

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 522 299**

51 Int. Cl.:

A61B 18/00 (2006.01)

A61B 18/18 (2006.01)

A61N 5/02 (2006.01)

A61N 5/04 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.04.2008 E 08746358 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.08.2014 EP 2142128**

54 Título: **Sistemas para crear un efecto sobre un tejido especificado usando energía de microondas**

30 Prioridad:

12.12.2007 US 13274 P

19.04.2007 US 912899 P

17.04.2008 US 45937 P

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

14.11.2014

73 Titular/es:

MIRAMAR LABS, INC. (100.0%)

445 INDIO WAY

SUNNYVALE, CA 94085, US

72 Inventor/es:

DEEM, MARK E.;

FRANCIS, DAN;

JOHNSON, JESSI ERNEST;

KIM, STEVEN;

SALAMINI, ALEXEY;

SU, TED;

SMITH, PETER y

HALLOCK, DAN

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 522 299 T3

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

DESCRIPCIÓN

Sistemas para crear un efecto sobre un tejido especificado usando energía de microondas

5 **Antecedentes****Campo de la invención**

10 La presente solicitud se refiere a métodos, aparatos y sistemas para el suministro no invasivo de terapia con microondas. En particular, la presente solicitud se refiere a métodos, aparatos y sistemas para suministrar de forma no invasiva energía de microondas al tejido epidérmico, dérmico y subdérmico de un paciente para conseguir diversos resultados terapéuticos y/o estéticos.

15 **Descripción de la técnica relacionada**

Es conocido que pueden aplicarse terapias a base de energía a tejidos en todo el cuerpo para conseguir numerosos resultados terapéuticos y/o estéticos. Sigue existiendo una necesidad continua de mejora en la eficacia de estas terapias a base de energía y proporcionar resultados terapéuticos mejorados con efectos secundarios adversos o incomodidad mínimos. La presente invención se relata en la reivindicación adjunta 1.

20 **Breve descripción de los dibujos**

La figura 1 es una ilustración de una sección transversal de estructuras de tejido humano.
 La figura 2 ilustra un sistema para generar y controlar energía de microondas, de acuerdo con una realización de la presente invención.
 La figura 3 ilustra un sistema para suministrar energía de microondas de acuerdo con una realización de la presente invención.
 La figura 4 es una vista en perspectiva lateral de un aplicador de microondas de una realización del sistema de la presente invención.
 La figura 5 es una vista en perspectiva superior de un aplicador de microondas de una realización del sistema de la presente invención.
 La figura 6 es una vista frontal de un aplicador de microondas de una realización de la presente invención.
 La figura 7 es una vista frontal de un cabezal para el tejido para su uso con un aplicador de microondas de una realización de la presente invención.
 La figura 8 es una vista en corte de un cabezal para el tejido con una cámara para el tejido de una realización de la presente invención.
 La figura 9 es una vista en corte lateral de un aplicador de microondas de una realización de la presente invención.
 La figura 10 es una vista en corte parcial en perspectiva superior de un aplicador de microondas de una realización de la presente invención.
 La figura 11 es una vista en corte parcial lateral de un aplicador de microondas de una realización de la presente invención.
 La figura 12 es una vista en corte de un cabezal para el tejido con una cámara para el tejido y antena de una realización de la presente invención.
 La figura 13 es una vista en corte de un cabezal para el tejido con una cámara para el tejido y antena de una realización de la presente invención.
 La figura 14 es una vista en corte de un cabezal para el tejido con una cámara para el tejido y antena de una realización de la presente invención.
 La figura 15 es una vista en corte de un cabezal para el tejido con una cámara para el tejido y antena de una realización de la presente invención.
 La figura 16 es una vista en corte de un cabezal para el tejido con una cámara para el tejido y antena de una realización de la presente invención.
 La figura 17 es una vista en corte de un cabezal para el tejido con una cámara para el tejido y antena de una realización de la presente invención.
 La figura 18 es una vista en corte de un cabezal para el tejido con una cámara para el tejido y antena de una realización de la presente invención.
 La figura 19 es una vista en corte de un cabezal para el tejido con una cámara para el tejido y antena con tejido encajado de una realización de la presente invención.
 La figura 20 es una vista en corte de un cabezal para el tejido y antena y con tejido embebido de una realización de la presente invención.
 La figura 21 ilustra un cabezal para el tejido que incluye una pluralidad de antenas de guía de ondas e interfaz para contacto con el tejido de una realización de la presente invención.
 La figura 22 ilustra un cabezal para el tejido que incluye una pluralidad de antenas de guía de ondas e interfaz para contacto con el tejido de una realización de la presente invención.
 La figura 23 ilustra un cabezal para el tejido que incluye una pluralidad de antenas de guía de ondas e interfaz para contacto con el tejido de una realización de la presente invención.

La figura 24 ilustra un cabezal para el tejido desechable para uso con un aplicador de una realización de la presente invención.

La figura 25 ilustra un cabezal para el tejido desechable para uso con un aplicador de una realización de la presente invención.

5 La figura 26 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 27 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 28 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 29 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 30 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

10 La figura 31 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 32 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 33 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 34 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

15 La figura 35 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 36 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 37 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 38 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 39 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 40 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

20 La figura 41 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 42 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 43 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 44 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 45 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

25 La figura 46 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 47 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de una realización de la presente invención.

La figura 48 ilustra un corte de tejido generado usando el sistema de la presente invención.

La figura 49 ilustra un corte de tejido y un sistema de una realización de la presente invención.

La figura 50 ilustra un corte de tejido y un sistema de una realización de la presente invención.

30 La figura 51 ilustra un corte de tejido y un sistema de una realización de la presente invención.

Descripción detallada

35 Cuando la piel es irradiada con radiación electromagnética, tal como, por ejemplo, energía de microondas, la energía es absorbida por cada capa de tejido a medida que la radiación electromagnética pasa a través del tejido. La cantidad de energía absorbida por cada capa de tejido está en función de una serie de variables. Algunas de las variables que controlan la cantidad de energía absorbida en cada capa de tejido incluyen, la potencia de la radiación electromagnética que alcanza cada capa; la cantidad de tiempo que es irradiada cada capa; la conductividad eléctrica o tangente de pérdida del tejido en cada capa y el patrón de deposición de potencia desde la antena que radia la energía electromagnética. La potencia que alcanza una capa particular de tejido está en función de una serie de variables. Algunas de las variables que controlan la potencia que alcanza una capa particular de tejido incluyen la potencia que impacta sobre la superficie de la piel y la frecuencia de la radiación electromagnética. Por ejemplo, a frecuencias más altas, la profundidad de penetración de la señal electromagnética es pequeña y la mayor parte de la potencia se deposita en las capas superiores de tejido, a frecuencias más bajas, mayores profundidades de penetración dan como resultado deposición de potencia en capas de tejido tanto superiores como inferiores.

Puede generarse calor en el tejido mediante una serie de mecanismos. Algunos de los mecanismos para generar calor en el tejido incluyen calentamiento resistivo, calentamiento dieléctrico y conducción térmica. El calentamiento resistivo se produce cuando se generan corrientes eléctricas en el tejido, dando como resultado pérdidas resistivas. El tejido puede calentarse de forma resistiva usando, por ejemplo, energía de RF monopolar o bipolar. El calentamiento dieléctrico se produce cuando la energía electromagnética induce una mayor rotación física de moléculas polares que convierte la energía de microondas en calor. El tejido puede calentarse de forma dieléctrica irradiando, por ejemplo, el tejido con energía electromagnética en la banda de frecuencia de microondas. Tal como se usa en el presente documento, banda de frecuencia de microondas o frecuencias de microondas pueden referirse, por ejemplo, a energía electromagnética a frecuencias que son adecuadas para inducir calentamiento dieléctrico en tejido cuando ese tejido es irradiado usando una antena externa para transmitir la radiación electromagnética. Dichas frecuencias pueden estar en el intervalo de, por ejemplo, aproximadamente 100 Megahercios (MHz) a 30 Gigahercios (GHz). Ya se caliente el tejido mediante calentamiento resistivo o mediante calentamiento dieléctrico, el calor generado en una región de tejido puede ser transmitido a tejido adyacente mediante, por ejemplo, conducción térmica, radiación térmica o convección térmica.

65 Cuando una señal de microondas es radiada al interior de un material con pérdida dieléctrica tal como agua, la energía de la señal es absorbida y convertida en calor a medida que penetra en el material. Este calor es generado principalmente mediante la rotación física inducida de moléculas cuando son sometidas a la señal de microondas. La eficiencia de la conversión de energía de microondas en calor para un material dado puede cuantificarse mediante el factor de disipación de energía, o tangente de pérdida ($\tan\delta$). La tangente de pérdida varía en función de la

composición del material y la frecuencia de la señal de microondas. El agua tiene una gran tangente de pérdida y se calienta de forma eficiente cuando es irradiada con energía de microondas. Dado que todo tejido biológico tiene cierto contenido de agua, y por lo tanto tiene pérdidas, puede ser calentado usando energía de microondas. Diferentes tipos de tejido tienen cantidades variables de contenido de agua, con el músculo y la piel teniendo un contenido de agua relativamente alto y la grasa y el hueso teniendo significativamente menos contenido de agua. El calentamiento por microondas es generalmente más eficiente en tejidos con alto contenido de agua.

La aplicación de energía de RF, que es conducida a través de la superficie de la piel, o energía de microondas, que es radiada a través de la superficie de la piel, para calentar el tejido por debajo de la superficie de la piel generalmente da como resultado un gradiente de temperatura que tiene un máximo en la superficie de la piel y que disminuye al aumentar la profundidad en el interior del tejido. Es decir, el punto más caliente generalmente se encuentra en o cerca de la superficie de la piel. El gradiente de temperatura resulta de la potencia perdida por la radiación electromagnética a medida que se mueve a través del tejido. El perfil de densidad de pérdida de potencia generalmente tiene su máximo en el tejido en la superficie de la piel y declina a medida que la radiación electromagnética se mueve a través del tejido, independientemente de la potencia o frecuencia radiada de la radiación electromagnética. La densidad de pérdida de potencia se mide en vatios por metro cúbico. Una caracterización equivalente de deposición de potencia en tejido es la Tasa de Absorción Específica (SAR, por sus siglas en inglés) que se mide en vatios por kilogramo. La tasa de absorción específica en el tejido puede ser, por ejemplo, proporcional al cuadrado de la magnitud del campo eléctrico en el tejido. Para un nivel de potencia radiada fijo, la profundidad de penetración generalmente disminuirá a medida que aumenta la frecuencia. Por lo tanto, como principio general para calentar tejido cerca de la superficie de la piel, tal como, por ejemplo, la epidermis, sin daño a capas de tejido más profundas, generalmente se seleccionaría una mayor frecuencia. Además, como principio general, para calentar tejido profundo dentro de la piel, tal como, por ejemplo, en la hipodermis, o por debajo de la superficie de la piel, tal como, por ejemplo, en tejido muscular, generalmente se seleccionaría una menor frecuencia para garantizar que suficiente energía alcanzó el tejido más profundo.

Donde se está usando energía electromagnética para calentar estructuras en tejido por debajo de la superficie de la piel y es deseable limitar o prevenir el daño a la superficie de la piel o al tejido adyacente a la superficie de la piel, es posible modificar el gradiente de temperatura para mover la temperatura máxima a más profundidad en el interior del tejido. Los gradientes de temperatura dentro del tejido pueden modificarse para mover la temperatura máxima al interior del tejido por debajo de la superficie de la piel usando, por ejemplo, mecanismos externos para eliminar calor de tejido cercano a la superficie de la piel. Los mecanismos externos que eliminan calor de la superficie de la piel pueden incluir, por ejemplo, disipadores de calor que refrigeran la superficie de la piel y las capas adyacentes. Cuando se usan mecanismos externos para eliminar calor de la superficie de la piel, el calor puede ser eliminado a medida que la radiación electromagnética deposita energía en ese tejido. Por lo tanto, donde se usan mecanismos externos para eliminar calor de la superficie de la piel y las capas contiguas, la energía sigue siendo absorbida a sustancialmente la misma velocidad por el tejido adyacente a la superficie de la piel (y la densidad de pérdida de potencia y SAR en el tejido refrigerado permanecen sustancialmente constantes y no resultan afectadas por la refrigeración) pero se previene el daño eliminando calor más rápido de lo que puede acumularse, impidiendo que la temperatura del tejido refrigerado, por ejemplo, tejido adyacente a la superficie de la piel, alcance una temperatura donde se produce daño al tejido o podría formarse una lesión.

