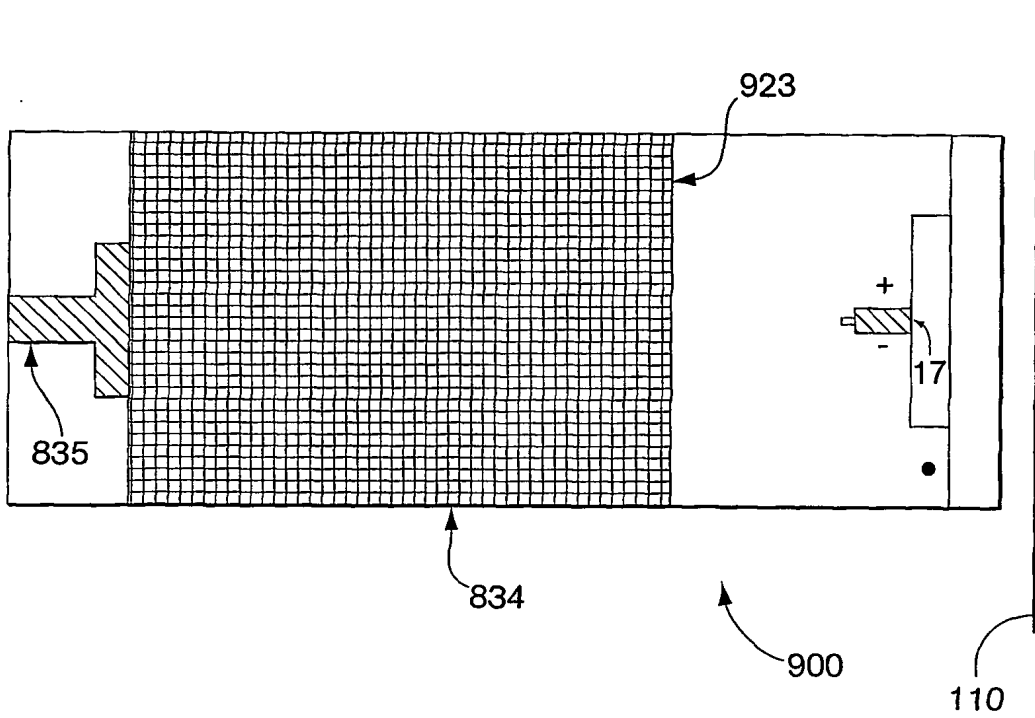
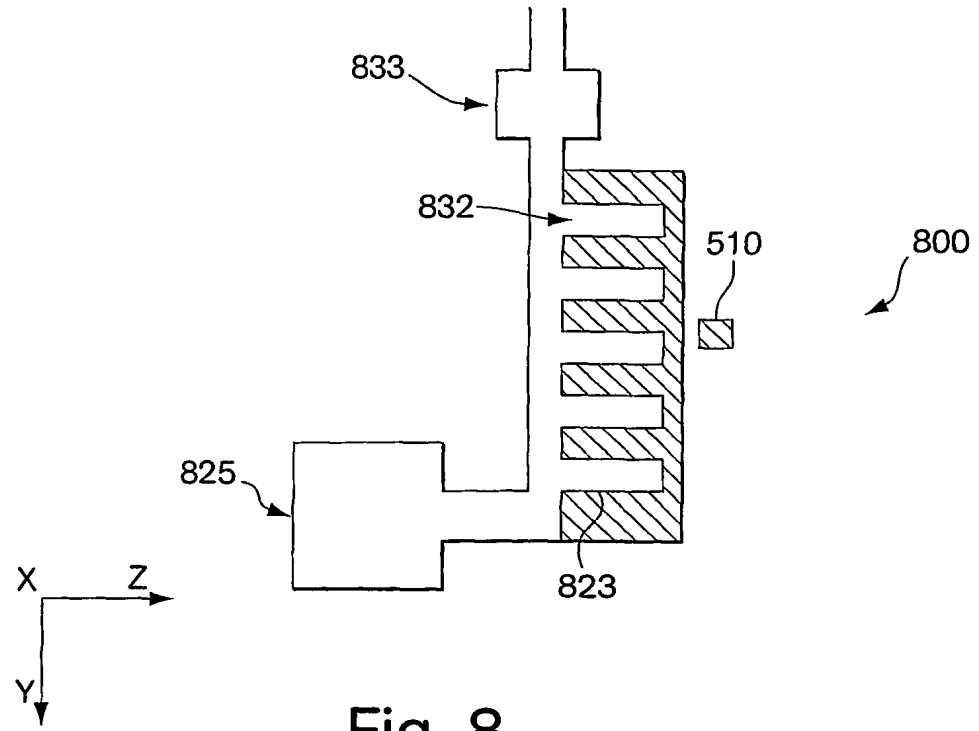