La figura 1 es una ilustración de una estructura de tejido humano. En la figura 1 tejido muscular 1301 está conectado a la hipodermis 1303 mediante tejido conjuntivo 1302. La hipodermis 1303 está conectada a la dermis 1305 en la interfaz 1308. La epidermis 1304 descansa sobre la dermis 1305. La superficie de la piel 1306 descansa sobre la epidermis 1304 e incluye células epiteliales escamosas 1345 y poros sudoríparos 1347. Las estructuras tisulares 1325 tales como, por ejemplo, glándulas sudoríparas 1341, glándulas sebáceas 1342 y folículos pilosos 1344, pueden estar situadas en toda la dermis 1305 y la hipodermis 1303. Además, las estructuras tisulares 1325 pueden estar situadas de modo que crucen o interrumpan la interfaz 1308. La figura 1 incluye, además, la arteria 1349, la vena 1351 y el nervio 1353. El folículo piloso 1344 está unido al tallo del pelo 1343. Puede esperarse que las estructuras tisulares tales como, por ejemplo, glándulas apocrinas, glándulas ecrinas o folículos pilosos tengan tamaños en el intervalo de, por ejemplo, entre aproximadamente 0,1 milímetros y dos milímetros y pueden agruparse entre sí para formar grupos o estructuras que tienen tamaños aún más grandes. Tal como se ilustra en la figura 1, puede esperarse que la interfaz 1308 sea una interfaz no lineal, no continua, irregular que también incluye muchas estructuras tisulares y grupos de estructuras tisulares que cruzan e interrumpen la interfaz 1308. Cuando se establece un modelo de capas de tejido tales como, por ejemplo la dermis, es difícil establecer con exactitud un modelo de las características dieléctricas y/o de conductividad de las capas de tejido debido a la variabilidad de persona a persona y dentro de regiones del cuerpo de individuos. Además, la presencia de estructuras tisulares y de grupos de estructuras tisulares crea complejidades adicionales. Suponiendo que una constante dieléctrica promedio para una capa particular generalmente no refleja la complejidad del tejido real, sin embargo, puede usarse como punto de partida. Por ejemplo, suponiendo una constante dieléctrica de, por ejemplo, aproximadamente 66 para tejido dérmico a 100 MHz, la energía electromagnética en el extremo inferior del intervalo de microondas, tendría una longitud de onda de aproximadamente 370 milímetros. Suponiendo una constante dieléctrica de, por ejemplo, aproximadamente 38 para el tejido dérmico a 6,0 GHz, la energía electromagnética tendría una longitud de onda de aproximadamente 8 milímetros en el tejido dérmico. Suponiendo una constante dieléctrica de, por ejemplo, aproximadamente 18 para tejido dérmico a 30 GHz, la energía electromagnética en el extremo superior del intervalo

de microondas tendría una longitud de onda de aproximadamente 2,5 milímetros en el tejido dérmico. Por lo tanto, a medida que aumenta la frecuencia, la presencia de interfaces irregulares, discontinuas entre regiones de tejido y la presencia de estructuras tisulares dará como resultado la dispersión de al menos parte de la señal cuando ésta se encuentra con estructuras tisulares o interfaces tisulares discontinuas. Para una estructura tisular o discontinuidad de tamaño fijado, la dispersión generalmente aumenta a medida que disminuye la longitud de onda y se vuelve más pronunciada cuando la longitud de onda está dentro de un orden de magnitud del tamaño de las estructuras tisulares, grupos de estructuras tisulares o discontinuidades en la interfaz.

Cuando la energía electromagnética es transmitida a través de un medio que tiene estructuras e interfaces, incluyendo interfaces entre capas de tejido, la energía electromagnética, dependiendo de las características eléctricas y físicas de las estructuras e interfaces, y las diferencias entre características eléctricas y físicas de dichas estructuras e interfaces y el tejido circundante, será dispersada y/o reflejada por las estructuras y/o interfaces. Cuando las ondas electromagnéticas reflejadas interactúan con ondas electromagnéticas incidentes éstas pueden, en ciertas circunstancias, combinarse para formar una onda estacionaria que tiene uno o más máximos de interferencia constructiva, tales como, por ejemplo un máximo de campo eléctrico, y uno o más mínimos de interferencias (también denominados como regiones de interferencia destructiva).

En el establecimiento de modelos de tejido para los fines de la presente descripción, puede establecerse un modelo del tejido dérmico para incluir una dermis y una epidermis. En el establecimiento de modelos de tejido para los fines de la presente descripción, puede establecerse un modelo del tejido que puede ser para tener una conductividad de aproximadamente 4,5 siemens por metro a aproximadamente 6 GHz. En el establecimiento de modelos de tejido para los fines de la presente descripción, puede establecerse un modelo del tejido dérmico para tener una constante dieléctrica de aproximadamente 40 a aproximadamente 6 GHz. En el establecimiento de modelos de tejido para los fines de la presente descripción, puede establecerse un modelo del tejido hipodérmico para tener una conductividad de aproximadamente 0,3 siemens por metro a aproximadamente 6 GHz. En el establecimiento de modelos de tejido para los fines de la presente descripción, puede establecerse un modelo del tejido hipodérmico para tener una constante dieléctrica de aproximadamente 5 a aproximadamente 6 GHz.

SISTEMAS Y APARATOS

Las figuras 2 a 25 y 48 a 51 ilustran sistemas y componentes de sistemas que pueden usarse para generar calor en regiones de tejido seleccionadas. Las figuras 2 a 25 y 48 a 51 ilustran sistemas y componentes de sistemas que pueden usarse para generar perfiles de tasa de absorción específica predeterminados en regiones de tejido seleccionadas. Las figuras 2 a 25 y 48 a 51 ilustran sistemas y componentes de sistemas que pueden usarse para generar perfiles de tasa de absorción específica predeterminados tales como, por ejemplo, los perfiles de tasa de absorción específica ilustrados en las figuras 26 a 51. Las figuras 2 a 25 y 48 a 51 ilustran sistemas y componentes de sistemas que pueden usarse para generar perfiles de densidad de pérdida de potencia predeterminados en regiones de tejido seleccionadas. Las figuras 2 a 25 y 48 a 51 ilustran sistemas y componentes de sistemas que pueden usarse para generar perfiles de densidad de pérdida de potencia predeterminados tales como, por ejemplo, los perfiles de densidad de pérdida de potencia ilustrados en las figuras 26 a 51.

Las figuras 2 a 25 y 48 a 51 ilustran sistemas y componentes de sistemas que pueden usarse para generar perfiles de temperatura predeterminados en regiones de tejido seleccionadas. Las figuras 2 a 25 y 48 a 51 ilustran sistemas y componentes de sistemas que pueden usarse para generar perfiles de temperatura predeterminados tales como, por ejemplo, los perfiles de temperatura ilustrados en las figuras 26 a 51.

Las figuras 2 a 25 y 48 a 51 ilustran sistemas y componentes de sistemas que pueden usarse para crear lesiones en regiones de tejido seleccionadas. Las figuras 2 a 25 y 48 a 51 ilustran sistemas y componentes de sistemas que pueden usarse para crear lesiones en regiones seleccionadas generando perfiles de tasa de absorción específica con un máximo en las regiones de tejido seleccionadas. Las figuras 2 a 25 y 48 a 51 ilustran sistemas y componentes de sistemas que pueden usarse para crear lesiones en tejido seleccionado generando perfiles de tasa de absorción específica tales como, por ejemplo, los perfiles de tasa de absorción específica ilustrados en las figuras 26 a 51 en las que la lesión se crea en la región del tejido correspondiente a la tasa de absorción específica máxima. Las figuras 2 a 25 y 48 a 51 ilustran sistemas y componentes de sistemas que pueden usarse para crear lesiones en regiones seleccionadas generando perfiles de densidad de pérdida de potencia con un máximo en las regiones de tejido seleccionadas. Las figuras 2 a 25 y 48 a 51 ilustran sistemas y componentes de sistemas que pueden usarse para crear lesiones en tejido seleccionado generando perfiles de densidad de pérdida de potencia tales como, por ejemplo, los perfiles de densidad de pérdida de potencia ilustrados en las figuras 26 a 51 en las que la lesión se crea en la región del tejido correspondiente a la densidad de pérdida de potencia máxima. Las figuras 2 a 25 y 48 a 51 ilustran sistemas y componentes de sistemas que pueden usarse para crear lesiones en regiones seleccionadas generando perfiles de temperatura con un máximo en las regiones de tejido seleccionadas. Las figuras 2 a 25 y 48 a 51 ilustran sistemas y componentes de sistemas que pueden usarse para crear lesiones en tejido seleccionado generando perfiles de temperatura tales como, por ejemplo, los perfiles de temperatura ilustrados en las figuras 26 a 51 en las que la lesión se crea en la región del tejido correspondiente a la temperatura máxima. Ejemplos no limitantes adicionales de sistemas y aparatos de microondas que pueden usarse y configurados tal como se ha descrito anteriormente pueden encontrarse, por ejemplo, en las figuras 3-7C y páginas 8-13 de la solicitud

provisional estadounidense N° 60/912.899; y las figuras 3-9 y 20-26 y las páginas 34-48 y las figuras 20-26 de la solicitud provisional estadounidense N° 61/013.274, así como se ilustran y describen, por ejemplo, en las figuras 3A-7C y páginas 16-20 del Apéndice 1 y las figuras 20-26 y páginas 38-46 del Apéndice 2.

5 La figura 2 ilustra un sistema para generar y controlar energía de microondas. En la figura 2, el controlador 302 puede ser, por ejemplo, un módulo controlador temporizador lógico digital personalizado que controla el suministro de energía de microondas generada por el generador de señales 304 y amplificada por el amplificador 306. El controlador 302 también puede controlar una válvula solenoide para controlar la aplicación de vacío desde la fuente de vacío 308. El generador de señales 304 puede ser, por ejemplo, un generador de señales analógico Modelo N5181A MXG de 100 KHz-6 GHz, disponible de Agilent Technologies. El amplificador 306 puede ser, por ejemplo, un amplificador de alta potencia TWT Modelo HD18288SP de 5,7-18 GHz, disponible de HD Communications Corporation. La fuente de vacío 308 puede ser, por ejemplo, una bomba de vacío portátil Modelo 0371224 Basic 30, disponible de Medela. Una fuente de refrigerante 310 puede ser, por ejemplo, un refrigerador recirculante industrial OP9TNAN001 NanoTherm disponible de ThermoTek, Inc.

15 La figura 3 ilustra un sistema para suministrar energía de microondas. En la figura 3, la potencia es suministrada por la fuente de potencia 318, que puede ser, por ejemplo una línea de potencia de una red de CA. En la figura 3, el transformador de aislamiento 316 aísla la potencia de la red proporcionada por la fuente de potencia 318 y suministra potencia aislada al controlador 302, la fuente de vacío 308, el generador de señales 304, el amplificador 306, el sistema de adquisición de datos de temperatura 314 y la fuente de refrigerante 310. El cable de vacío 372 conecta la fuente de vacío 308 al aplicador 320. En la figura 3, el generador de señales 304 genera una señal, que puede ser, por ejemplo, una señal de onda continua (CW) que tiene una frecuencia en el intervalo de, por ejemplo, 5,8 GHz y esa señal es suministrada al amplificador 306, que está controlado por el controlador 302. En la figura 3, una señal de salida procedente del amplificador 306 puede ser transmitida a un aplicador 320 por el cable de señales 322. El cable de señales 322 puede ser, por ejemplo, un enlace de fibra óptica. El aplicador 320 puede ser, por ejemplo, un dispositivo de energía de microondas. En la figura 3, la fuente de refrigerante 310 puede suministrar un refrigerante, tal como, por ejemplo, agua desionizada fría, al aplicador 320 a través del conducto de refrigerante 324 y, más particularmente, el refrigerante puede ser suministrado al aplicador 320 a través del conducto de flujo de entrada 326 y ser devuelto a la fuente de refrigerante 310 a través del conducto de flujo de salida 328. En la figura 3, el aplicador 320 incluye dispositivos de medición de temperatura que transmiten señales de temperatura 320 al sistema de adquisición de datos de temperatura 314 que, a su vez, transmite señales de temperatura por un enlace de fibra óptica 332 al ordenador de visualización de temperatura 312. El transformador de aislamiento 316 puede ser un ISB-100W IsoBox, disponible de Toroid Corporation de Maryland. El ordenador de visualización de temperatura 312 puede ser, por ejemplo, un controlador temporizador personalizado desarrollado a partir de una serie de componentes de relé de temporizador fabricados en serie y circuitos de control personalizados. El sistema de adquisición de datos de temperatura 314 puede ser, por ejemplo, un sistema de adquisición de datos de temperatura Thermes-USB con enlace óptico OPT-1 disponible de Physitemp Instruments Inc.

40 La figura 4 es una vista en perspectiva lateral de un aplicador de microondas. La figura 5 es una vista en perspectiva superior de un aplicador de microondas. La figura 6 es una vista frontal de un aplicador de microondas. En las figuras 4 a 6, el aplicador 320 incluye el cable del aplicador 334, el mango del aplicador 344, el cabezal del aplicador 346 y el cabezal para el tejido 362. En las figuras 4 a 6, el cabezal para el tejido 362 incluye orificios de vacío 342, placa de refrigeración 340, cámara para el tejido 338 e interfaz para contacto con el tejido 336. En la figura 5, el cabezal para el tejido 362 incluye una guía de alineamiento 348, que incluye elementos de alineamiento 352. En la figura 6, el cabezal para el tejido 362 está montado sobre el cabezal del aplicador 346 del aplicador 320. En la figura 6, el cabezal para el tejido 362 incluye la guía de alineamiento 348, elementos de alineamiento 352 y la cámara para el tejido 338. En la figura 6, la cámara para el tejido 338 incluye una pared para contacto con el tejido 354 e interfaz para contacto con el tejido 336. En la figura 6, la interfaz para contacto con el tejido 336 incluye una placa de refrigeración 340, orificios de vacío 342 y un canal de vacío 350.

50 La figura 7 es una vista frontal de un cabezal para el tejido para uso con un aplicador de microondas. En la figura 7, el cabezal para el tejido 362 incluye la guía de alineamiento 348, elementos de alineamiento 352 y la cámara para el tejido 338. En la figura 7, la cámara para el tejido 338 incluye la pared para contacto con el tejido 354 y la interfaz para contacto con el tejido 336. En la figura 7, la interfaz para contacto con el tejido 336 incluye la placa de refrigeración 340, orificios de vacío 342 y el canal de vacío 350. El cabezal para el tejido 362 es desmontable y puede usarse como elemento desechable de un aplicador de microondas tal como, por ejemplo, el aplicador 320.

60 La figura 8 es una vista en corte de un cabezal para el tejido. La figura 8 es una vista en corte de un cabezal para el tejido 362 y la antena 358. La antena 358 puede ser, por ejemplo, una guía de ondas 364 que puede incluir, por ejemplo, el conducto de la guía de ondas 366 y un relleno dieléctrico 368. En la figura 8 la antena 358 está aislada del fluido de refrigeración 361 en la cámara de refrigerante 360 por el separador 376. En la figura 8, la pared de la cámara 354 tiene un ángulo de la cámara Z que facilita la adquisición de tejido. En la figura 8 la interfaz para contacto con el tejido 336, que puede incluir la placa de refrigeración 340, tiene una dimensión mínima X y la cámara para el tejido 338 tiene una profundidad Y.

65

La figura 9 es una vista en corte lateral de un aplicador de microondas. La figura 10 es una vista en corte parcial en perspectiva superior de un aplicador de microondas. La figura 11 es una vista en corte parcial lateral de un aplicador de microondas. En las figuras 9 a 11, el aplicador 320 incluye una carcasa del aplicador 356 y un cabezal para el tejido 362. En las figuras 9 a 11, la carcasa del aplicador 356 encierra al mango del aplicador 344 y al menos una parte del cabezal del aplicador 346. En las figuras 9 a 11, el cable del aplicador 334 incluye el conducto de refrigerante 324, el conducto de flujo de entrada 326, el conducto de flujo de salida 328, el cable de señales 322 y el cable de vacío 372. En las figuras 9 a 11, el cable de vacío 372 está conectado a un divisor de vacío 374. En las figuras 9 a 11, el aplicador 320 incluye la antena 358. En las figuras 9 a 11, la antena 358 puede incluir la antena de guía de ondas 364. En las figuras 9 a 11, la antena de guía de ondas 364 puede incluir el relleno dieléctrico 368 y el conducto de la guía de ondas 366. La cámara de refrigeración 360 puede estar configurada para facilitar el flujo continuo de fluido de refrigeración 361 por una superficie de la placa de refrigeración 340. En las figuras 9 a 11, el cable de señales 322 está conectado a la antena 358 por el alimentador de la antena 370, que puede ser, por ejemplo un extremo distal de un cable coaxial semirrígido o un conector montado sobre panel e incluye el conductor central del cable o conector. En las figuras 9 a 11, el aplicador 320 incluye el cabezal para el tejido 362. En las figuras 9 a 11, el cabezal para el tejido 362 incluye la cámara para el tejido 338, la pared de la cámara 354, la placa de refrigeración 340 y la cámara de refrigeración 360. En las figuras 9 a 11, la cámara de refrigeración 360 está conectada al conducto de flujo de entrada 326 y al conducto de flujo de salida 328. En la figura 10, el cable de vacío 372 está conectado a cables de vacío secundarios 375. En la figura 10, los cables de vacío secundarios 375 están conectados a orificios de vacío 342 (no mostrados) en el cabezal para el tejido 362.

En la figura 11, el cable de vacío 372 está conectado a cables de vacío secundarios 375. En la figura 11, los cables de vacío secundarios 375 están conectados a orificios de vacío 342 (no mostrados) en el cabezal para el tejido 362.

La figura 12 es una vista en corte de un cabezal para el tejido y una antena. La figura 13 es una vista en corte de un cabezal para el tejido y una antena. La figura 14 es una vista en corte de un cabezal para el tejido, una antena y un difusor de campo. La figura 15 es una vista en corte de un cabezal para el tejido, una antena y un difusor de campo. La figura 16 es una vista en corte de un cabezal para el tejido, una antena y un difusor de campo. La figura 17 es una vista en corte de un cabezal para el tejido, una antena y un difusor de campo. La figura 18 es una vista en corte de un cabezal para el tejido, una antena y un difusor de campo. La figura 19 es una vista en corte de un cabezal para el tejido, una antena y un difusor de campo con tejido embebido. En las figuras 12 a 19 la antena 358 puede ser, por ejemplo, una antena de guía de ondas 364. En las figuras 12 a 19, la antena de guía de ondas 364 puede comprender, por ejemplo, un conducto de la guía de ondas 366, un relleno de la guía de ondas 368 y puede estar conectada al cable de señales 322 mediante, por ejemplo, el alimentador de la antena 370. En las figuras 12 a 19 el cabezal para el tejido 362 puede comprender, por ejemplo, la cámara para el tejido 338, la pared de la cámara 354, la placa de refrigeración 340 y la cámara de refrigeración 360. En las figuras 12 a 19, la cámara de refrigeración 360 puede incluir el fluido de refrigeración 361.

En la figura 12, la antena 358 está aislada del fluido de refrigeración 361 en la cámara de refrigerante 360 por el separador 376. En la figura 13, al menos una parte de la antena 358 está situada en la cámara de refrigerante 360. En la figura 13, al menos una parte de la antena de guía de ondas 364 está situada en la cámara de refrigerante 360. En la figura 13, la antena de guía de ondas 364 está situada en la cámara de refrigerante 360 de modo que, al menos una parte del conducto de la guía de ondas 366 y el relleno dieléctrico 368, contacte con el fluido de refrigeración 361 en la cámara de refrigerante 360.

En la figura 14, el difusor de campo 378 está situado en una salida de la antena de guía de ondas 364. En la figura 14, el difusor de campo 378 es una prolongación del relleno dieléctrico 368 y está situado en una salida de la antena de guía de ondas 364. En la figura 14, el difusor de campo 378 es una prolongación del relleno dieléctrico 368 que se extiende al interior de la cámara de refrigerante 360. En la figura 14, el difusor de campo 378 es una prolongación del relleno dieléctrico 368 que se extiende a través de la cámara de refrigerante 360 hasta la placa de refrigeración 340.

En la figura 15, el difusor de campo 380 está integrado en el relleno dieléctrico 368 de la antena de guía de ondas 364. En la figura 15, el difusor de campo 380 es una región del relleno dieléctrico 368 que tiene una constante dieléctrica que difiere de la constante dieléctrica del resto del relleno dieléctrico 368. En la figura 15, el difusor de campo 380 es una región que tiene una constante dieléctrica que está en el intervalo de aproximadamente 1 a 15.

En la figura 16, el difusor de campo 382 está integrado en el relleno dieléctrico 368 de la antena de guía de ondas 364 y se extiende al interior de la cámara de refrigerante 360. En la figura 16, el difusor de campo 382 está integrado en el relleno dieléctrico 368 de la antena de guía de ondas 364 y se extiende a través de la cámara de refrigerante 360 hasta la placa de refrigeración 340. En la figura 16, el difusor de campo 382 tiene una constante dieléctrica que difiere de la constante dieléctrica del relleno dieléctrico 368. En la figura 15, el difusor de campo 380 es una región que tiene una constante dieléctrica que está en el intervalo de aproximadamente 1 a 15. En la figura 17, un difusor de campo puede estar constituido por una muesca 384 en el relleno dieléctrico 368. En la figura 17, la muesca 384 es una muesca en forma de cono en el relleno dieléctrico 368. En la figura 17, la muesca 384 está conectada a la cámara de refrigeración 360 de modo que el fluido de refrigeración 361 en la cámara de refrigeración 360 llena al menos parcialmente la muesca 384. En la figura 17, la muesca 384 está conectada a la cámara de refrigeración 360

de modo que el fluido de refrigeración 361 en la cámara de refrigeración 360 llena la muesca 384.

En la figura 18, el difusor de campo 382 está integrado en o sobresale de la placa de refrigeración 340. En la figura 18, el difusor de campo 382 está integrado en o sobresale de la placa de refrigeración 340 en la interfaz para contacto con el tejido 336. En la figura 18, el difusor de campo 382 está integrado en o sobresale de la placa de refrigeración 340 al interior de la cámara para el tejido 338.

En la figura 19 la piel 1307 está embebida en cámara para el tejido 338 de la presente invención. En la figura 19, la dermis 1305 y la hipodermis 1303 están embebidas en la cámara para el tejido 338. En la figura 19, la superficie de la piel 1306 está embebida en la cámara para el tejido 338 de modo que la superficie de la piel 1306 esté en contacto con al menos una parte de la pared de la cámara 354 y la placa de refrigeración 340. Tal como se ilustra en la figura 19, puede usarse una presión de vacío para elevar la dermis 1305 y la hipodermis 1303, separar la dermis 1305 y la hipodermis 1303 del músculo 1301. Tal como se ilustra en la figura 19, puede usarse una presión de vacío para elevar la dermis 1305 y la hipodermis 1303, separar la dermis 1305 y la hipodermis 1303 del músculo 1301 para, por ejemplo, proteger el músculo 1301 limitando o eliminando la energía electromagnética que alcanza el músculo 1301.

La figura 20 es una vista en corte de un cabezal para el tejido y antena con tejido embebido. En la figura 20, el aplicador 320 incluye la carcasa del aplicador 356, la antena 358, canales de vacío 350 y el cabezal para el tejido 362. En la figura 20, el cabezal para el tejido 362 incluye un conducto de vacío 373, elementos de refrigeración 386 y una placa de refrigeración 340. Los elementos de refrigeración 386 pueden ser, por ejemplo: refrigerantes sólidos; disipadores de calor; pulverización líquida, pulverización gaseosa, placas de refrigeración, refrigerantes termoeléctricos; o una combinación de los mismos. En la figura 20, los canales de vacío 350 están conectados al conducto de vacío 373 y al orificio de vacío 342. En la figura 20, la superficie de la piel 1306 está embebida en la cámara para el tejido 338 mediante, por ejemplo una presión de vacío en los orificios de vacío 342, de modo que la superficie de la piel 1306 esté en contacto con al menos una parte de la pared de la cámara 354 y la placa de refrigeración 340. Tal como se ilustra en la figura 20, puede usarse una presión de vacío en los orificios de vacío 342 para elevar la dermis 1305 y la hipodermis 1303, separar la dermis 1305 y la hipodermis 1303 del músculo 1301. Tal como se ilustra en la figura 20, puede usarse una presión de vacío en los orificios de vacío 342 para elevar la dermis 1305 y la hipodermis 1303, separar la dermis 1305 y la hipodermis 1303 del músculo 1301 para, por ejemplo, proteger al músculo 1301 limitando o eliminando la energía electromagnética que alcanza el músculo 1301.

Las figuras 21 a 23 ilustran cabezales para el tejido que incluyen una pluralidad de antenas de guía de ondas. En las figuras 21 a 23, un cabezal para el tejido 362 incluye una pluralidad de antenas de guía de ondas 364. En la figura 21, dos antenas de guía de ondas 364 están situadas en el cabezal para el tejido 362. En las figuras 21 a 23, las guías de ondas 364 incluyen conectores de alimentación 388 y tornillos de sintonía 390. En la figura 22, cuatro antenas de guía de ondas 364 están situadas en el cabezal para el tejido 362. En la figura 23, seis antenas de guía de ondas 364 están situadas en el cabezal para el tejido 362.

La figura 24 ilustra un cabezal para el tejido desechable 363 para uso con un aplicador 320. En la figura 24, el cabezal para el tejido desechable 363 se acopla con la carcasa del aplicador 356, situando las antenas 364 en el cabezal para el tejido desechable 363. La figura 25 ilustra un cabezal para el tejido desechable 363 para uso con un aplicador 320. En la figura 25, el cabezal para el tejido desechable 363 se acopla con la carcasa del aplicador 356 y se mantiene en su lugar con elementos de retención 365.

Cortes de tejido

Las figuras 26 a 51 ilustran una serie de cortes de tejido, tales como, por ejemplo, perfiles de deposición de potencia en el tejido. En las figuras 26 a 51, los cortes de tejido ilustrados pueden ser representativos de, por ejemplo, perfiles de SAR, perfiles de densidad de pérdida de potencia o perfiles de temperatura. Los sistemas y componentes de sistemas ilustrados en las figuras 2 a 25 así como, por ejemplo, los ilustrados y descritos en las figuras 3-7C y las páginas 8-13 de la solicitud provisional estadounidense N° 60/912.899; y las figuras 3-9 y 20-26 y páginas 34-48 y figuras 20-26 de la solicitud provisional estadounidense N° 61/013.274, así como ilustrados y descritos en, por ejemplo, las figuras 3A-7C y páginas 16-20 del Apéndice 1 y figuras 20-26 y páginas 38-46 del Apéndice 2 pueden usarse para generar los cortes de tejido ilustrados en las figuras 26 a 51.

Las figuras 26 a 35 ilustran una serie de cortes de tejido. En las figuras 26 a 35, la antena 358 puede ser, por ejemplo, una simple antena dipolar o una antena de guía de ondas. En las figuras 26 a 35, la antena 358 puede estar situada en un medio 1318. En las figuras 26 a 35, la antena 358 radia una señal electromagnética a través del medio 1318 y al interior del tejido, generando los patrones ilustrados en las figuras 26 a 35. El medio 1318 puede ser, por ejemplo, un material dieléctrico que tiene una constante dieléctrica (que también puede denominarse como permitividad) de aproximadamente 10.

En la figura 26, la antena 358 puede radiar energía a una frecuencia de, por ejemplo, aproximadamente 3,0 GHz. En la figura 27, la antena 358 puede radiar energía a una frecuencia de, por ejemplo, aproximadamente 3,5 GHz. En la figura 28, la antena 358 puede radiar energía a una frecuencia de, por ejemplo, aproximadamente 4,0 GHz. En la

figura 29, la antena 358 puede radiar energía a una frecuencia de, por ejemplo, aproximadamente 4,5 GHz. En la figura 30, la antena 358 puede radiar energía a una frecuencia de, por ejemplo, aproximadamente 5,0 GHz. En la figura 31, la antena 358 puede radiar energía a una frecuencia de, por ejemplo, aproximadamente 5,8 GHz. En la figura 32, la antena 358 puede radiar energía a una frecuencia de, por ejemplo, aproximadamente 6,5 GHz. En la figura 33, la antena 358 puede radiar energía a una frecuencia de, por ejemplo, aproximadamente 7,5 GHz. En la figura 34, la antena 358 puede radiar energía a una frecuencia de, por ejemplo, aproximadamente 8,5 GHz. En la figura 35, la antena 358 puede radiar energía a una frecuencia de, por ejemplo, aproximadamente 9,0 GHz. Un corte de tejido, tal como el perfil ilustrado en las figuras 34 y 35 puede incluir al menos dos máximos de interferencia constructiva, en el que un primer máximo de interferencia constructiva está situado en un tejido por debajo de un segundo máximo de interferencia constructiva. Un corte de tejido, tal como el perfil ilustrado en las figuras 34 y 35 puede incluir al menos dos máximos de interferencia constructiva, en el que un segundo máximo de interferencia constructiva está situado cerca de una superficie de la piel.