Fig. 7



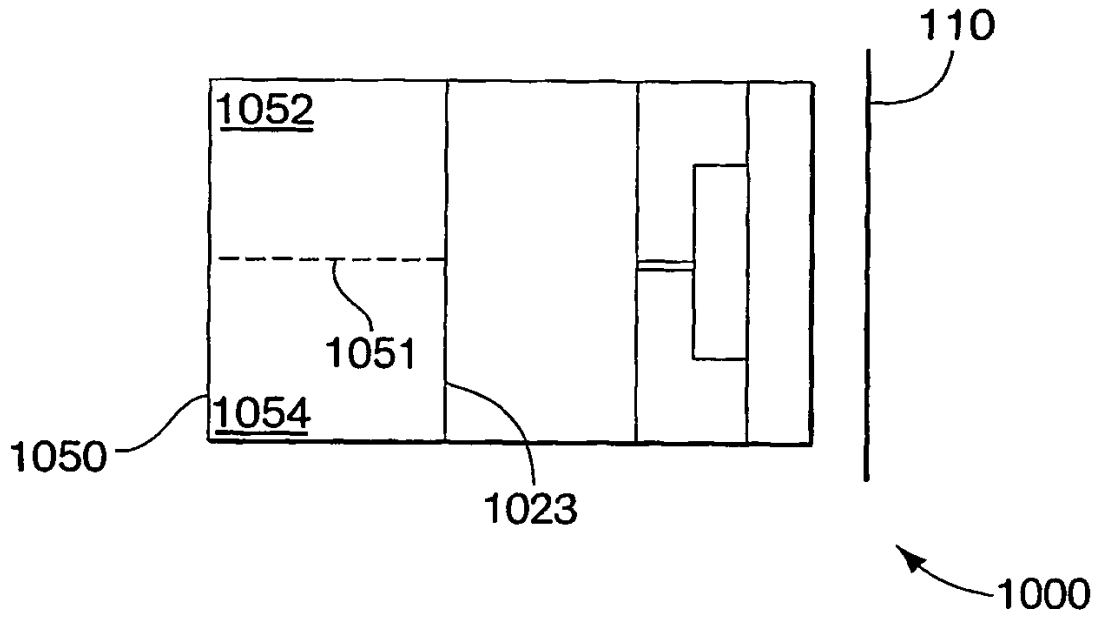


Fig. 10

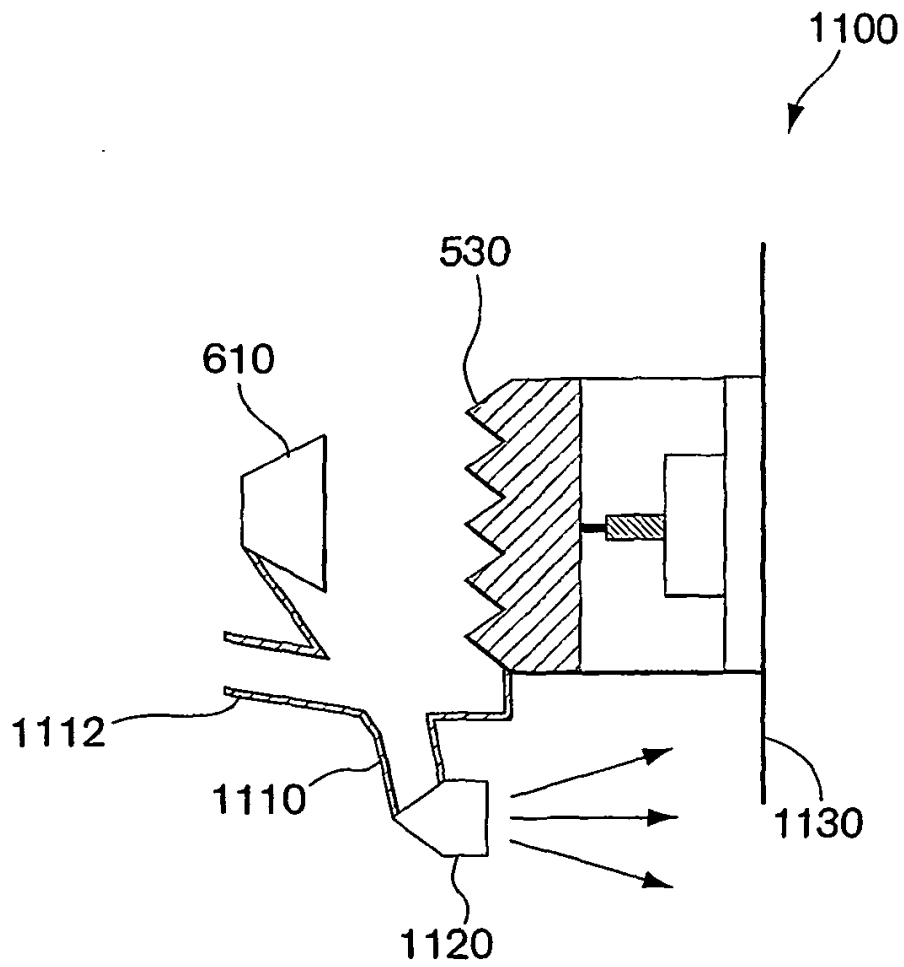


Fig. 11

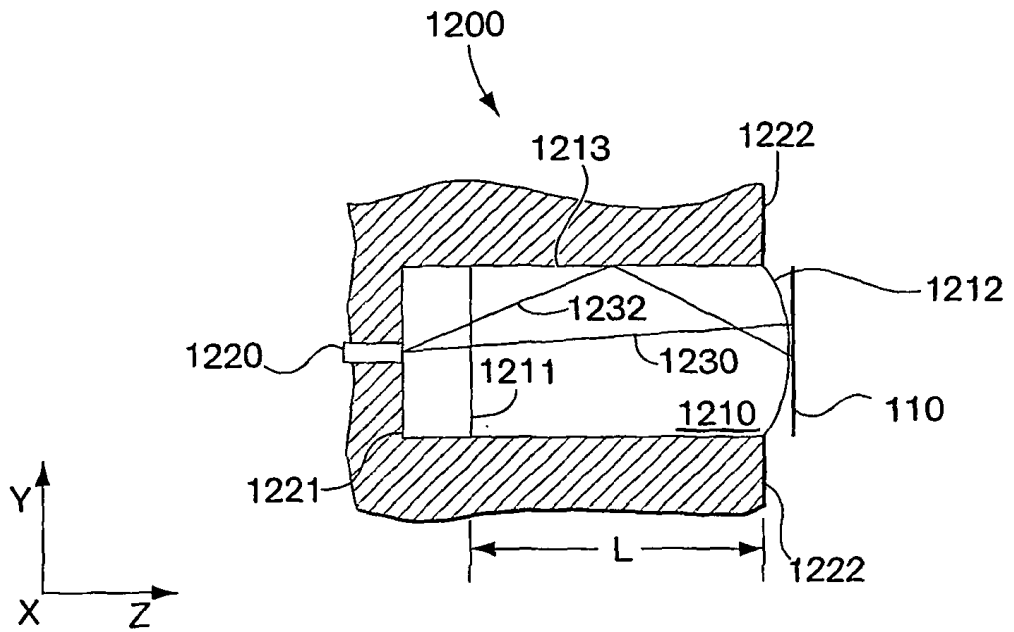


Fig. 12A

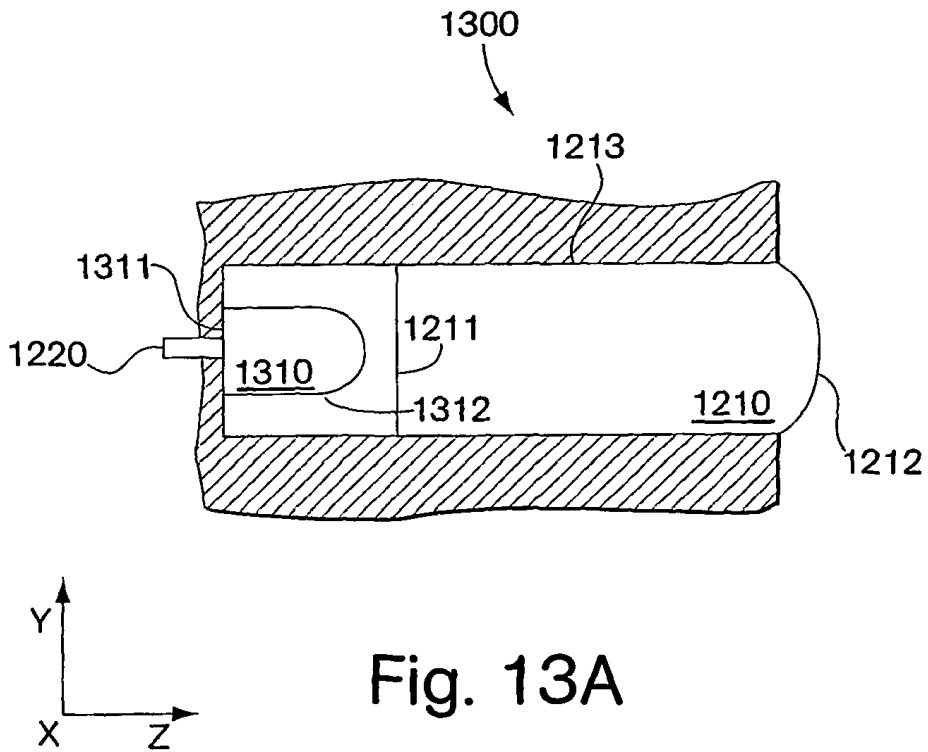


Fig. 13A

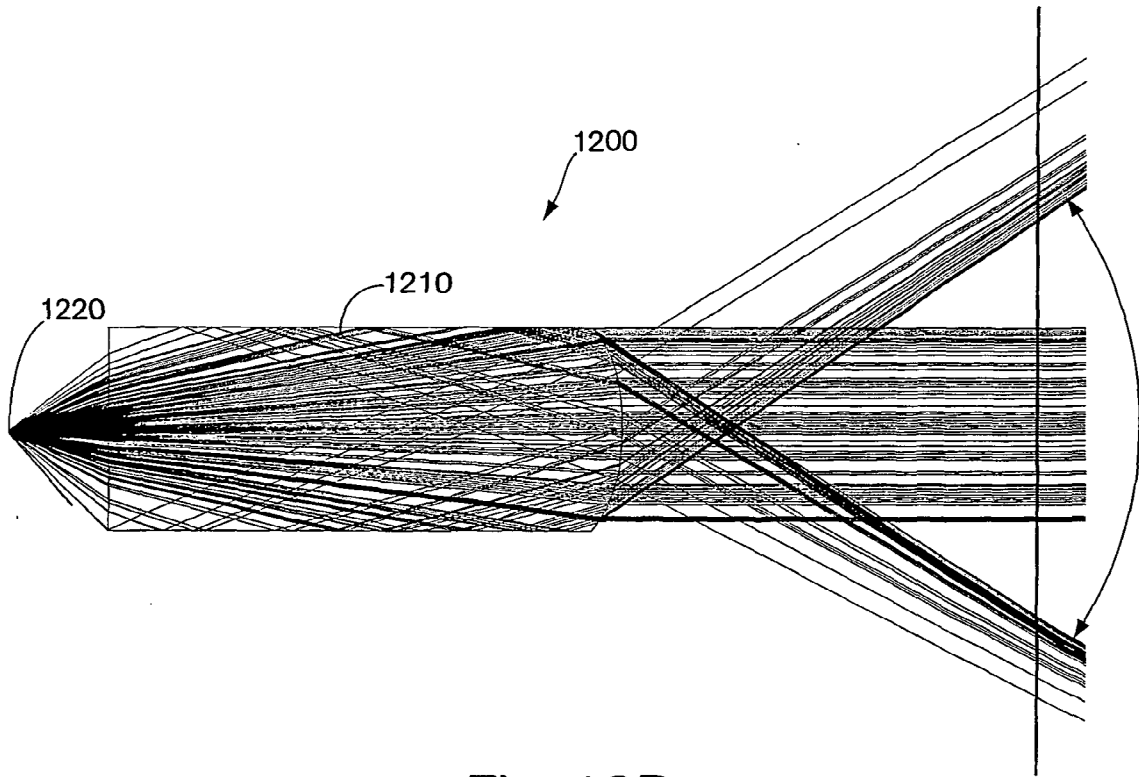


Fig. 12B

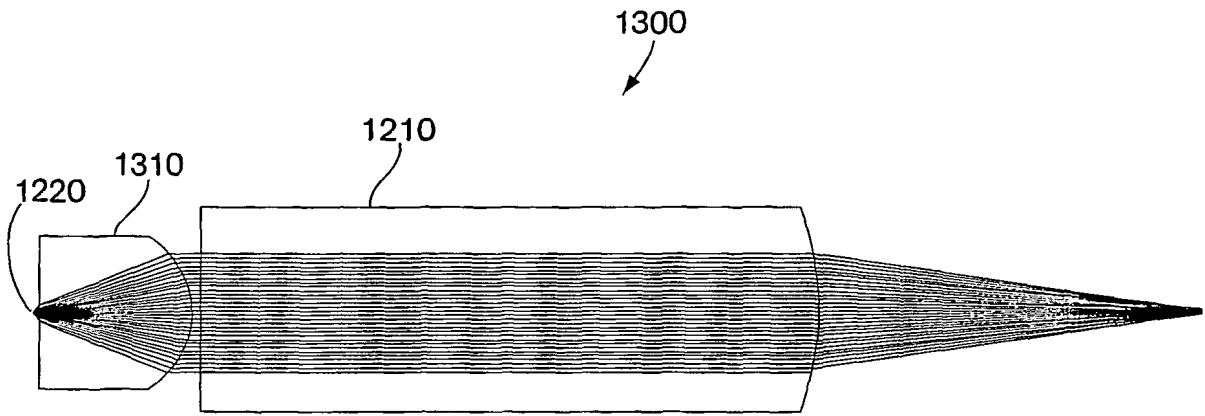


Fig. 13B

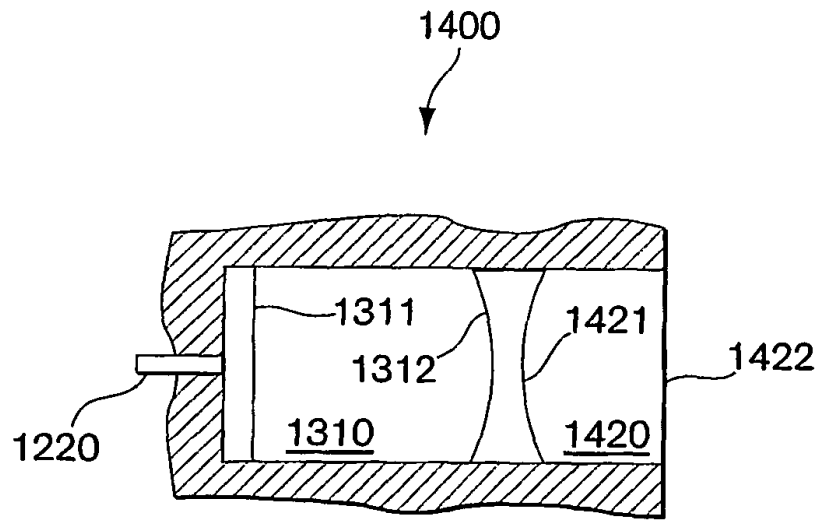


Fig. 14A

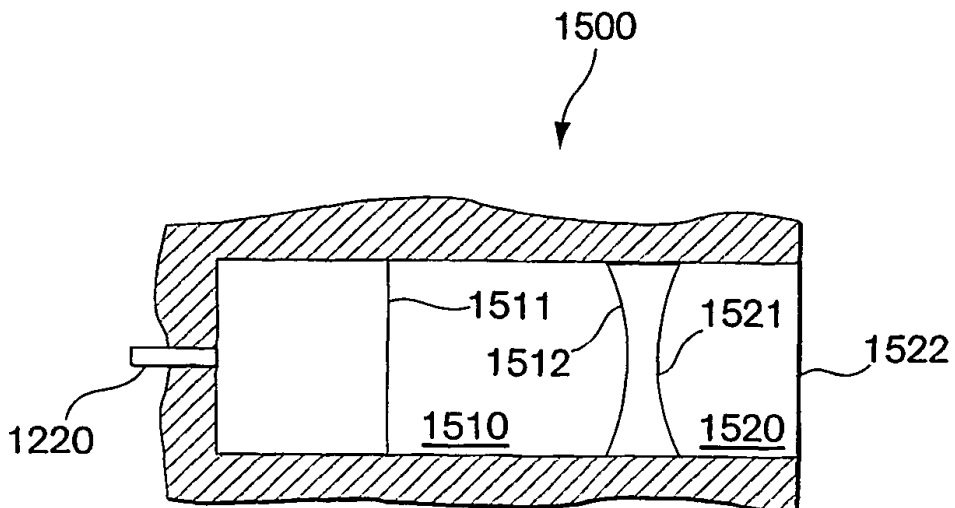