En el que la antena 358 es representativa de una antena de guía de ondas tal como, por ejemplo, la antena de guía de ondas ilustrada en la figura 48 que radia a través de, por ejemplo, al menos una parte de un cabezal para el tejido que incluye una interfaz para contacto con el tejido, las frecuencias a las que se crean cortes de tejido particulares, tales como, por ejemplo, perfiles de SAR, perfiles de pérdida de potencia o perfiles de temperatura pueden variar desde las frecuencias a las que dichos perfiles son generados por una antena dipolar. Un cabezal para el tejido situado entre una antena de guía de ondas y una superficie de la piel puede comprender, por ejemplo, un separador 376, una cámara de refrigeración 360 llena de fluido de refrigeración 361, tal como, por ejemplo agua desionizada y una placa de refrigeración 340. En el que la antena 358 es una antena de guía de ondas 358 puede estar situada a una distancia de aproximadamente 1,5 milímetros de la superficie de la piel 1306. La figura 34 ilustra un perfil resultante donde la antena 358 es una antena de guía de ondas que radia energía a través de un cabezal para el tejido a una frecuencia de, por ejemplo, aproximadamente 10 GHz. La figura 35 ilustra un perfil resultante donde la antena 358 es una antena de guía de ondas que radia energía a través de un cabezal para el tejido a una frecuencia de, por ejemplo, aproximadamente 12 GHz.

En las figuras 26 a 35, la antena 358 puede tener una longitud de, por ejemplo, aproximadamente media longitud de onda (medida a la frecuencia operacional). En las figuras 26 a 35, la antena 358 puede estar situada en, por ejemplo, una región de campo cercano de radiación con respecto a la superficie de la piel 1306. En las figuras 26 a 35, la antena 358 puede estar situada a una distancia de, por ejemplo, aproximadamente 10 milímetros de la superficie de la piel 1306. En las figuras 26 a 30, la antena 358 puede ser una antena dipolar que tiene una altura de la antena de, por ejemplo, aproximadamente 12 milímetros. En la figura 31, la antena 358 puede ser una antena dipolar que tiene una altura de la antena de, por ejemplo, aproximadamente 8,5 milímetros. En las figuras 27 a 35, la antena 358 puede ser una antena dipolar que tiene una altura de la antena de, por ejemplo, aproximadamente 7 milímetros.

En las figuras 26 a 35, la potencia procedente de la antena 358 es transmitida a través de la superficie de la piel 1306, generando un perfil, tal como, por ejemplo, un perfil de SAR, un perfil de densidad de pérdida de potencia o un perfil de temperatura, en la dermis 1305. En las figuras 26 a 35, la potencia transmitida desde la antena 358 a través de la superficie de la piel 1306 genera un perfil que tiene un máximo en la primera región de tejido 1309. En las figuras 26 a 35, la potencia transmitida desde la antena 358 a través de la superficie de la piel 1306 genera un perfil en el que la magnitud disminuye desde la primera región de tejido 1309 hasta la segunda región de tejido 1311. En las figuras 26 a 35, la potencia transmitida desde la antena 358 a través de la superficie de la piel 1306 genera un perfil de SAR en el que la magnitud disminuye desde la segunda región de tejido 1311 a la tercera región de tejido 1313. En las figuras 26 a 35, la potencia transmitida desde la antena 358 a través de la superficie de la piel 1306 genera un perfil en el que la magnitud disminuye desde la tercera región de tejido 1313 a la cuarta región de tejido 1315.

En, por ejemplo, las figuras 26 a 39, la potencia transmitida desde la antena 358 a través de la superficie de la piel 1306 es al menos parcialmente reflejada desde la interfaz 1308 de modo que una magnitud máxima de, por ejemplo, SAR, densidad de pérdida de potencia o temperatura se genera en la primera región de tejido 1309 por debajo de la superficie de la piel 1306. En la figura 26 a 39, la interfaz 1308 está idealizada como una línea sustancialmente recta, sin embargo, en tejido real, puede esperarse que la interfaz 1308 sea una interfaz no lineal, no continua, irregular que también incluye estructuras tisulares y grupos de estructuras tisulares que cruzan e interrumpen la interfaz 1308. Una magnitud máxima de, por ejemplo, SAR, densidad de pérdida de potencia o temperatura que se forma como resultado de interferencia constructiva entre potencia incidente y reflejada está situada en la primera región de tejido 1309 por debajo de una primera capa de tejido dérmico. Una magnitud mínima de, por ejemplo, SAR, densidad de pérdida de potencia o temperatura que se forma como resultado de interferencia destructiva entre potencia incidente y reflejada está situada en una primera capa de tejido dérmico cerca de la superficie de la piel 1306. La interfaz 1308 puede ser, por ejemplo, una interfaz entre la dermis 1305 y la hipodermis 1303. La primera región de tejido 1309 puede estar formada en la mitad inferior de la dermis. La interfaz 1308 puede ser, por ejemplo, una interfaz entre una capa de tejido de alta dieléctrica / alta conductividad y un tejido de baja dieléctrica / baja conductividad. La interfaz 1308 puede ser, por ejemplo, una interfaz entre una capa glandular y una hipodermis.

La energía transmitida a través de la superficie de la piel 1306 crea una temperatura máxima en la primera región 1309. La energía transmitida a través de la superficie de la piel 1306 eleva una temperatura en la primera región 1309 a una temperatura suficiente para inducir hipertermia en el tejido en la región 1309. La energía transmitida a través de la superficie de la piel 1306 eleva una temperatura en la primera región 1309 a una temperatura suficiente para extirpar tejido en la región 1309. La energía transmitida a través de la superficie de la piel 1306 eleva una temperatura en la primera región 1309 a una temperatura suficiente para causar muerte celular en el tejido en la región 1309. La energía transmitida a través de la superficie de la piel 1306 eleva una temperatura en la primera región 1309 a una temperatura suficiente para formar un núcleo de lesión en la primera región 1309. La energía transmitida a través de la superficie de la piel 1306 eleva una temperatura en la primera región 1309 a una temperatura suficiente para crear una lesión en el tejido en la región 1309. La energía transmitida a través de la superficie de la piel 1306 eleva la temperatura del tejido en la región 1309 mediante calentamiento dieléctrico. La energía transmitida a través de la superficie de la piel 1306 preferentemente eleva la temperatura del tejido en la región 1309 por encima de la temperatura de las regiones circundantes.

La energía transmitida a través de la superficie de la piel 1306 genera una temperatura en la primera región 1309 suficiente para calentar el tejido alrededor de la primera región 1309, mediante, por ejemplo, calentamiento conductivo. La energía transmitida a través de la superficie de la piel 1306 genera una temperatura en la primera región 1309 suficiente para calentar estructuras tisulares, tales como, por ejemplo, glándulas sudoríparas o folículos pilosos, en el tejido alrededor de la primera región 1309, mediante, por ejemplo, calentamiento conductivo. La energía transmitida a través de la superficie de la piel 1306 genera una temperatura en la primera región 1309 suficiente para causar hipertermia en el tejido alrededor de la primera región 1309, mediante, por ejemplo, calentamiento conductivo. La energía transmitida a través de la superficie de la piel 1306 genera una temperatura en la primera región 1309 suficiente para causar extirpación del tejido alrededor de la primera región 1309, mediante, por ejemplo, calentamiento conductivo. La energía transmitida a través de la superficie de la piel 1306 genera una temperatura en la primera región 1309 suficiente para crear una lesión en el tejido alrededor de la primera región 1309, mediante, por ejemplo, calentamiento conductivo. La energía transmitida a través de la superficie de la piel 1306 genera una temperatura en la primera región 1309 suficiente para expandir una lesión en el tejido alrededor de la primera región 1309, mediante, por ejemplo, calentamiento conductivo.

Campo cercano

Las figuras 36 a 39 ilustran una serie de cortes de tejido. En las figuras 36 a 39 la antena 358 puede ser, por ejemplo, una simple antena dipolar o una antena de guía de ondas. En la figura 36 a 39, la antena 358 puede excitarse a una frecuencia predeterminada tal como, por ejemplo, aproximadamente 5,8 GHz. En las figuras 36 a 38, la antena 358 puede estar situada en, por ejemplo, una región de campo cercano de radiación con respecto a la superficie de la piel 1306. En la figura 39, la antena 358 puede estar situada en, por ejemplo, una región de campo cercano reactiva con respecto a la superficie de la piel 1306. En las figuras 36 a 39, la antena 358 puede estar situada a una distancia A de, por ejemplo, entre aproximadamente 10 milímetros y aproximadamente 2 milímetros de la superficie de la piel 1306. En las figuras 36 a 39, la antena 358 puede estar situada en un medio 1318. En las figuras 36 a 39, la antena 358 puede ser una antena dipolar que tiene una altura de la antena de aproximadamente 8,5 milímetros. En las figuras 36 a 39, la antena 358 puede radiar energía a una frecuencia de, por ejemplo, aproximadamente 5,8 GHz.

En las figuras 36 a 39, la potencia procedente de la antena 358 es transmitida a través de la superficie de la piel 1306, generando un perfil de SAR en la dermis 1305. En las figuras 36 a 39, la potencia transmitida desde la antena 358 a través de la superficie de la piel 1306 genera un perfil de SAR que tiene un máximo en la primera región de tejido 1309. En las figuras 36 a 39, la potencia transmitida desde la antena 358 a través de la superficie de la piel 1306 genera un corte de tejido que puede representar, por ejemplo, SAR, densidad de pérdida de potencia o temperatura, la magnitud de, por ejemplo, SAR, densidad de pérdida de potencia o temperatura, disminuye desde la primera región de tejido 1309 hasta la segunda región de tejido 1311, desde segunda región de tejido 1311 hasta la tercera región de tejido 1313 y desde la tercera región de tejido 1313 hasta la cuarta región de tejido 1315.

En, por ejemplo, la figura 36, la potencia transmitida desde la antena 358 a través de la superficie de la piel 1306 es al menos parcialmente reflejada desde la interfaz 1308 de modo que un máximo de, por ejemplo, SAR, densidad de pérdida de potencia o temperatura se genera en la primera región de tejido 1309 por debajo de la superficie de la piel 1306. En, por ejemplo, la figura 36, un máximo de, por ejemplo, SAR, densidad de pérdida de potencia o temperatura formado como resultado de interferencia constructiva entre potencia incidente y reflejada está situado en la primera región de tejido 1309 por debajo de una primera capa de tejido dérmico. En, por ejemplo, la figura 36, un máximo de, por ejemplo, SAR, densidad de pérdida de potencia o temperatura formado como resultado de interferencia constructiva entre potencia incidente y reflejada está situado en la primera región de tejido 1309 en una mitad inferior de la dermis. En la figura 36, la antena 358 puede estar situada a una distancia A de, por ejemplo, aproximadamente 10 milímetros de la superficie de la piel 1306. En la figura 37, la antena 358 puede estar situada a una distancia A de, por ejemplo, aproximadamente 5 milímetros de la superficie de la piel 1306. En la figura 38, la antena 358 puede estar situada a una distancia A de, por ejemplo, aproximadamente 3 milímetros de la superficie de la piel 1306. En la figura 39, la antena 358 puede estar situada a una distancia A de, por ejemplo, aproximadamente 2 milímetros de la superficie de la piel 1306. En las figuras 36 a 38, el tejido en la región 1309 es preferentemente

calentado con respecto al tejido en capas por encima de la primera región de tejido 1309.

En la figura 36, la antena 358 puede estar situada a una distancia A dentro de un campo cercano de radiación de la superficie de la piel 1306. En la figura 37, la antena 358 puede estar situada a una distancia A dentro de un campo cercano de radiación de la superficie de la piel 1306. En la figura 38, la antena 358 puede estar situada a una distancia A dentro de un campo cercano de radiación de la superficie de la piel 1306. En la figura 39, la antena 358 puede estar situada a una distancia A dentro de un campo cercano reactivo de la superficie de la piel 1306. Tal como se ilustra en la figura 39, situar una antena en un campo cercano reactivo da como resultado un acoplamiento reactivo sustancial, lo que incrementa la deposición de potencia en la capa superior de la piel y destruye los perfiles de calentamiento preferenciales ilustrados en las figuras 36 a 38.

Calentamiento preferencial - Dermis

Las figuras 40 a 43 ilustran cortes de tejido. En las figuras 40 a 43, la dermis 1305 y la hipodermis 1303 pueden contener estructuras tisulares 1325 que pueden ser, por ejemplo, glándulas sudoríparas, que incluyen, por ejemplo, glándulas ecrinas, glándulas apocrinas o glándulas apoecrinas. En las figuras 40 a 43, la dermis 1305 y la hipodermis 1303 pueden contener estructuras tisulares 1325 que pueden ser, por ejemplo, glándulas sudoríparas, que incluyen, por ejemplo, glándulas ecrinas, glándulas apocrinas o glándulas apoecrinas. En las figuras 40 a 43, la dermis 1305 y la hipodermis 1303 pueden contener estructuras tisulares 1325 que pueden ser, por ejemplo, folículos pilosos. En las figuras 40 a 43, las estructuras tisulares 1325 pueden incluir conductos 1329 que se extienden desde las estructuras tisulares 1325 hasta la superficie de la piel 1306.