Fig. 15A

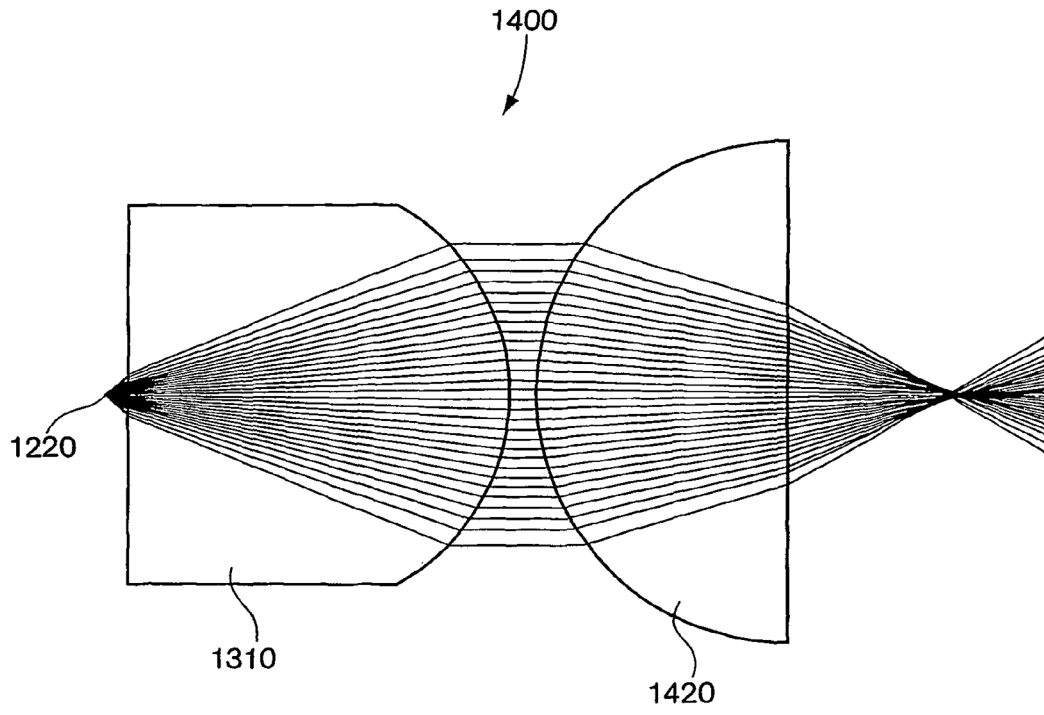


Fig. 14B

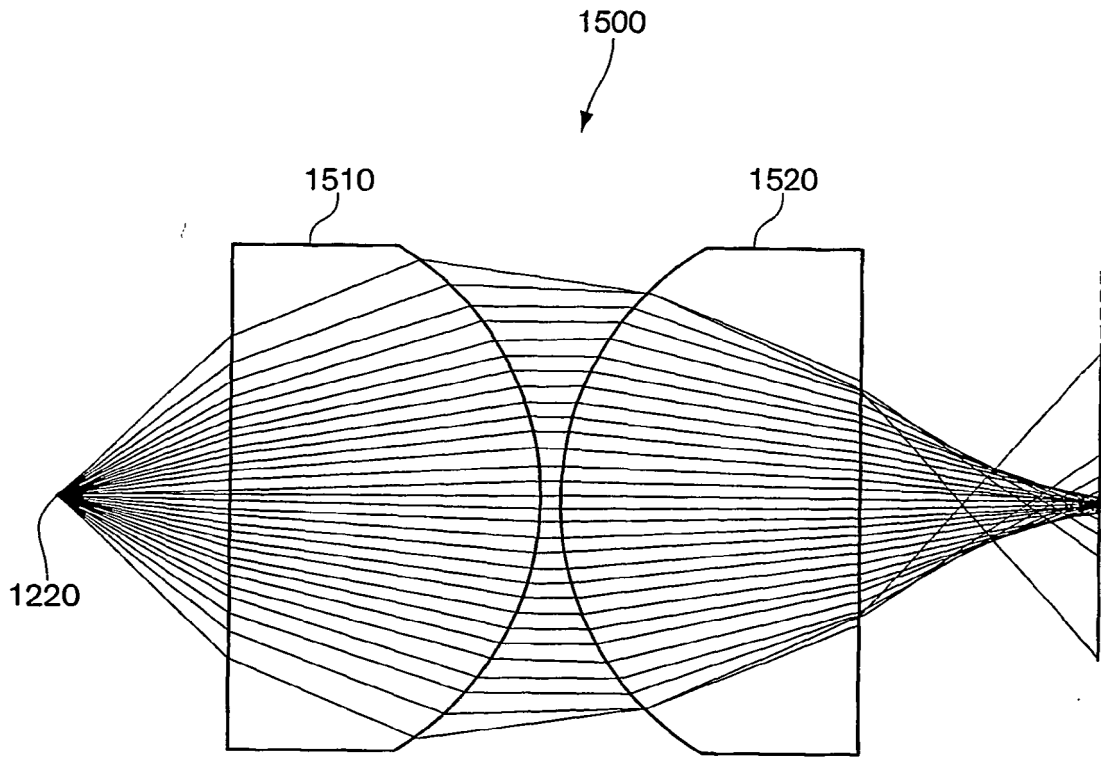


Fig. 15B

5

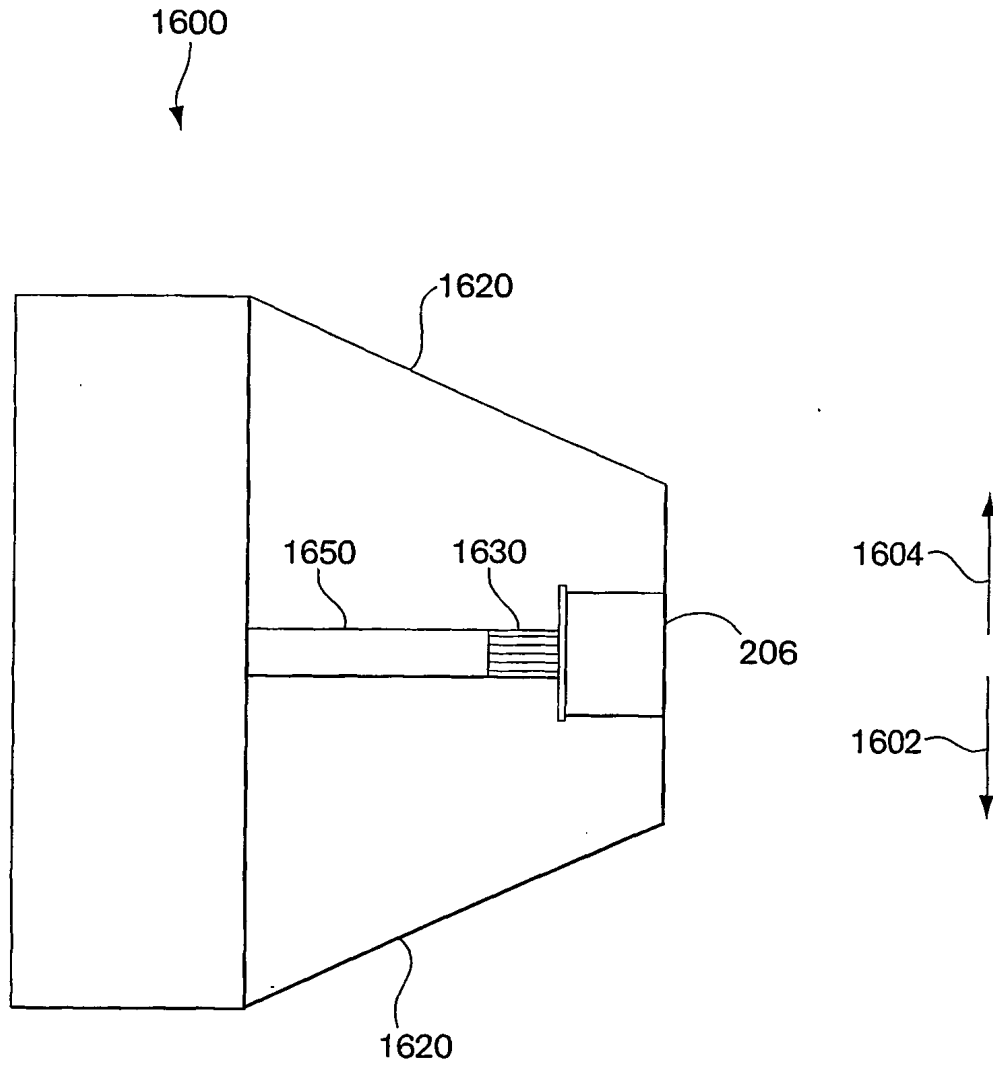


Fig. 16A

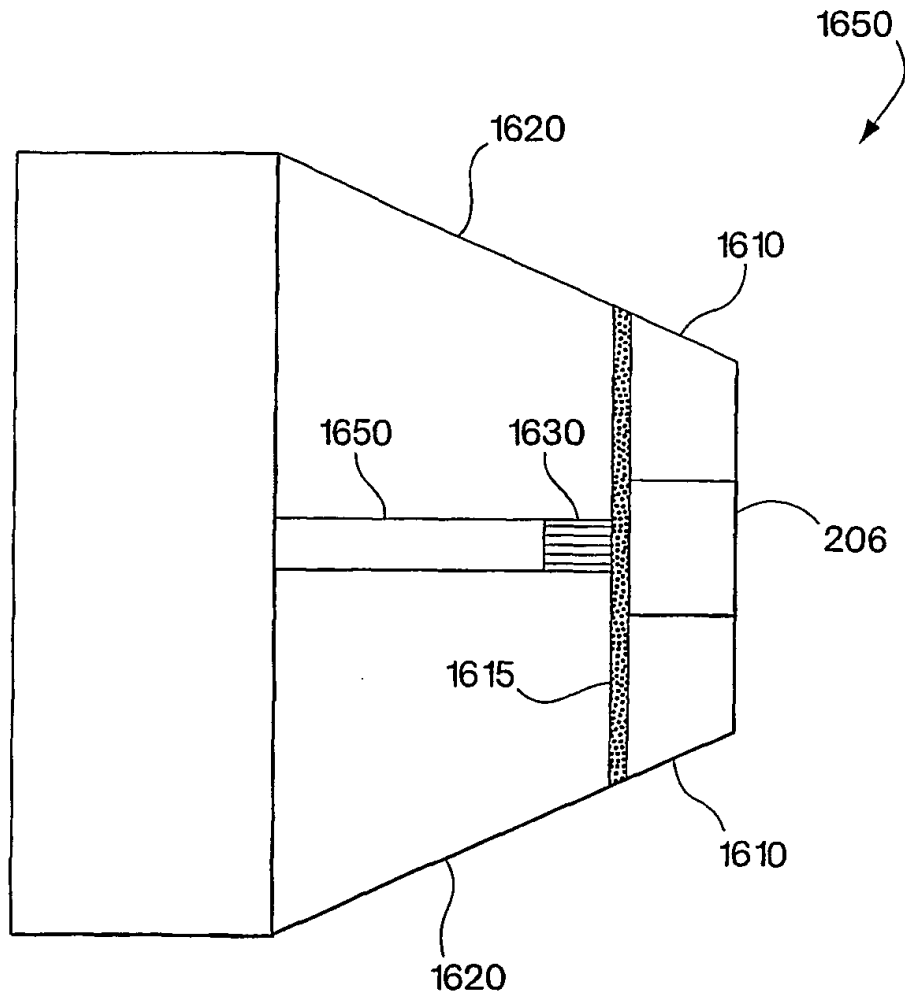


Fig. 16B

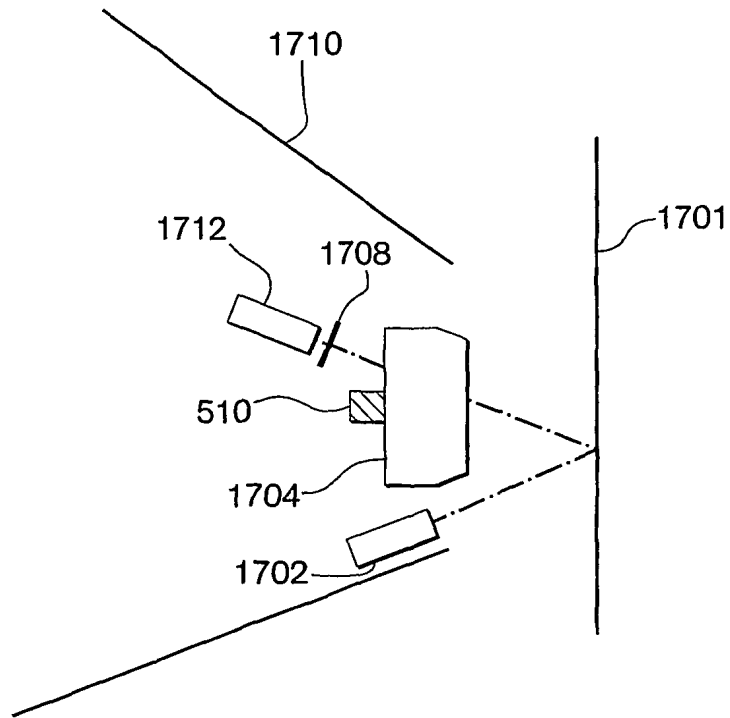


Fig. 17A

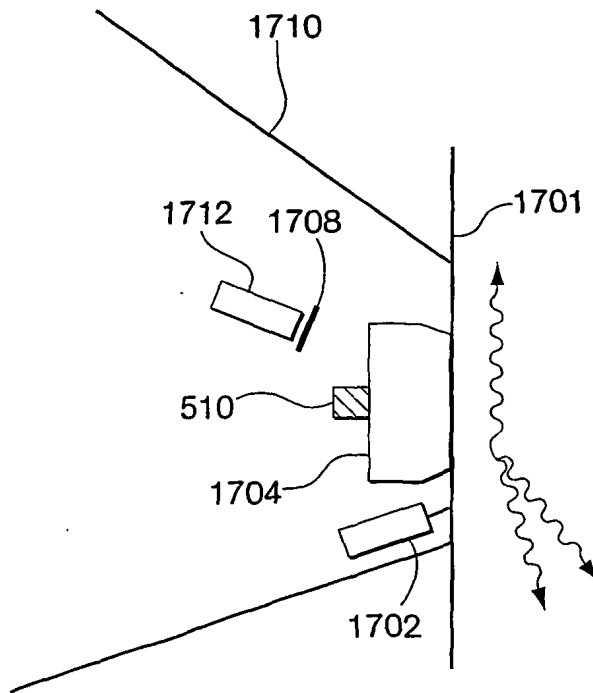


Fig. 17B

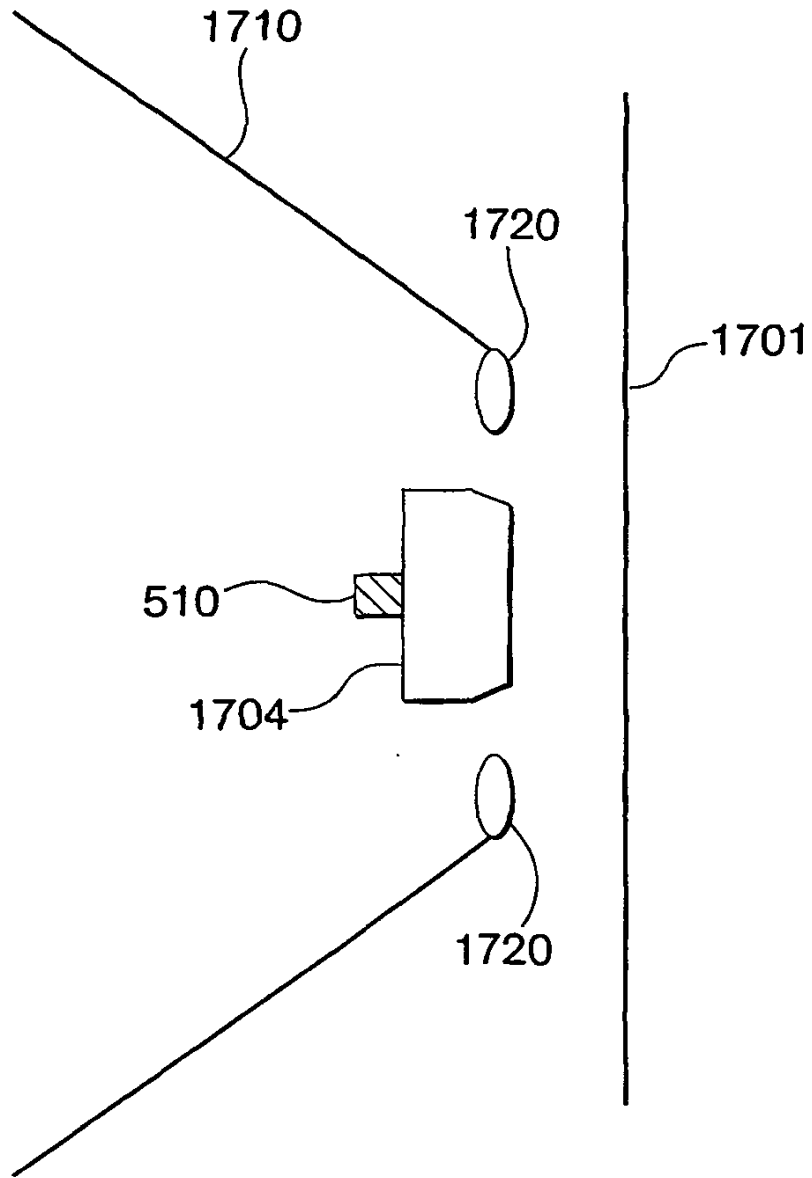


Fig. 17C

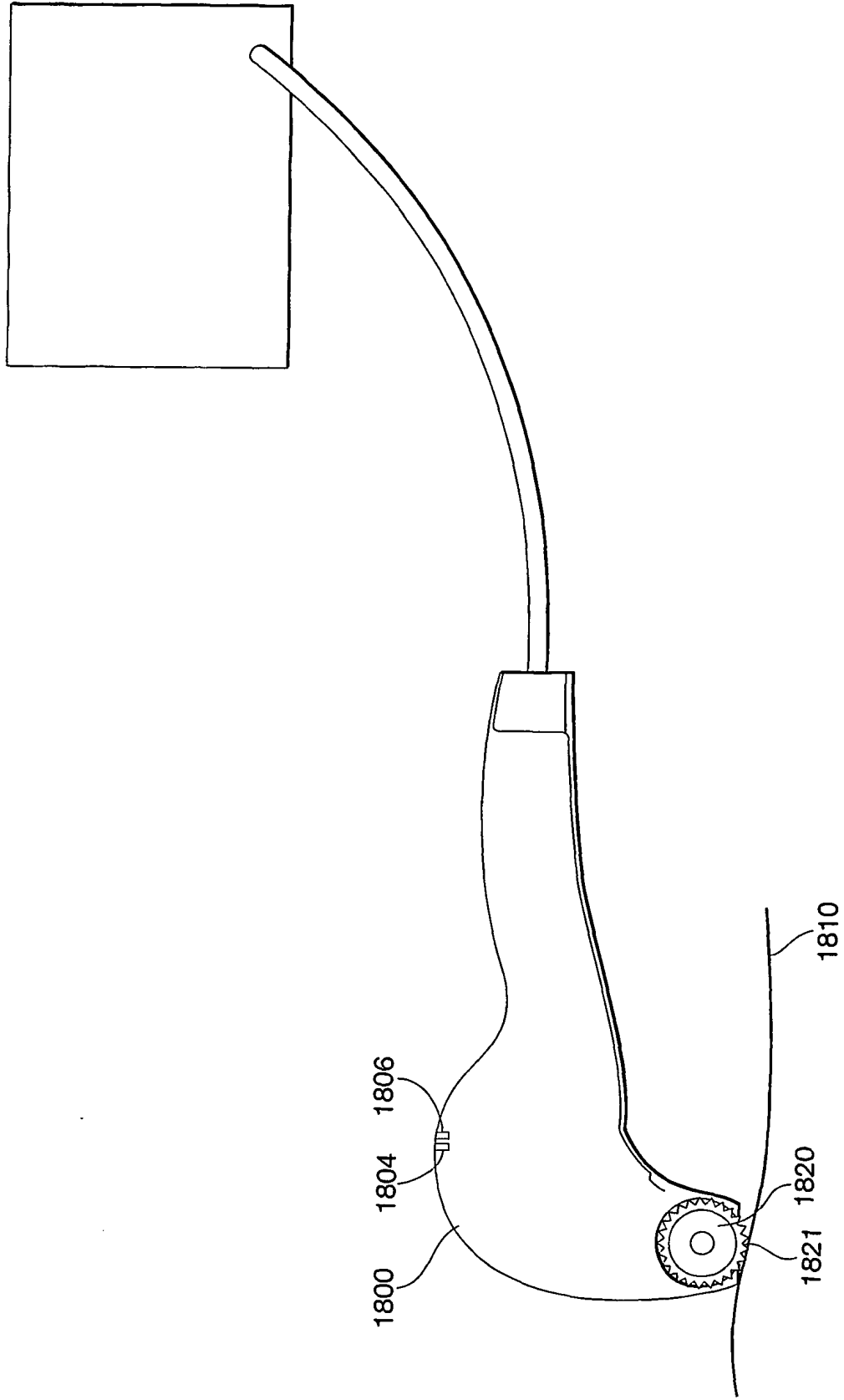