La figura 40 ilustra un corte de tejido. En la figura 40, un núcleo de lesión 1321 se crea en una parte predeterminada de la dermis 1305, por ejemplo, irradiando la dermis 1305 con radiación electromagnética para generar calentamiento dieléctrico en el tejido en el núcleo de lesión 1321. El núcleo de lesión 1321 puede ser, por ejemplo, un punto o región dentro de una capa de tejido donde una lesión comienza a crecer. En la figura 40, el núcleo de lesión 1321 es creado por el calor generado en el tejido dérmico mediante calentamiento dieléctrico del núcleo de lesión 1321. En la figura 40, el núcleo de lesión 1321 se expande a medida que se añade energía a la dermis 1305. En la figura 40, el núcleo de lesión 1321 puede estar ubicado en una región de la dermis 1305 donde un máximo de interferencia constructiva es generado por la energía electromagnética transmitida a través de la superficie de la piel 1306. En la figura 40, el núcleo de lesión 1321 puede estar ubicado en una región de la dermis 1305 donde un máximo de interferencia constructiva es generado por la energía electromagnética transmitida a través de la superficie de la piel 1306 en la que al menos una parte de la energía electromagnética transmitida a través de la superficie de la piel 1306 es reflejada desde la interfaz 1308 que puede ser, por ejemplo, una interfaz entre tejido de alta dieléctrica / alta conductividad y tejido de baja dieléctrica / baja conductividad. En la figura 40, el núcleo de lesión 1321 puede estar ubicado en una región de la dermis 1305 donde un máximo de interferencia constructiva es generado por la energía electromagnética transmitida a través de la superficie de la piel 1306 en la que al menos una parte de la energía electromagnética transmitida a través de la superficie de la piel 1306 es reflejada desde la interfaz 1308 que puede ser, por ejemplo, una interfaz entre la dermis 1305 y la hipodermis 1303.

La figura 41 ilustra un corte de tejido. En la figura 41, el núcleo de lesión 1321 se expande a medida que se añade energía a la dermis 1305, generando un calor que es conducido al interior del tejido circundante creando una lesión expandida 1323. En la figura 41, el calor conducido desde el núcleo de lesión 1321 al interior de la lesión expandida 1323 daña el tejido, incluyendo estructuras tisulares 1325. En la figura 41, el calor conducido desde el núcleo de lesión 1321 al interior de la lesión expandida 1323 cruza la interfaz 1308 y daña el tejido por debajo de la interfaz 1308, incluyendo estructuras tisulares 1325.

La figura 42 ilustra un corte de tejido cuando se usa el sistema de la presente invención. En la figura 42, un núcleo de lesión 1321 se crea en una parte predeterminada de la dermis 1305, por ejemplo, irradiando la dermis 1305 con radiación electromagnética para generar calentamiento dieléctrico en el tejido en el núcleo de lesión 1321. En la figura 42, el núcleo de lesión 1321 se expande a medida que se añade energía a la dermis 1305. En la figura 42, el calor es eliminado de la superficie de la piel 1306. En la figura 42, el calor es eliminado de la dermis 1305 a través de la superficie de la piel 1306. En la figura 42, el calor es eliminado de la dermis 1305 a través de la superficie de la piel 1306 refrigerando la superficie de la piel 1306. En la figura 42, el calor eliminado de la dermis 1305 a través de la superficie de la piel 1306 impide que el núcleo de lesión 1321 crezca en la dirección de la superficie de la piel 1306. En la figura 42, el calor eliminado de la dermis 1305 a través de la superficie de la piel 1306 impide que el núcleo de lesión 1321 crezca al interior de la región refrigerada 1327.

La figura 43 ilustra un corte de tejido cuando se usa el sistema de la presente invención. En la figura 43, un núcleo de lesión 1321 se crea en una parte predeterminada de dermis 1305, por ejemplo, irradiando la dermis 1305 con radiación electromagnética para generar calentamiento dieléctrico en el tejido en el núcleo de lesión 1321 y la lesión expandida 1323 es creada por el calor conducido desde el núcleo de lesión 1321. En la figura 43, el núcleo de lesión 1321 se expande a medida que se añade energía a la dermis 1305 y la lesión expandida 1323 se expande a medida que el calor es conducido desde el núcleo de lesión 1321. En la figura 43, el calor es eliminado de la superficie de la piel 1306. En la figura 43, el calor es eliminado de la dermis 1305 a través de la superficie de la piel 1306. En la figura 43, el calor es eliminado de la dermis 1305 a través de la superficie de la piel 1306 refrigerando la superficie

de la piel 1306. En la figura 43, el calor eliminado de la dermis 1305 a través de la superficie de la piel 1306 impide que el núcleo de lesión 1321 y la lesión expandida 1323 crezcan en la dirección de la superficie de la piel 1306. En la figura 43, el calor eliminado de la dermis 1305 a través de la superficie de la piel 1306 impide que el núcleo de lesión 1321 y la lesión expandida 1323 crezcan al interior de la región refrigerada 1327.

5

Calentamiento preferencial - Capa glandular

Las figuras 44 a 47 ilustran cortes de tejido. En las figuras 44 a 47, la 1305 y la hipodermis 1303 pueden contener estructuras tisulares 1325 que pueden ser, por ejemplo, glándulas sudoríparas, que incluyen, por ejemplo, glándulas ecrinas, glándulas apocrinas o glándulas apoecrinas. En las figuras 44 a 47, la dermis 1305 y la hipodermis 1303 pueden contener estructuras tisulares 1325 que pueden ser, por ejemplo, glándulas sudoríparas, que incluyen, por ejemplo, glándulas ecrinas, glándulas apocrinas o glándulas apoecrinas. En las figuras 44 a 47, la dermis 1305 y la hipodermis 1303 pueden contener estructuras tisulares 1325 que pueden ser, por ejemplo, folículos pilosos. En las figuras 44 a 47, las estructuras tisulares 1325 pueden incluir conductos 1329 que se extienden desde las estructuras tisulares 1325 a la superficie de la piel 1306. En las figuras 44 a 47, las estructuras tisulares 1325 pueden estar concentradas en una capa glandular 1331. En las figuras 44 a 47, las estructuras tisulares 1325 pueden estar concentradas en una capa glandular 1331 en la que la capa glandular 1331 tiene una interfaz superior 1335 y una interfaz inferior 1333. En las figuras 44 a 47, la capa glandular 1331 puede tener una interfaz superior 1335 entre la capa glandular 1331 y la dermis 1305. En las figuras 44 a 47, la capa glandular 1331 puede tener una interfaz inferior 1333 entre la capa glandular 1331 y la hipodermis 1303. En las figuras 44 a 47, la interfaz 1333 puede ser, en tejido real una interfaz no lineal, no continua, irregular que también incluye muchas estructuras tisulares y grupos de estructuras tisulares que se suman a la irregularidad y no linealidad de la interfaz tisular 1333.

10

15

20

En las figuras 44 a 47, estructuras tisulares 1325 pueden estar compuestas, al menos en parte por tejido de alta dieléctrica / alta conductividad tal como, por ejemplo, glándulas sudoríparas. En las figuras 44 a 47, las estructuras tisulares 1325 pueden estar compuestas, al menos en parte por tejido que tiene un alto contenido de agua, tal como, por ejemplo, glándulas sudoríparas. En las figuras 44 a 47, la capa glandular 1331 puede estar compuesta, al menos en parte por tejido de alta dieléctrica / alta conductividad. En las figuras 44 a 47, la capa glandular 1331 puede tener una interfaz superior 1335 entre la capa glandular 1331 y el tejido de alta dieléctrica / alta conductividad, tal como, por ejemplo, la dermis 1305. En las figuras 44 a 47, la capa glandular 1331 puede tener una interfaz inferior 1333 entre la capa glandular 1331 y el tejido de baja dieléctrica / baja conductividad, tal como, por ejemplo, la hipodermis 1303. En las figuras 44 a 47, la capa glandular 1331 puede tener una interfaz inferior 1333 entre la capa glandular 1331 y tejido de baja dieléctrica.

25

30

35

La figura 44 ilustra un corte de tejido. En la figura 44, un núcleo de lesión 1321 se crea en una parte predeterminada de capa glandular 1331, por ejemplo, irradiando la capa glandular 1331 con radiación electromagnética para generar calentamiento dieléctrico en el tejido en el núcleo de lesión 1321. En la figura 44, el núcleo de lesión 1321 es creado por el calor generado en la capa glandular 1331 mediante calentamiento dieléctrico del núcleo de lesión 1321. En la figura 44, el núcleo de lesión 1321 se expande a medida que se añade energía a la capa glandular 1331. En la figura 44, el núcleo de lesión 1321 puede estar ubicado en una región de la capa glandular 1331 donde un máximo de interferencia constructiva de, por ejemplo, SAR, densidad de pérdida de potencia o temperatura, es generado por la energía electromagnética transmitida a través de la superficie de la piel 1306. En la figura 44, el núcleo de lesión 1321 puede estar ubicado en una región de la capa glandular 1331 donde un máximo de interferencia constructiva de, por ejemplo, SAR, densidad de pérdida de potencia o temperatura, es generado por la energía electromagnética transmitida a través de la superficie de la piel 1306 en la que al menos una parte de la energía electromagnética transmitida a través de la superficie de la piel 1306 es reflejada desde la interfaz inferior 1333. En la figura 44, el núcleo de lesión 1321 puede estar ubicado en una región de capa glandular 1331 donde un máximo de interferencia constructiva de, por ejemplo, SAR, densidad de pérdida de potencia o temperatura, es generado por la energía electromagnética transmitida a través de la superficie de la piel 1306 en la que al menos una parte de la energía electromagnética transmitida a través de la superficie de la piel 1306 es reflejada desde la interfaz inferior 1333 que puede ser, por ejemplo, una interfaz entre la capa glandular 1331 y la hipodermis 1303.

40

45

50

Figure 45 ilustra un corte de tejido. En la figura 45, el núcleo de lesión 1321 se expande a medida que se añade energía a la capa glandular 1331, generando calor que es conducido al interior del tejido circundante, creando una lesión expandida 1323. En la figura 45, el calor conducido desde el núcleo de lesión 1321 al interior de la lesión expandida 1323 daña el tejido, incluyendo las estructuras tisulares 1325. En la figura 45, el calor conducido desde el núcleo de lesión 1321 al interior de la lesión expandida 1323 cruza la interfaz inferior 1333 y daña el tejido por debajo de la interfaz inferior 1333.

55

60

Las figuras 46 y 47 ilustran cortes de tejido. En las figuras 46 a 47, un núcleo de lesión 1321 se crea en una parte de capa glandular 1331, por ejemplo, irradiando la capa glandular 1331 con radiación electromagnética para generar calentamiento dieléctrico en el tejido en el núcleo de lesión 1321. En las figuras 46 y 47, el núcleo de lesión 1321 se expande a medida que se añade energía a la capa glandular 1331 y la lesión expandida 1323 es creada por el calor conducido desde el núcleo de lesión 1323. En las figuras 46 y 47, el calor es eliminado de la superficie de la piel 1306. En las figuras 46 y 47, el calor es eliminado de la capa dérmica 1305 a través de la superficie de la piel 1306. En las figuras 46 y 47, el calor es eliminado de la capa dérmica 1305 a través de la superficie de la piel 1306

65

refrigerando la superficie de la piel 1306, creando la región refrigerada 1307 en la dermis 1305. En la figura 47, el calor eliminado de la capa dérmica 1305 a través de la superficie de la piel 1306 impide que la lesión expandida 1323 crezca en la dirección de superficie de la piel 1306. En la figura 46, el calor eliminado de la capa glandular 1331 a través de la superficie de la piel 1306 impide que la lesión expandida 1323 crezca al interior de la región refrigerada 1327.

Las figuras 48 a 51 ilustran cortes de tejido y aparatos de acuerdo con la presente invención. En las figuras 48 a 51, la antena 358 puede ser, por ejemplo, una antena de guía de ondas 364. En las figuras 48 y 49, la antena de guía de ondas 364 puede incluir, por ejemplo, un conducto de la guía de ondas 366 y un relleno dieléctrico 368. En la figura 48 y 49, la energía electromagnética puede ser radiada al interior de la dermis 1305 a través de un cabezal para el tejido 362 que puede incluir, por ejemplo, el separador 376, la cámara de refrigerante 360 y la placa de refrigeración 340. En la figura 48, un máximo que puede ser, por ejemplo, una SAR máxima, densidad de pérdida de potencia máxima o temperatura máxima, se genera en la primera región de tejido 1309. En la figura 48, un nivel reducido que puede ser, por ejemplo, una SAR reducida, densidad de pérdida de potencia reducida o temperatura reducida, se genera en la segunda región de tejido 1311 con niveles más reducidos en la tercera región de tejido 1313 y la cuarta región de tejido 1315. En la figura 48, la dermis 1305 está separada de la hipodermis 1303 por la interfaz 1308. En la figura 48, la interfaz 1308 está idealizada como una línea sustancialmente recta para los fines de esta descripción, sin embargo, en el tejido real, la interfaz 1308 es una interfaz no lineal, no continua, irregular que también incluye muchas estructuras tisulares que cruzan e interrumpen la interfaz tisular. En la figura 48, la hipodermis 1303 descansa sobre el tejido muscular 1301. En la figura 48, la radiación electromagnética puede radiarse a una frecuencia de, por ejemplo, 5,8 GHz. En la figura 48, puede suponerse que la dermis 1305 tiene una constante dieléctrica de, por ejemplo, 38,4 y una conductividad de, por ejemplo, 4,54 siemens por metro. En la figura 48, puede suponerse que la hipodermis 1303 tiene, por ejemplo, una constante dieléctrica de, por ejemplo, 4,9 y una conductividad de, por ejemplo, 0,31 siemens por metro. En la figura 48, puede suponerse que el tejido muscular 1301 tiene, por ejemplo, una constante dieléctrica de, por ejemplo, 42,22 y una conductividad de, por ejemplo, 5,2 siemens por metro. En la figura 48, el separador 376 puede ser, por ejemplo, de policarbonato y puede tener, por ejemplo, una constante dieléctrica de, por ejemplo, 3,4 y una conductividad de, por ejemplo, 0,0051 siemens por metro. En la figura 48, la placa de refrigeración 340 puede ser, por ejemplo, alúmina (99,5 %) y puede tener, por ejemplo, una constante dieléctrica de, por ejemplo, 9,9 y una conductividad de, por ejemplo, 3×10^{-4} siemens por metro. En la figura 48, el fluido de refrigeración 361 puede ser, por ejemplo, agua desionizada y puede tener, por ejemplo, una constante dieléctrica de, por ejemplo, 81 y una conductividad de, por ejemplo, 0,0001 siemens por metro.