Fig. 18A

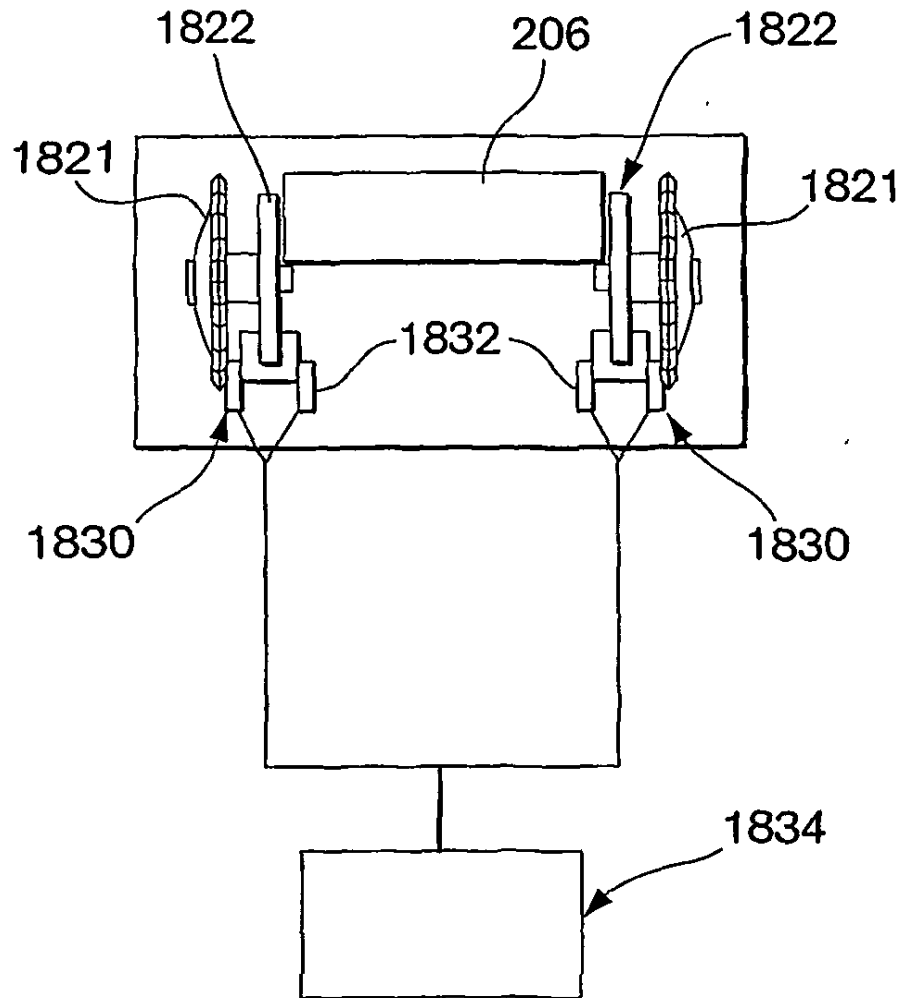


Fig. 18B

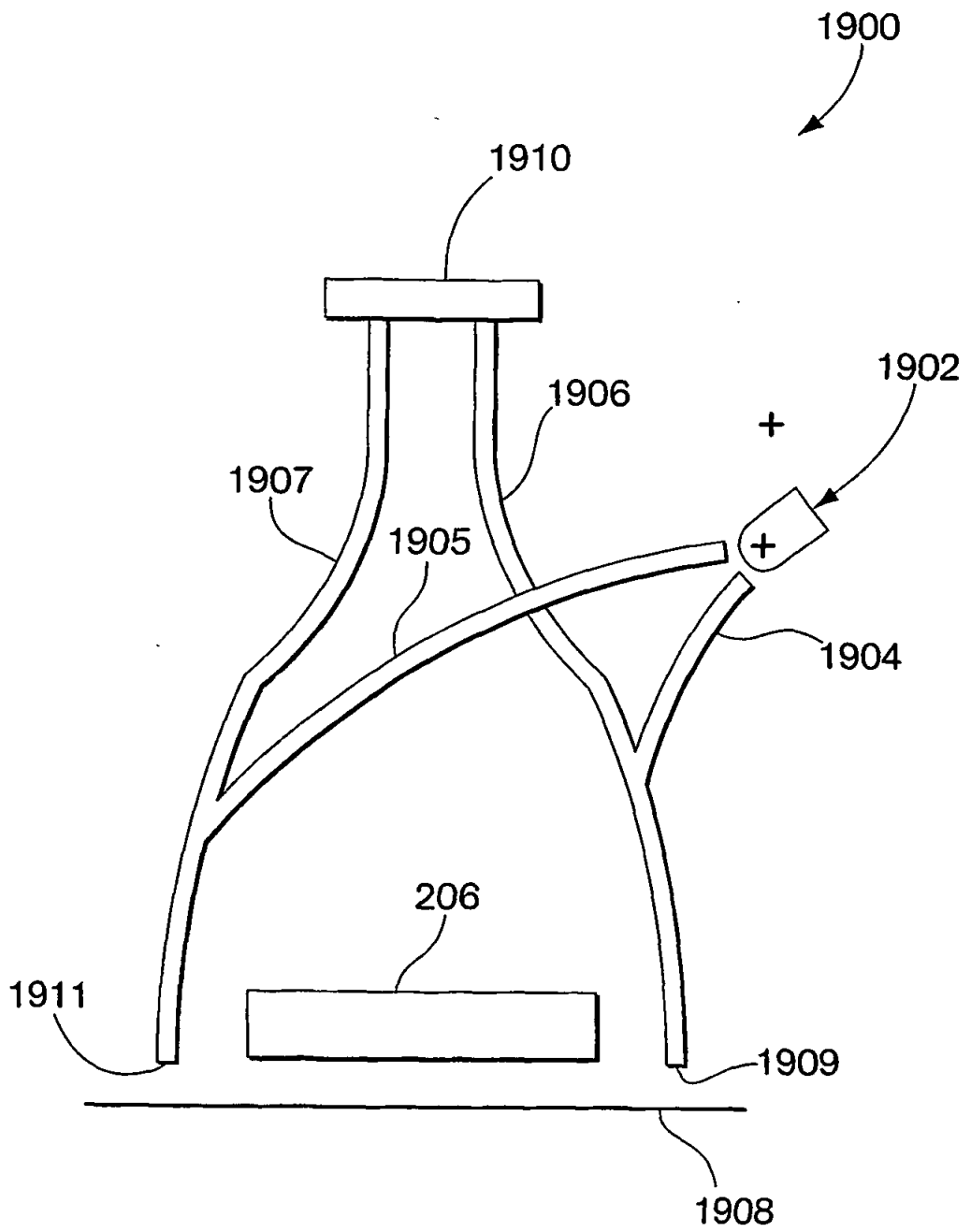


Fig. 19

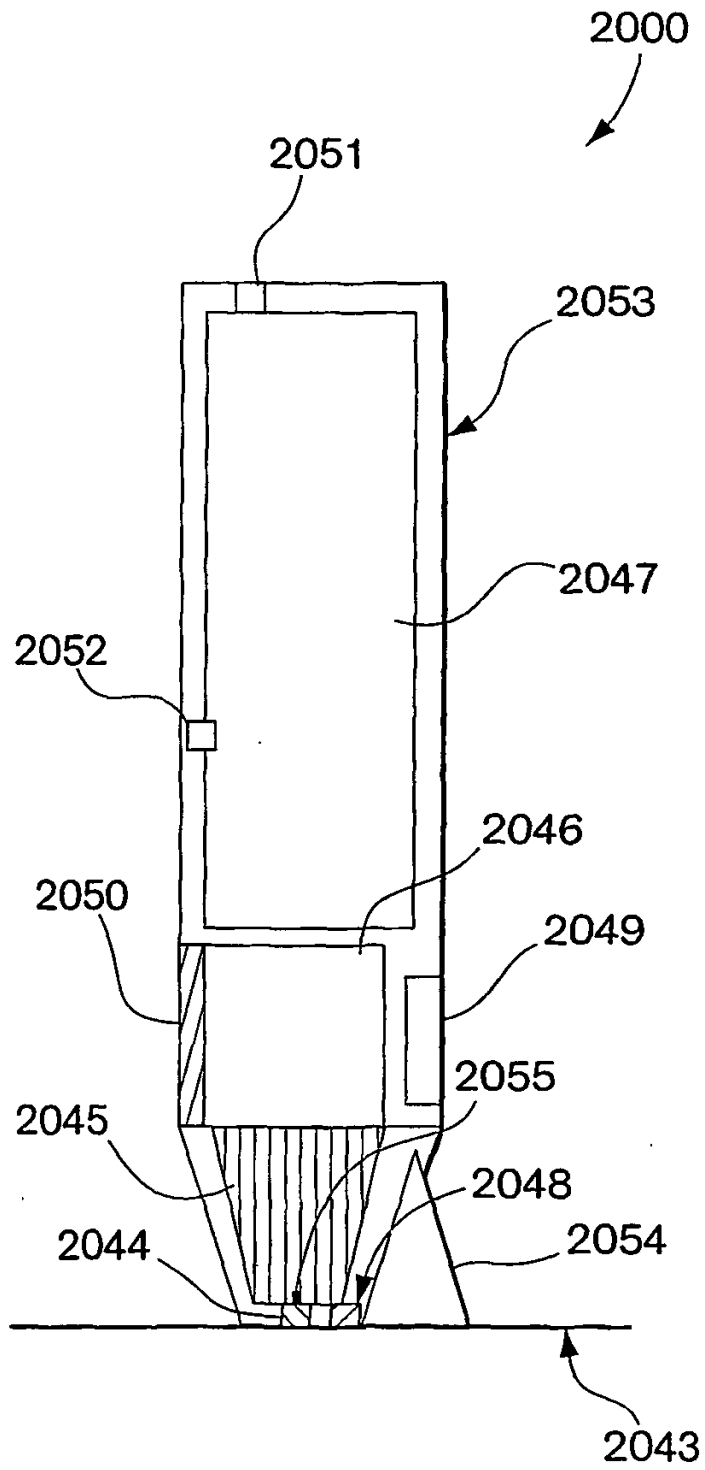


Fig. 20

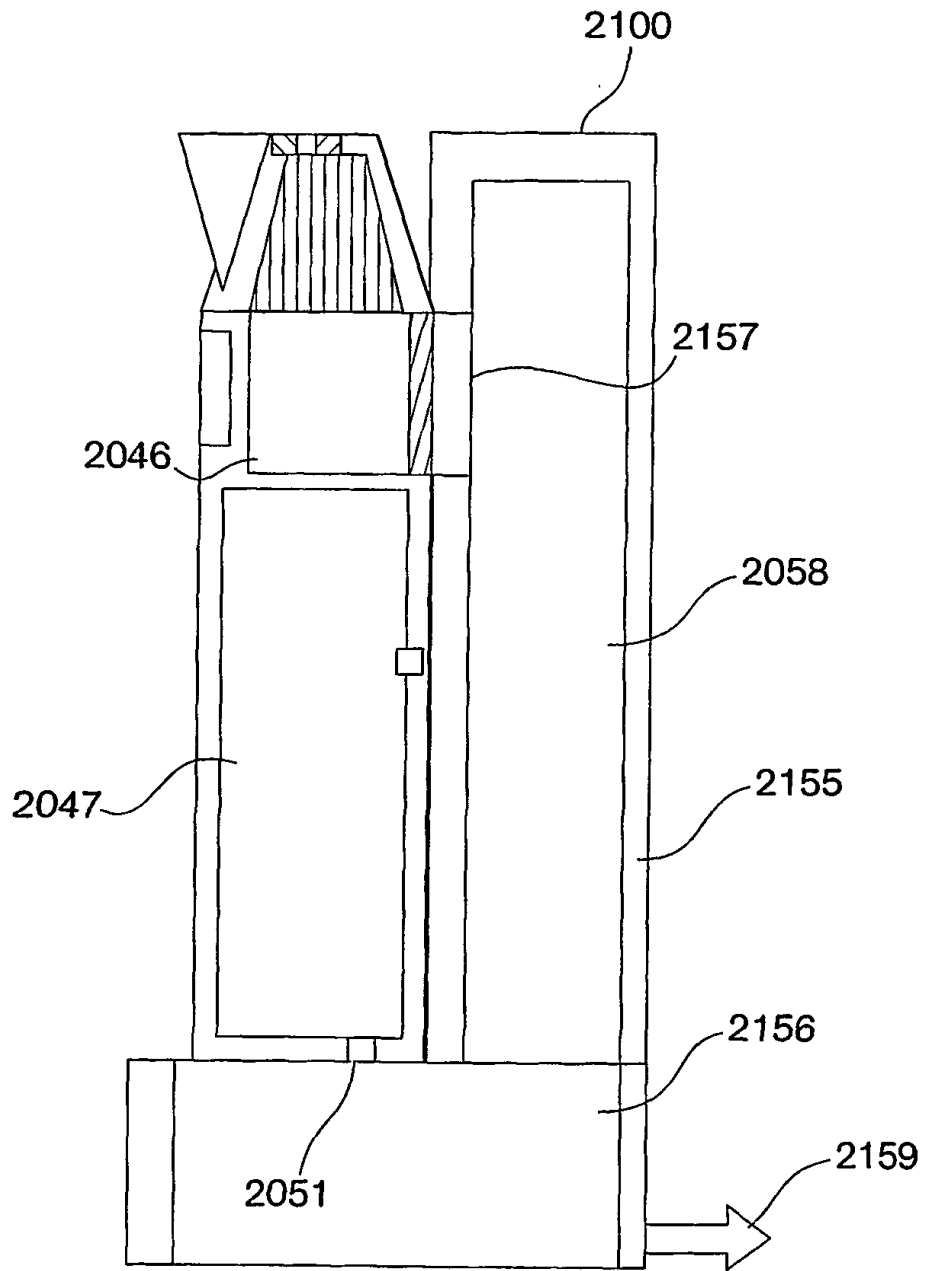