En la figura 49, un máximo, que puede ser, por ejemplo, una SAR máxima, densidad de pérdida de potencia máxima o temperatura máxima, se genera en la primera región de tejido 1309. En la figura 49, un nivel reducido que puede ser, por ejemplo, una SAR reducida, densidad de pérdida de potencia reducida o temperatura reducida, se genera en la segunda región de tejido 1311 con niveles más reducidos en la tercera región de tejido 1313 y la cuarta región de tejido 1315. En la figura 49, la dermis 1305 está separada de la hipodermis 1303 por la interfaz 1308. En la figura 49, la interfaz 1308 está modelada como una interfaz no lineal, para parecerse más estrechamente a una interfaz real entre tejido dérmico e hipodérmico. En la figura 49, la hipodermis 1303 descansa sobre el tejido muscular 1301. En la figura 49, la radiación electromagnética puede radiarse a una frecuencia de, por ejemplo, 5,8 GHz. En la figura 49, puede suponerse que la dermis 1305 tiene una constante dieléctrica de, por ejemplo, 38,4 y una conductividad de, por ejemplo, 4,54 siemens por metro. En la figura 49, puede suponerse que la hipodermis 1303 tiene, por ejemplo, una constante dieléctrica de, por ejemplo, 4,9 y una conductividad de, por ejemplo, 0,31 siemens por metro. En la figura 49, puede suponerse que el tejido muscular 1301 tiene, por ejemplo, una constante dieléctrica de, por ejemplo, 42,22 y una conductividad de, por ejemplo, 5,2 siemens por metro. En la figura 49, el separador 376 puede ser, por ejemplo, de Plexiglás y puede tener, por ejemplo, una constante dieléctrica de, por ejemplo, 3,4 y una conductividad de, por ejemplo, 0,0051 siemens por metro. En la figura 49, la placa de refrigeración 340 puede ser, por ejemplo, por alúmina (99,5 %) y puede tener, por ejemplo, una constante dieléctrica de, por ejemplo, 9,9 y una conductividad de, por ejemplo, 3×10^{-4} siemens por metro. En la figura 49, el fluido de refrigeración 361 puede ser, por ejemplo, agua desionizada y puede tener, por ejemplo, una constante dieléctrica de, por ejemplo, 81 y una conductividad de, por ejemplo, 0,0001 siemens por metro.

La figura 50 ilustra un corte de tejido. La figura 51 ilustra un corte de tejido. En las figuras 50 y 51, la antena 358 puede ser, por ejemplo, una antena de guía de ondas 364. La antena de guía de ondas 364 puede tener un relleno dieléctrico 368. La antena 358 puede estar situada en, por ejemplo, un cabezal para el tejido 362 que comprende, por ejemplo, el separador 376, la cámara de refrigerante 360 y la placa de refrigeración 340. La cámara de refrigeración 340 puede contener fluido de refrigeración 361, que puede ser, por ejemplo, agua desionizada. Un cabezal para el tejido 362 puede incluir una cámara para el tejido (no mostrada) adaptada para situar al tejido contra la interfaz para contacto con el tejido 336. La antena 358 está adaptada para transmitir radiación electromagnética a través de la superficie de la piel 1306 creando un corte de tejido que puede ser representativo de, por ejemplo, un perfil de SAR, un perfil de densidad de pérdida de potencia o un perfil de temperatura. El corte de tejido incluye una primera región de tejido 1309, una segunda región de tejido 1311, una tercera región de tejido 1313 y una cuarta región de tejido 1315. La primera región de tejido 1309 puede representar, por ejemplo, una SAR máxima, densidad de pérdida de potencia máxima o temperatura máxima. La primera región de tejido 1309 puede estar ubicada en, por ejemplo, la dermis 1305, cerca de una interfaz 1308 entre la dermis 1305 y la hipodermis 1303, que recubre al

músculo 1301. En la figura 51, el difusor de campo 379 está ubicado en la cámara de refrigerante 360. En la figura 51, el difusor de campo 379 puede usarse para, por ejemplo, extender y aplanar la primera región de tejido 1309. En la figura 51, el difusor de campo 379 puede usarse para, por ejemplo, extender y aplanar lesiones formadas en la primera región de tejido 1309.

5

Procedimiento

En un uso del sistema de la invención, potencia electromagnética es suministrada a la piel durante un periodo de tiempo predeterminado. La piel está embebida en, por ejemplo, una cámara para el tejido antes del suministro de energía. La piel es refrigerada antes de la aplicación de energía electromagnética. La piel es refrigerada durante la aplicación de energía electromagnética. La piel es refrigerada después de la aplicación de energía electromagnética. La energía es suministrada a la piel aplicando una cantidad predeterminada de potencia a una antena situada proximal a la superficie de la piel. La piel se sitúa proximal a un dispositivo de energía electromagnética. La piel se sitúa proximal a un dispositivo de suministro de energía electromagnética usando presión de vacío para mantener a la piel en posición. La región a tratar es anestesiada antes del tratamiento. La región anestesiada cambia las propiedades dieléctricas de la piel. Las características de la radiación electromagnética irradiada a través de la piel son modificadas para representar variables, tales como, por ejemplo las propiedades dieléctricas de la anestesia, que determinan la influencia de la anestesia sobre el tratamiento. Las variables que pueden determinar la influencia de la anestesia sobre el tratamiento pueden incluir, por ejemplo: tiempo desde la administración; características de vasodilatación del anestésico; volumen de anestesia administrado; tipo de anestesia (líquido inyectado, tópico); ubicación/profundidad en el tejido a la que es administrada la anestesia; método de administración, tal como, por ejemplo, un lugar o muchos lugares pequeños. Puede usarse una plantilla para alinear una pieza de mano adaptada para suministrar energía electromagnética al tejido. Se usa una plantilla para alinear una pieza de mano a medida que la pieza de mano es movida de posición a posición en, por ejemplo, las axilas. Se usa una plantilla para alinear un sitio de inyección para la administración de, por ejemplo, anestesia que puede ser, por ejemplo, lidocaína. Se usa una plantilla para facilitar el tratamiento indicando regiones que han sido tratadas previamente. Una plantilla puede alinearse, por ejemplo, usando alheña, marcas de rotulador indeleble o tatuajes.

30

Estructura tisular

Regiones

El tejido puede estar constituido por capas que tienen características dieléctricas y de conductividad particulares. El tejido que tiene una alta constante dieléctrica, también denominado como tejido de alta dieléctrica, puede tener una constante dieléctrica mayor de aproximadamente 25. El tejido que tiene una baja constante dieléctrica, también denominado como tejido de baja dieléctrica, puede tener una constante dieléctrica menor de aproximadamente 10. El tejido que tiene una alta conductividad, también denominado como tejido de alta conductividad, puede tener una conductividad mayor de aproximadamente 1,0 siemens por metro. El tejido que tiene una baja conductividad, también denominado como tejido de baja dieléctrica, puede tener una conductividad de menos de aproximadamente 1,0 siemens por metro.

Baja/Baja

Un tejido de baja dieléctrica/baja conductividad puede ser, por ejemplo la hipodermis. Un tejido de baja dieléctrica, tejido de baja conductividad puede ser tejido que se encuentra en la hipodermis, tal como, por ejemplo, grasa. Un tejido de baja dieléctrica/baja conductividad puede ser, por ejemplo una región de la hipodermis por debajo de una capa glandular.

Alta/Alta

Un tejido de alta dieléctrica, de alta conductividad puede ser, por ejemplo tejido que se encuentra en la dermis. Un tejido de alta dieléctrica, de alta conductividad puede ser, por ejemplo tejido que se encuentra en la dermis. Un tejido de alta dieléctrica, de alta conductividad puede ser, por ejemplo, tejido que se encuentra en una capa glandular. Un tejido de alta dieléctrica, de alta conductividad puede ser, por ejemplo, tejido muscular.

Glandular

Una capa glandular puede ser, por ejemplo una capa de tejido de alta dieléctrica, de alta conductividad. Una capa glandular puede ser una capa de tejido con alto contenido de agua. Una capa glandular puede ser una capa de tejido en la región de una interfaz entre la dermis y la hipodermis que contiene suficiente tejido glandular para elevar la constante dieléctrica y la conductividad de la capa glandular a un nivel suficiente para crear un patrón de onda estacionaria que tiene un campo eléctrico máximo en la capa glandular. El tejido glandular puede ocupar un grosor promedio de tres a cinco milímetros en un trozo de piel humana de cinco milímetros de grosor. Una capa glandular puede incluir tanto lóbulos de glándulas apocrinas como lóbulos de glándulas ecrinas dentro de la capa glandular. Una capa glandular puede ser una capa en la axila humana donde sustancialmente todas las glándulas sudoríparas están localizadas. En la que una capa glandular incluye lóbulos de glándulas tanto apocrinas como ecrinas, los

módulos de glándulas apocrinas pueden ser más numerosos y más grandes que los lóbulos de glándulas ecrinas. Una capa glandular puede ser una capa de tejido que incluye una concentración de glándulas, tales como, por ejemplo, glándulas sudoríparas ecrinas, apoequinas y/o apocrinas, suficiente para elevar la conductividad del tejido que rodea a las glándulas. Una capa glandular puede ser una capa de tejido que incluye una concentración de glándulas, tales como, por ejemplo, glándulas sudoríparas ecrinas, apoequinas y/o apocrinas, suficiente para elevar la constante dieléctrica del tejido que rodea a las glándulas. Una capa glandular puede ser una región de la hipodermis con suficiente tejido glandular para elevar la constante dieléctrica para igualar la constante dieléctrica de la dermis contigua. Una capa glandular puede ser una región de la hipodermis con suficiente tejido glandular para elevar la constante dieléctrica de la capa glandular para igualar la constante dieléctrica de la hipodermis circundante. Una capa glandular puede ser una región de la hipodermis con suficiente tejido glandular para elevar la constante dieléctrica de la capa glandular para superar la constante dieléctrica de la hipodermis circundante. Una capa glandular puede tener una constante dieléctrica de más de aproximadamente 20. Una capa glandular puede tener una conductividad de más de aproximadamente 2,5 siemens por metro.

Interfaz

Una interfaz crítica, que también puede denominarse como una interfaz dieléctrica o una discontinuidad dieléctrica, puede ser una interfaz entre una capa de tejido que tiene una alta constante dieléctrica y alta conductividad y una capa de tejido que tiene una baja constante dieléctrica. Una interfaz dieléctrica puede ser una interfaz entre una capa de tejido que tiene una alta constante dieléctrica y alta conductividad y una capa de tejido que tiene una baja constante dieléctrica y baja conductividad. Existe una interfaz crítica en la interfaz entre la dermis y una capa glandular. Una interfaz crítica puede ser una interfaz entre la dermis y la hipodermis. Una interfaz crítica puede ser una interfaz entre la dermis y una parte de la hipodermis que tiene un número limitado de glándulas sudoríparas. Una interfaz crítica puede ser una interfaz entre la dermis y una región de la hipodermis que no incluye una región glandular. Una interfaz crítica puede ser una interfaz entre la dermis y una región de la hipodermis que no incluye un número significativo de estructuras tisulares.

Tratamiento

El tejido a tratar puede ser tratado, por ejemplo, elevando la temperatura del tejido. El tejido a tratar puede ser tratado, por ejemplo, elevando la temperatura del tejido a una temperatura suficiente para causar un cambio en el tejido. El tejido a tratar puede ser tratado, por ejemplo, elevando la temperatura del tejido a una temperatura suficiente para dañar el tejido. El tejido a tratar puede ser tratado, por ejemplo, elevando la temperatura del tejido a una temperatura suficiente para destruir el tejido. Se usa radiación electromagnética para calentar el tejido para crear una lesión donde la lesión comienza como resultado de daño como consecuencia del calor generado mediante calentamiento dieléctrico del tejido y la lesión se agranda al menos en parte como consecuencia de la conducción térmica del calor generado por el calentamiento dieléctrico. Puede usarse radiación electromagnética para calentar el contenido, tal como, por ejemplo, el sebo de una estructura tisular, tal como, por ejemplo un folículo piloso. Puede usarse radiación electromagnética para calentar el contenido, tal como, por ejemplo, el sebo de una estructura tisular, tal como, por ejemplo un folículo piloso a una temperatura suficiente para dañar o destruir, por ejemplo, bacterias en el contenido. Puede usarse radiación electromagnética para calentar el contenido, tal como, por ejemplo, el sebo de una estructura tisular, tal como, por ejemplo un folículo piloso. Puede usarse radiación electromagnética para calentar el tejido a una temperatura suficiente para causar efectos secundarios en tejido o estructuras tisulares circundantes.

Tejido diana

El tejido a tratar como, por ejemplo, elevando la temperatura del tejido, puede denominarse como tejido diana.

Tejido a tratar

Capas de tejido

El tejido diana puede ser tejido adyacente a una interfaz dérmica / hipodérmica. El tejido diana puede ser tejido en una capa dérmica, proximal a la interfaz dérmica / hipodérmica. El tejido diana puede estar en tejido de la dermis profunda. El tejido diana puede ser tejido adyacente a una interfaz piel / grasa.

Estructuras físicas

El tejido diana puede ser tejido axilar. El tejido diana puede ser tejido en una zona provista de vello. El tejido diana puede ser tejido ubicado en una región que tiene al menos 30 glándulas sudoríparas por centímetro cuadrado. El tejido diana puede ser tejido ubicado en una región que tiene un promedio de 100 glándulas sudoríparas por centímetro cuadrado. El tejido diana puede ser tejido ubicado aproximadamente de 0,5 mm a 6 mm por debajo de la superficie de la piel. El tejido diana puede ser tejido ubicado en una región donde hay glándulas sudoríparas, que incluyen, por ejemplo, glándulas apocrinas y ecrinas.

Propiedades del tejido

5 El tejido diana puede ser tejido sometido a calentamiento dieléctrico. El tejido diana puede ser tejido que tiene un elevado momento dipolar. El tejido a tratar puede ser, por ejemplo, tejido que contiene materiales exógenos. El tejido diana puede incluir tejido con bacterias.

Tipos de tejido

10 El tejido diana puede ser tejido humano. El tejido diana puede ser tejido porcino. El tejido diana puede ser, por ejemplo, colágeno, folículos pilosos, celulitis, glándulas ecrinas, glándulas apocrinas, glándulas sebáceas o arañas vasculares. El tejido diana puede ser, por ejemplo, folículos pilosos. El tejido diana puede ser, por ejemplo, regiones de un folículo piloso, incluyendo el segmento inferior (bulbo y suprabulbo), el segmento medio (istmo), y el segmento superior (infundíbulo). El tejido diana puede ser, por ejemplo, estructuras asociadas con un folículo piloso, tal como, por ejemplo, células madre. El tejido diana puede ser, por ejemplo, tejido de una herida. El tejido diana puede ser, por ejemplo, tejido que será agredido, tal como por ejemplo, tejido cutáneo antes de la cirugía. El tejido diana puede ser, por ejemplo, la sangre suministrada a estructuras tisulares.

Efecto

20 El tejido diana puede ser, por ejemplo, un volumen de tejido definido por una región con una SAR igual al cincuenta por ciento de la SAR máxima, al menos aproximadamente el 30, 40, 50, 60, 70, 80 por ciento o más de la SAR máxima, o no más de aproximadamente el 90, 80, 70, 60 ó 50 por ciento de la SAR máxima.

Métodos

25 Tejido y estructuras

30 El sistema de la invención puede utilizarse en diversos métodos. Se describe un método de tratamiento de tejido diana. Se describe un método para dañar glándulas. Se describe un método para dañar folículos pilosos. Se describe un método de destrucción de tejido. Se describe un método de tratamiento de tejido cutáneo. Se describe un método de prevención de daño al tejido. Se describe un método de prevención del crecimiento de una lesión hacia una superficie de la piel. Se describe un método para dañar o destruir células madre asociadas con folículos pilosos. Se describe un método de alineación de campos electromagnéticos para tratar preferentemente tejido. Se describe un método de alineación de campos electromagnéticos para tratar preferentemente tejido que tiene un alto contenido de agua. Se usa energía electromagnética para calentar sebo.

Radiación

40 Se describe un método de control de la deposición de potencia. Se describe un método de control del patrón del campo eléctrico en tejidos. Se describe un método de creación de un volumen de elevada deposición de potencia en tejido. Se describe un método de control de la salida de un dispositivo de microondas.

Lesión

45 Se describe un método de creación de una lesión en el tejido. Se describe un método de creación de una lesión subdérmica en el tejido.

Gradientes

50 Se describe un método de creación de un gradiente de temperatura dentro del tejido. Se describe un método de creación de un gradiente de temperatura que tiene un máximo en la interfaz dérmica / hipodérmica. Se describe un método de creación de un gradiente de potencia inversa en tejido.

Indicaciones clínicas

55 Se describe un método de reducción del sudor. Se describe un método de reducción de la producción de sudor en un paciente. Se describe un método de tratamiento de hiperhidrosis axilar. Se describe un método de tratamiento de hiperhidrosis. Se describe un método de eliminación del vello. Se describe un método de prevención del crecimiento de nuevo del vello. Se describe un método de tratamiento de osmidrosis. Se describe un método de denervación de tejido. Se describe un método de tratamiento de angiomas simples. Se describe un método de tratamiento de hemangiomas. Se describe un método de tratamiento de psoriasis. Se describe un método de reducción del sudor. Se describe un método un método de reducción del sudor. Se usa energía electromagnética para tratar acné. Se usa energía electromagnética para tratar glándulas sebáceas. Se usa energía electromagnética para destruir bacterias. Se usa energía electromagnética para destruir propionibacterias. Se usa energía electromagnética para eliminar el sebo de un folículo piloso. Se usa energía electromagnética para despejar folículos pilosos obstruidos. Se usa energía electromagnética para revertir la comedogénesis. Se usa energía electromagnética para eliminar espinillas.

Se usa energía electromagnética para eliminar granos de pus. Se usa energía electromagnética para reducir la inflamación. Afecciones y estructuras adicionales que pueden tratarse se describen, por ejemplo, en las páginas 3-7 de la solicitud provisional estadounidense N° 60/912.899; y las páginas 1-10 de la solicitud provisional estadounidense N° 61/013.274, así como se ilustran y se describen, por ejemplo, en las páginas 8-12 del Apéndice 1 y las páginas 5-14 del Apéndice 2.

Colocación

Se describe un método de colocación de la piel. Se describe un método de colocación de una interfaz piel/grasa.

DENSIDAD DE PÉRDIDA DE POTENCIA

Piel

La irradiación del tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética da como resultado una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, por debajo de la superficie de la piel. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética da como resultado una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en una región de la piel por debajo de una capa superior de la piel. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en una capa de la piel adyacente a una interfaz crítica. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en una capa de la piel adyacente a una interfaz crítica y entre la superficie de la piel y la interfaz crítica.

Dermis

La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en una región de la dermis. La radiación de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en una región de la dermis por debajo de una capa superior de la dermis. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en una región de la dermis adyacente a una interfaz entre la dermis y la epidermis. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en una región de la dermis adyacente a una interfaz crítica.

Capa glandular

La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en una capa glandular. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en una capa glandular adyacente a una interfaz crítica. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en una capa glandular adyacente a una interfaz crítica y por debajo de una primera capa de piel. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en una capa glandular adyacente a una interfaz crítica y por debajo de al menos una parte de la dermis.

GRADIENTE DE TEMPERATURA

Piel

La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera un gradiente de temperatura que tiene un máximo en una región por debajo de la superficie de la piel. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera un gradiente de temperatura que tiene un máximo en una región de la piel por debajo de una capa superior de la piel. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera un gradiente de temperatura que tiene un máximo en una capa de la piel adyacente a una interfaz crítica. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera un gradiente de temperatura que tiene un máximo en una capa de la piel adyacente a una interfaz crítica y entre una interfaz crítica y la superficie de la piel.

Dermis

La radiación electromagnética genera un gradiente de temperatura donde el gradiente de temperatura tiene un máximo en una capa de la dermis por debajo de la superficie de la piel. La radiación electromagnética genera un gradiente de temperatura donde el gradiente de temperatura tiene un máximo en una capa de la dermis por debajo de una capa superior de la dermis. La radiación electromagnética genera un gradiente de temperatura donde el gradiente de temperatura tiene un máximo en una región de la dermis adyacente a una interfaz entre la dermis y la

hipodermis. La radiación electromagnética genera un gradiente de temperatura donde el gradiente de temperatura tiene un máximo en una región de la dermis adyacente a una interfaz crítica.

Capa glandular

5 La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera un gradiente de temperatura que tiene un máximo en una capa glandular por debajo de la superficie de la piel. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera un gradiente de temperatura que tiene un máximo en una capa glandular adyacente a una interfaz crítica. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera un gradiente de temperatura que tiene un máximo en una capa glandular adyacente a una interfaz crítica y por debajo de una primera capa de piel.

GRADIENTE DE POTENCIA INVERSA

15 Piel

La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera un gradiente de potencia inversa que tiene un máximo en una región por debajo de la superficie de la piel. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera un gradiente de potencia inversa que tiene un máximo en una región de la piel por debajo de una capa superior de la piel. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera un gradiente de potencia inversa que tiene un máximo en una capa de la piel adyacente a una interfaz crítica. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera un gradiente de potencia inversa que tiene un máximo en una capa de la piel adyacente a una interfaz crítica y entre una interfaz crítica y la superficie de la piel.

25 Dermis

La radiación electromagnética genera un gradiente de potencia inversa donde el gradiente de potencia inversa tiene un máximo en una capa de la dermis por debajo de la superficie de la piel. La radiación electromagnética genera un gradiente de potencia inversa donde el gradiente de potencia inversa tiene un máximo en una capa de la dermis por debajo de una capa superior de la dermis. La radiación electromagnética genera un gradiente de potencia inversa donde el gradiente de potencia inversa tiene un máximo en una región de la dermis adyacente a una interfaz entre la dermis y la hipodermis. La radiación electromagnética genera un gradiente de potencia inversa donde el gradiente de potencia inversa tiene un máximo en una región de la dermis adyacente a una interfaz crítica.

35 Capa glandular

La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera un gradiente de potencia inversa que tiene un máximo en una capa glandular por debajo de la superficie de la piel. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera un gradiente de potencia inversa que tiene un máximo en una capa glandular adyacente a una interfaz crítica. La irradiación de tejido a través de la superficie de la piel con radiación electromagnética genera un gradiente de potencia inversa que tiene un máximo en una capa glandular adyacente a una interfaz crítica y por debajo de una primera capa de piel.

45 LESIÓN

Piel

50 Se usa radiación electromagnética para crear una lesión en una región por debajo de la superficie de la piel. Se usa radiación electromagnética para crear una lesión en una región por debajo de la superficie de la piel donde la lesión se inicia en una capa por debajo de una capa superior de la piel. Se usa para crear una lesión en la piel donde la lesión se inicia en una capa de la piel adyacente a una interfaz crítica. Se usa para crear una lesión en la piel donde la lesión se inicia en una capa de la piel adyacente a una interfaz crítica y entre la superficie de la piel y la interfaz crítica.

55 Dermis

60 Se usa radiación electromagnética para crear una lesión en la piel donde la lesión se inicia en una capa de la dermis por debajo de la superficie de la piel. Se usa radiación electromagnética para crear una lesión en la piel donde la lesión se inicia en una capa de la dermis por debajo de una capa superior de la dermis. Se usa radiación electromagnética para crear una lesión en la piel, donde la lesión se inicia en una región de la dermis proximal a la interfaz entre la dermis y la hipodermis. Se usa radiación electromagnética para crear una lesión en la piel, donde la lesión se inicia en una región de la dermis adyacente a una interfaz crítica.

65

Capa glandular

5 Se usa radiación electromagnética para crear una lesión que se inicia en una capa glandular. Se usa radiación electromagnética para crear una lesión que se inicia en una capa glandular adyacente a una interfaz crítica. Se usa radiación electromagnética para crear una lesión que se inicia en una capa glandular adyacente a una interfaz crítica y por debajo de una primera capa de piel.

Piel

10 Se usa radiación electromagnética para crear una lesión en una región por debajo de la superficie de la piel en ausencia de cualquier mecanismo externo para eliminar calor de la superficie de la piel. Se usa radiación electromagnética para crear una lesión en una región por debajo de la superficie de la piel donde la lesión se inicia en una capa por debajo de una capa superior de la piel en ausencia de cualquier mecanismo externo para eliminar calor de la superficie de la piel. Se usa para crear una lesión en la piel donde la lesión se inicia en una capa de la piel adyacente a una interfaz crítica en ausencia de cualquier mecanismo externo para eliminar calor de la superficie de la piel. Se usa para crear una lesión en la piel donde la lesión se inicia en una capa de la piel adyacente a una interfaz crítica y entre la superficie de la piel y la interfaz crítica en ausencia de cualquier mecanismo externo para eliminar calor de la superficie de la piel.

20 Dermis

25 Se usa radiación electromagnética para crear una lesión en la piel donde la lesión se inicia en una capa de la dermis por debajo de la superficie de la piel en ausencia de cualquier mecanismo externo para eliminar calor de la superficie de la piel. Se usa radiación electromagnética para crear una lesión en la piel donde la lesión se inicia en una capa de la dermis por debajo de una capa superior de la dermis en ausencia de cualquier mecanismo externo para eliminar calor de la superficie de la piel. Se usa radiación electromagnética para crear una lesión en la piel, donde la lesión se inicia en una región de la dermis proximal a la interfaz entre la dermis y la hipodermis en ausencia de cualquier mecanismo externo para eliminar calor de la superficie de la piel. Se usa radiación electromagnética para crear una lesión en la piel, donde la lesión se inicia en una región de la dermis adyacente a una interfaz crítica en ausencia de cualquier mecanismo externo para eliminar calor de la superficie de la piel.

Capa glandular

35 Se usa radiación electromagnética para crear una lesión que se inicia en una capa glandular en ausencia de cualquier mecanismo externo para eliminar calor de la superficie de la piel. Se usa radiación electromagnética para crear una lesión que se inicia en una capa glandular adyacente a una interfaz crítica en ausencia de cualquier mecanismo externo para eliminar calor de la superficie de la piel. Se usa radiación electromagnética para crear una lesión que se inicia en una capa glandular adyacente a una interfaz crítica y por debajo de una primera capa de piel en ausencia de cualquier mecanismo externo para eliminar calor de la superficie de la piel.