Fig. 21

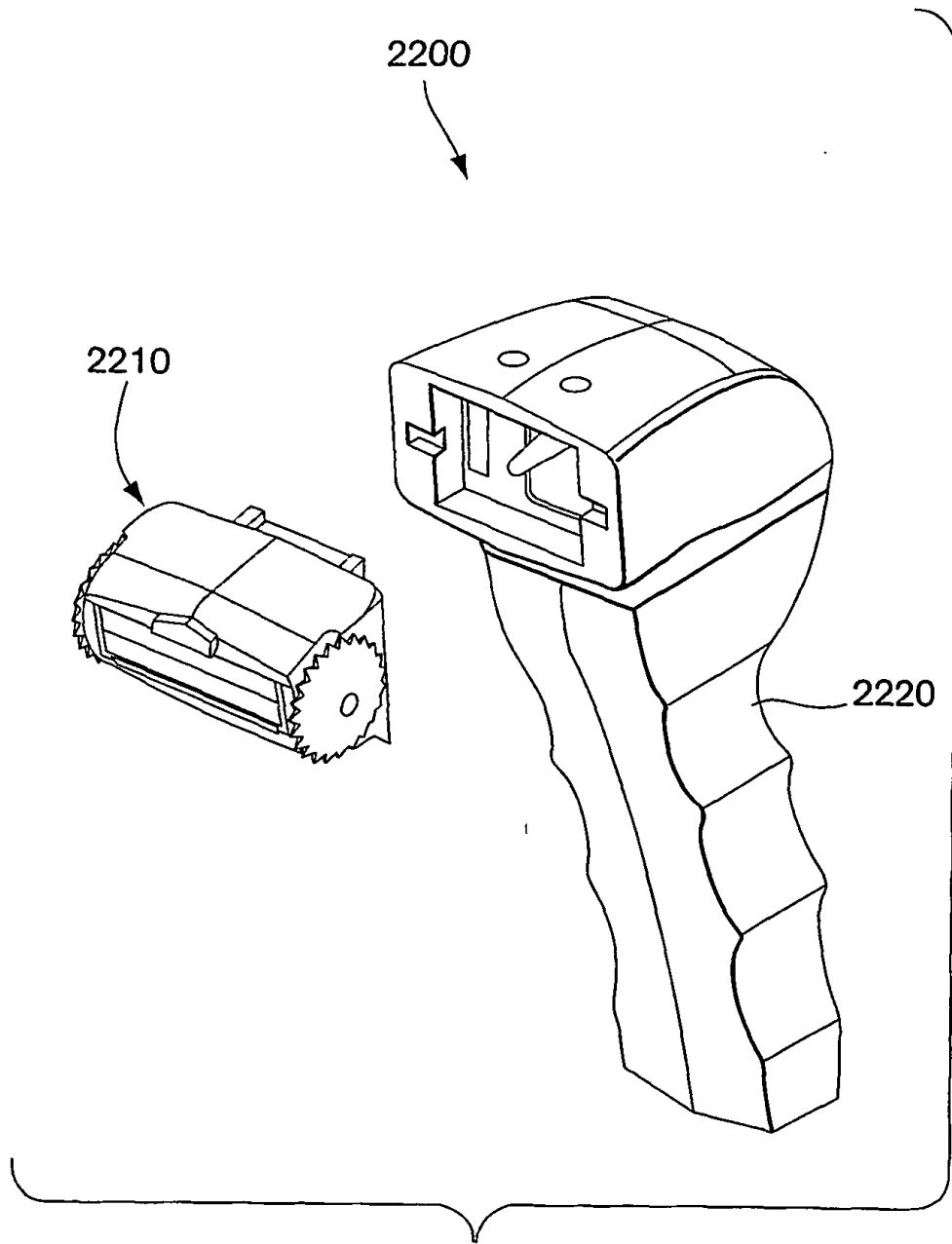


Fig. 22

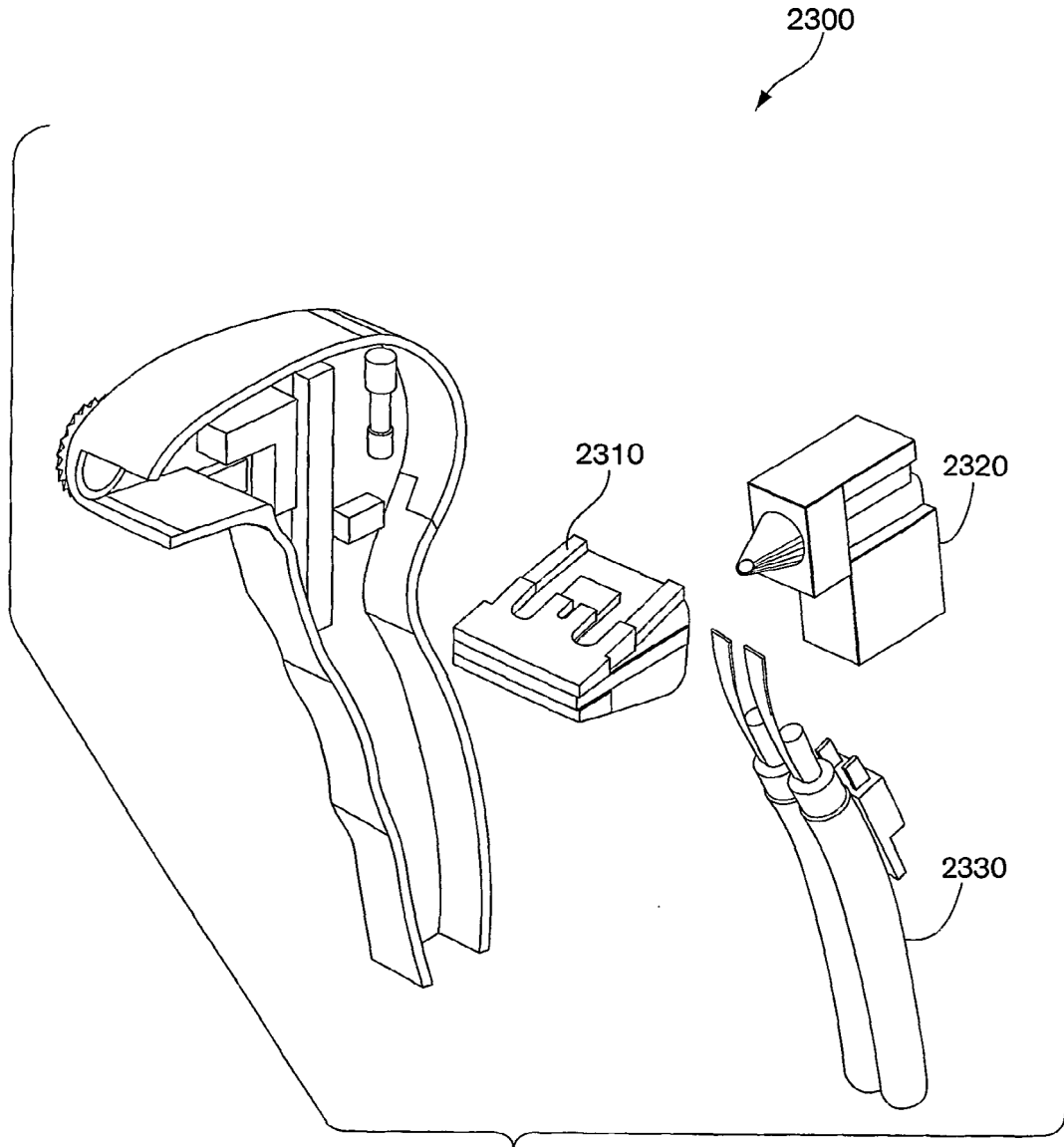


Fig. 23

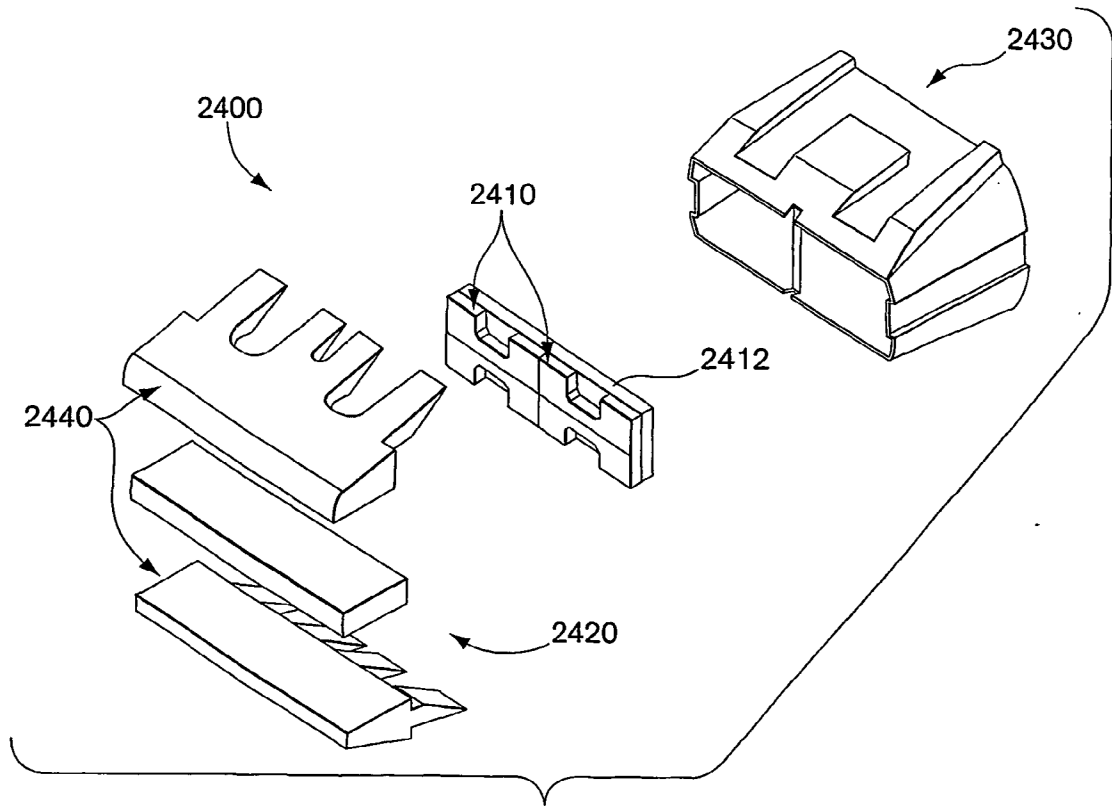


Fig. 24

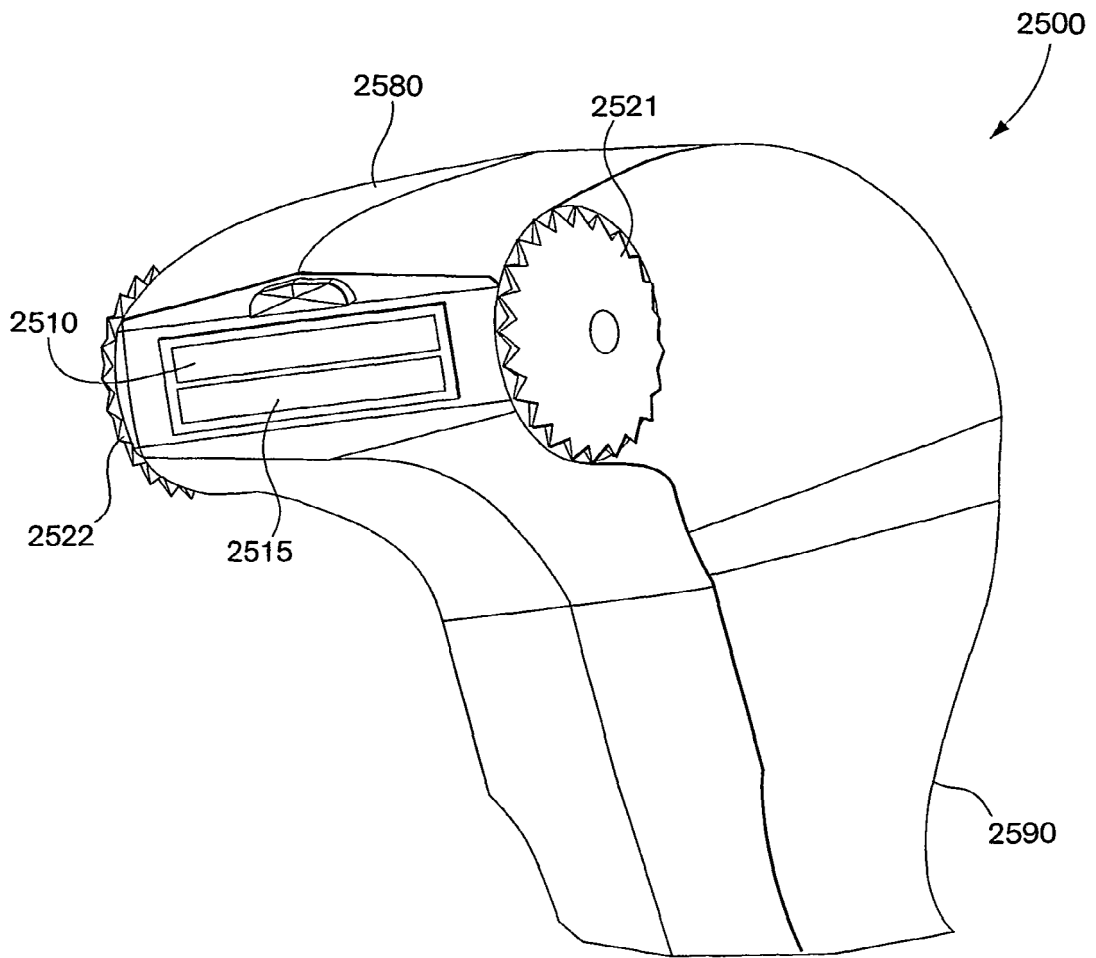


Fig. 25

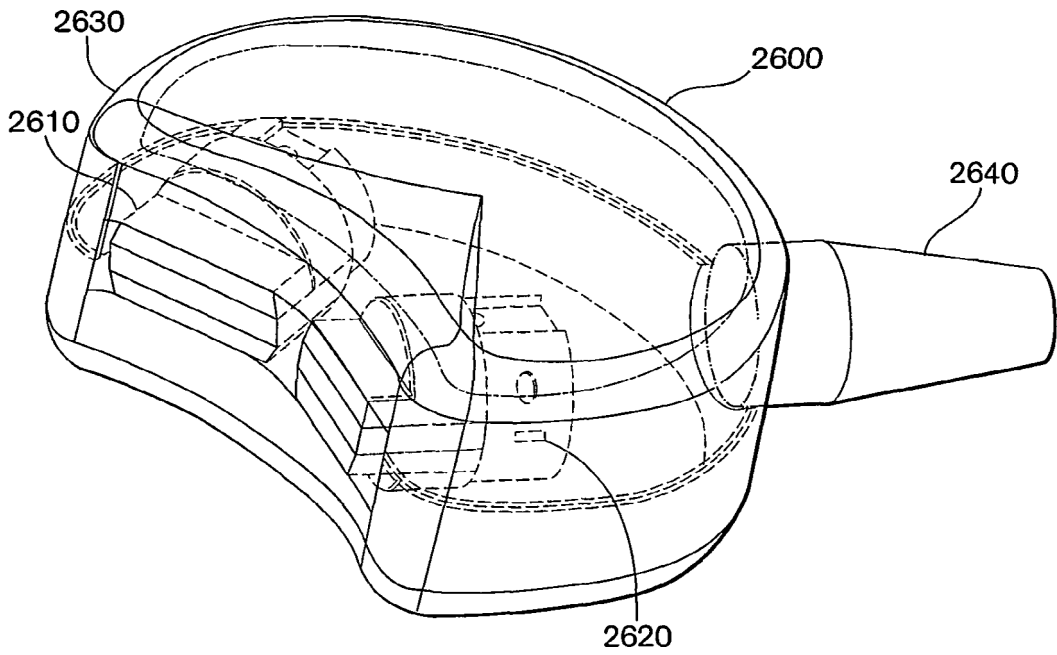


Fig. 26A

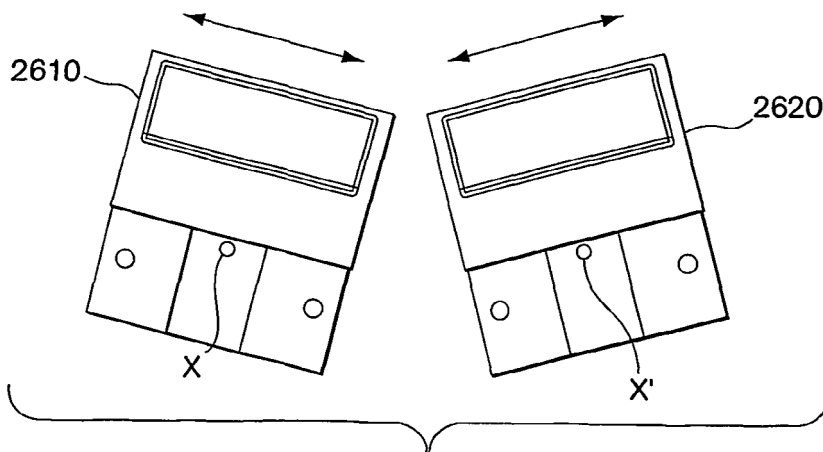


Fig. 26B

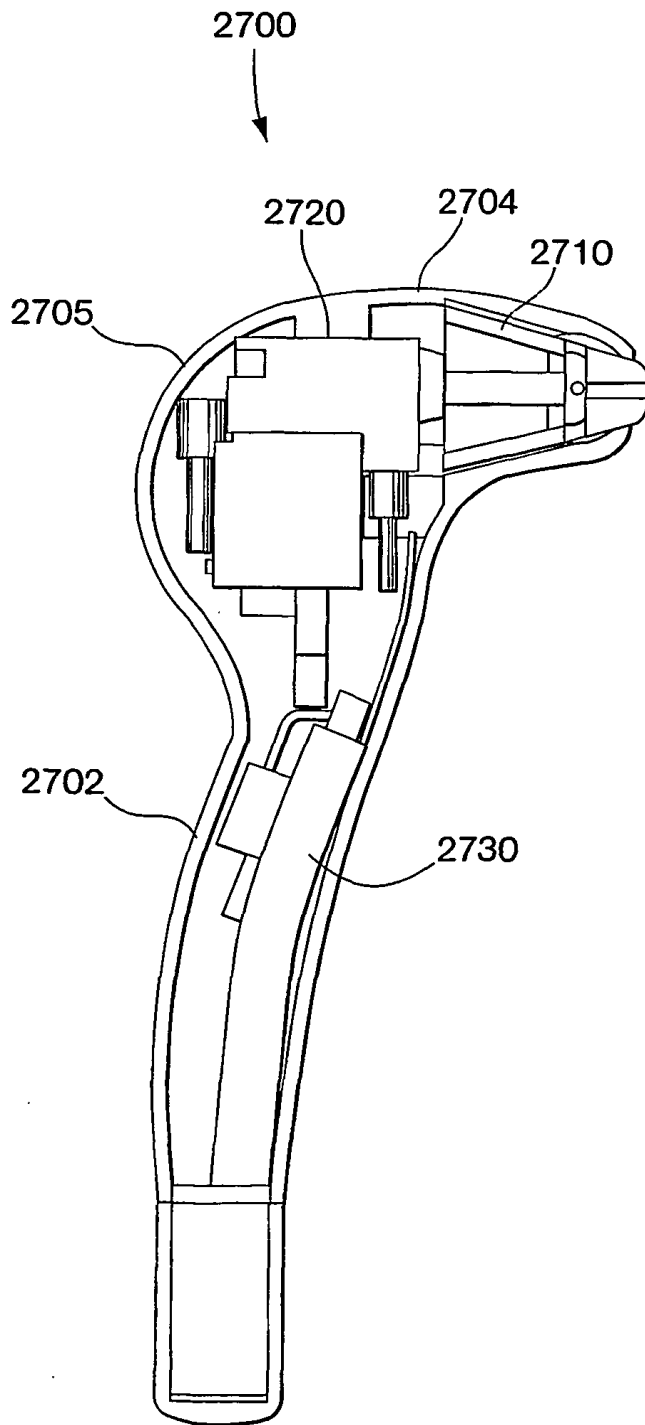


Fig. 27

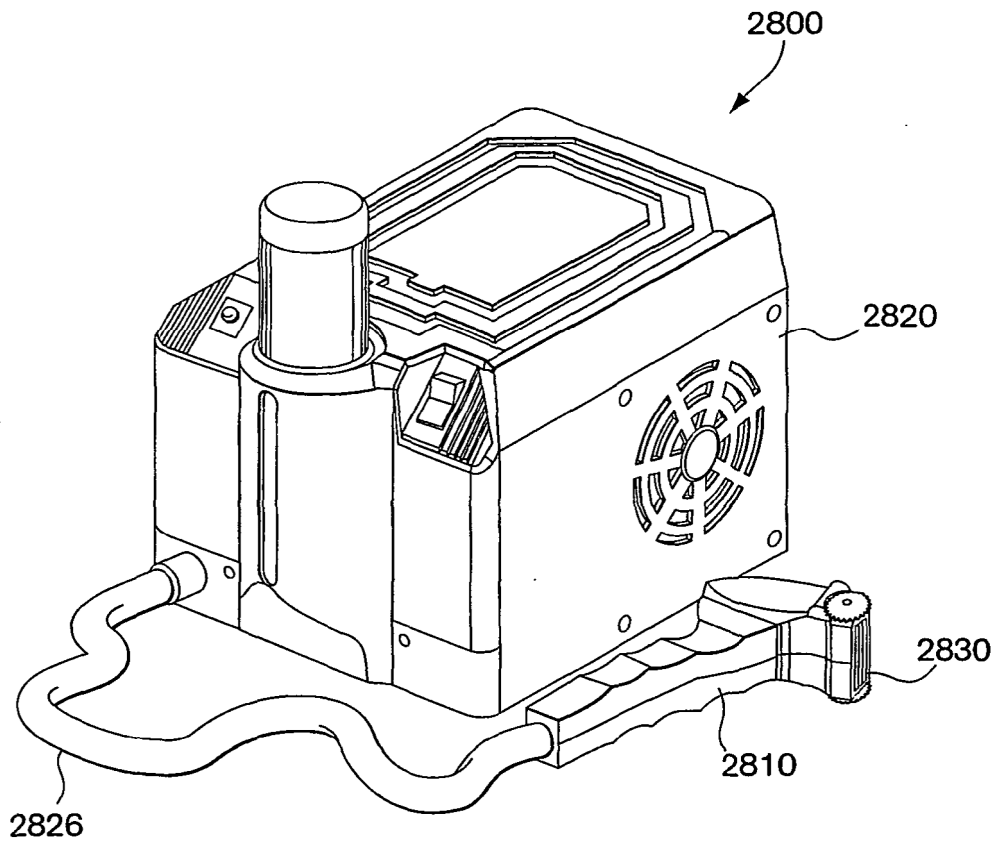


Fig. 28