40 Origen de lesión

45 Un origen de lesión puede estar ubicado en un punto o región en tejido de alta dieléctrica, de alta conductividad adyacente a tejido de baja dieléctrica. Un origen de lesión puede estar ubicado en un punto o región en tejido de alta dieléctrica, de alta conductividad adyacente a una interfaz crítica. El origen de lesión puede estar ubicado en un punto o región donde energía de microondas radiada a través de la superficie de la piel genera un patrón de onda estacionaria que tiene un campo eléctrico máximo. El origen de lesión puede estar ubicado en tejido de alta dieléctrica/de alta conductividad cerca de una interfaz crítica donde la energía de microondas radiada a través de la superficie de la piel genera interferencia constructiva.

50 CARACTERÍSTICAS DE LA RADIACIÓN ELECTROMAGNÉTICA

55 La piel es irradiada por el sistema de la presente invención que tiene características específicas y, más particularmente, características de campo eléctrico específicas. La piel es irradiada con radiación electromagnética en la que el componente de campo eléctrico de la radiación electromagnética es sustancialmente paralelo a la superficie externa de la piel. La piel es irradiada con radiación electromagnética en la que el componente de campo eléctrico de la radiación electromagnética es sustancialmente paralelo a al menos una interfaz entre capas de tejido dentro de la piel. La piel es irradiada con radiación electromagnética en la que el componente de campo eléctrico de la radiación electromagnética es sustancialmente paralelo a una interfaz crítica. La piel es irradiada con radiación electromagnética en la que el componente de campo eléctrico de la radiación electromagnética es sustancialmente paralelo a la interfaz entre la dermis y la hipodermis. La piel es irradiada con radiación electromagnética en la que el componente de campo eléctrico de la radiación electromagnética es sustancialmente paralelo a la interfaz entre una capa glandular y una parte de la hipodermis.

65 La piel es irradiada por el sistema de la presente invención que tiene características específicas y, más particularmente, características de polarización específicas. La piel es irradiada con radiación electromagnética en la

que la radiación electromagnética es polarizada de modo que el componente de campo eléctrico de la radiación electromagnética es sustancialmente paralelo a la superficie externa de la piel. La piel es irradiada con radiación electromagnética en la que la radiación electromagnética es polarizada de modo que el componente de campo eléctrico de la radiación electromagnética es sustancialmente paralelo a al menos una interfaz entre capas de tejido dentro de la piel. La piel es irradiada con radiación electromagnética en la que la radiación electromagnética es polarizada de modo que el componente de campo eléctrico de la radiación electromagnética es sustancialmente paralelo a la interfaz entre la dermis y la hipodermis. La piel es irradiada con radiación electromagnética en la que la radiación electromagnética es polarizada de modo que el componente de campo eléctrico de la radiación electromagnética es sustancialmente paralelo a una interfaz entre una capa glandular y la hipodermis

La piel es irradiada por el sistema de la presente invención que tiene características específicas y, más particularmente, características de frecuencia específicas. La piel es irradiada por radiación electromagnética que tiene una frecuencia de aproximadamente 5,8 GHz. La piel es irradiada por radiación electromagnética que tiene una frecuencia de entre 5 GHz y 6,5 GHz. La piel es irradiada por radiación electromagnética que tiene una frecuencia de entre 4,0 GHz y 10 GHz.

La piel es irradiada por radiación electromagnética que tiene características específicas y, más particularmente, características específicas dentro del tejido. La piel es irradiada por radiación electromagnética que genera un patrón de interferencia constructiva que tiene un máximo dentro de la piel. La piel es irradiada por radiación electromagnética que genera un patrón de interferencia constructiva en la dermis, en la que el patrón de interferencia constructiva tiene un máximo en una región de la dermis que está por debajo de una primera capa de la dermis y donde la interferencia destructiva se produce en la primera capa de la dermis. La piel es irradiada por radiación electromagnética que genera un patrón de interferencia constructiva, en la que el patrón de interferencia constructiva tiene un máximo adyacente a una interfaz crítica. La piel es irradiada por radiación electromagnética que genera un patrón de interferencia constructiva que tiene un máximo en una capa glandular. La piel es irradiada por radiación electromagnética que tiene características específicas y, más particularmente, características específicas dentro de la piel. La piel es irradiada por radiación electromagnética que genera un patrón de interferencia destructiva dentro de la piel. La piel es irradiada por radiación electromagnética que genera un patrón de interferencia destructiva en la dermis, en la que el patrón de interferencia destructiva tiene un máximo en una región de la dermis que está por encima de una capa profunda de la dermis. La piel es irradiada por radiación electromagnética que genera un patrón de interferencia destructiva, en la que el patrón de interferencia destructiva tiene un máximo adyacente a una interfaz crítica. La piel es irradiada por radiación electromagnética que genera un patrón de interferencia destructiva que tiene un máximo en una capa glandular. La piel irradiada con radiación electromagnética genera un patrón de interferencia constructiva que genera un campo eléctrico máximo en una capa de tejido. La piel irradiada con radiación electromagnética genera un patrón de interferencia constructiva que genera una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada. La piel irradiada con radiación electromagnética genera un patrón de interferencia destructiva que genera un campo eléctrico mínimo en una capa de tejido. La piel irradiada con radiación electromagnética genera un patrón de interferencia destructiva que genera una región de baja densidad de pérdida de potencia localizada.

La piel es irradiada por el sistema de la presente invención que tiene características específicas y, más particularmente, características específicas dentro del tejido. La piel es irradiada por radiación electromagnética que genera un patrón de onda estacionaria dentro de la piel. La piel es irradiada por radiación electromagnética que genera un patrón de onda estacionaria que tiene un máximo en la dermis por debajo de una primera capa de la dermis. La piel es irradiada por radiación electromagnética que genera un patrón de onda estacionaria que tiene un máximo adyacente a una interfaz crítica. La piel es irradiada por radiación electromagnética que genera un patrón de onda estacionaria que tiene un máximo en una capa glandular. La piel irradiada con radiación electromagnética genera un patrón de onda estacionaria que genera un campo eléctrico máximo. La piel irradiada con radiación electromagnética genera un patrón de onda estacionaria que genera una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada.

ANTENA

La piel es irradiada por radiación electromagnética que tiene características específicas y, más particularmente, características específicas que resultan de la posición de la antena que radia la radiación electromagnética. La piel es irradiada por radiación electromagnética generada por una antena situada proximal a la superficie de la piel. La piel es irradiada por una antena ubicada en la región de campo cercano de radiación con respecto a la superficie de piel adyacente. La piel es irradiada por una antena ubicada sustancialmente en la región de campo cercano de radiación con respecto a la superficie de piel adyacente. La piel es irradiada por una antena ubicada a menos de una mitad de una longitud de onda de la superficie de piel adyacente. La piel es irradiada por una antena ubicada a menos de una mitad de una longitud de onda de la superficie de piel adyacente, en la que una longitud de onda se mide en material dieléctrico que separa la antena de la superficie de la piel. La piel es irradiada por una antena ubicada a menos de una mitad de una longitud de onda de la superficie de piel adyacente, en la que una longitud de onda se mide en fluido de refrigeración que separa la antena de la superficie de la piel. La piel es irradiada por una antena ubicada a menos de aproximadamente 2,65 milímetros de la superficie de la piel. La longitud de onda de una señal radiada es la longitud de onda en el aire dividida por la raíz cuadrada de la constante dieléctrica de materiales

que separan la antena de la superficie de la piel. La longitud de onda de una señal radiada es la longitud de onda en el aire dividida por la raíz cuadrada de la constante dieléctrica del fluido de refrigeración que separa la antena de la superficie de la piel.

5 La piel es irradiada por radiación electromagnética que tiene características específicas y, más particularmente, características específicas que resultan de la posición de la salida de la antena que radia la radiación electromagnética. La piel es irradiada por una antena que tiene una salida en la región de campo cercano de radiación con respecto a la superficie de piel adyacente. La piel es irradiada por una antena que tiene una salida fuera de la región de campo cercano reactiva con respecto a la superficie de piel adyacente. La piel es irradiada por
10 una antena que tiene una salida que no está en la región de campo lejano con respecto a la superficie de piel adyacente.

La piel es irradiada por radiación electromagnética que tiene características específicas y, más particularmente, características específicas relacionadas con la posición de una apertura de radiación en la antena que radia la radiación electromagnética. La piel es irradiada por una antena que tiene una apertura de radiación en la región de campo cercano de radiación con respecto a la superficie de piel adyacente. La piel es irradiada por una antena que tiene una apertura de radiación fuera del campo cercano reactivo con respecto a la superficie de piel adyacente. La piel es irradiada por una antena que tiene una apertura de radiación que no está en la región de campo lejano con respecto a la superficie de piel adyacente.
15

Una región de campo cercano reactiva puede ser, por ejemplo, esa parte de la región de campo cercano inmediatamente circundante a la antena donde predomina el campo cercano reactivo. Una antena puede estar ubicada a una distancia de una superficie de la piel que puede ser aproximadamente 0,62 veces la raíz cuadrada de D^2/Lambda , donde D es la mayor dimensión física de la apertura de la antena y Lambda es la longitud de onda de la radiación electromagnética transmitida por la antena medida en el medio situado entre la salida de la antena y la superficie de la piel. Una región de campo cercano de radiación puede ser, por ejemplo, esa región del campo de una antena entre la región de campo cercano reactiva y la región de campo lejano en la que predominan los campos de radiación. Una antena puede estar ubicada a una distancia máxima de una superficie de la piel que puede ser aproximadamente 2 veces D^2/Lambda , donde D es la mayor dimensión física de la apertura de la antena y Lambda es la longitud de onda de la radiación electromagnética transmitida por la antena medida en el medio situado entre la salida de la antena y la superficie de la piel. Una región de campo lejano puede ser, por ejemplo, esa región del campo de una antena donde la distribución de campo angular es esencialmente independiente de la distancia desde la antena.
20

La piel es irradiada por radiación electromagnética que tiene características específicas y, más particularmente, características específicas que resultan de la configuración de la antena que radia la radiación electromagnética. La piel es irradiada por una antena configurada para radiar un patrón de campo principalmente en el modo TE_{10} . La piel es irradiada por una antena configurada para radiar un patrón de campo únicamente en modo TE_{10} . La piel es irradiada por una antena configurada para radiar un patrón de campo en el modo TEM. La piel es irradiada por una antena configurada para radiar un patrón de campo únicamente en modo TEM. TEM y TE_{10} son particularmente útiles dado que son modos en los que la energía electromagnética radiada incluye campos eléctricos en dirección transversal. Por lo tanto, donde una antena está situada apropiadamente, una antena que transmite energía electromagnética en un modo TEM o TE_{10} generará un campo eléctrico que puede ser paralelo o sustancialmente paralelo a una superficie de la piel adyacente a la antena o a una interfaz crítica, tal como, por ejemplo, una interfaz entre la dermis y la hipodermis.
25
30
35
40
45

La piel es irradiada por radiación electromagnética que tiene características específicas y, más particularmente, características específicas que resultan de la configuración de la antena que radia la radiación electromagnética. La piel es irradiada por una antena configurada para radiar un patrón de campo principalmente en el modo TEM. La piel es irradiada por una antena configurada para radiar un patrón de campo únicamente en modo TEM.
50

La piel es irradiada por radiación electromagnética que tiene características específicas y, más particularmente, características específicas que resultan de la configuración de la antena que radia la radiación electromagnética. La piel es irradiada por una antena configurada para radiar energía electromagnética que tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a la superficie de la piel. La piel es irradiada por una antena configurada para radiar energía electromagnética que tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a una interfaz crítica. La piel es irradiada por una antena configurada para radiar energía electromagnética que tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a la interfaz entre la dermis y la hipodermis. La piel es irradiada por una antena configurada para radiar energía electromagnética que tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a una interfaz entre una región glandular y una parte de la hipodermis.
55
60

La piel es irradiada por radiación electromagnética que tiene características específicas y, más particularmente, características específicas que resultan de la configuración de la antena que radia la radiación electromagnética. La piel es irradiada por una antena configurada para generar una onda estacionaria en tejido adyacente. La piel es irradiada por una antena configurada para generar una onda estacionaria en tejido adyacente en la que la onda
65

estacionaria tiene un máximo adyacente a una interfaz crítica.

La piel es irradiada por radiación electromagnética que tiene características específicas y, más particularmente, características específicas que resultan de la configuración de la antena que radia la radiación electromagnética. La piel es irradiada por una antena configurada para generar interferencia constructiva en tejido adyacente. La piel es irradiada por una antena configurada para generar interferencia constructiva en tejido adyacente en la que la interferencia constructiva tiene un máximo adyacente a una interfaz crítica.

CALENTAMIENTO DE TEJIDO / ESTRUCTURAS TISULARES

El tejido se calienta conduciendo el calor generado en una lesión a un tejido especificado. El tejido se calienta conduciendo el calor generado en una lesión a través de tejido intermedio en el que el calor en la lesión es generado principalmente mediante calentamiento dieléctrico. El tejido ubicado por debajo de una interfaz crítica se calienta conduciendo el calor generado en una lesión por la interfaz crítica. Se describe un método para calentar el tejido ubicado por debajo de una interfaz crítica conduciendo el calor generado en una lesión ubicada por encima de la interfaz crítica en el que el calor generado en la lesión es generado principalmente mediante calentamiento dieléctrico y el calor por debajo de la interfaz crítica es generado principalmente mediante conducción de calor desde la lesión a través de tejido intermedio al tejido ubicado por debajo de una barrera dieléctrica.

Las estructuras tisulares, tales como, por ejemplo glándulas sudoríparas o folículos pilosos, ubicadas en la región de la piel cerca de una interfaz crítica se calientan. Las estructuras tisulares ubicadas cerca de una interfaz crítica se calientan mediante conducción de calor desde una lesión, en la que la lesión se crea mediante calentamiento dieléctrico. Las estructuras tisulares ubicadas en una primera capa de tejido se calientan mediante calor generado en la primera capa de tejido como resultado de una onda estacionaria generada en la primera capa de tejido mediante reflejos desde una interfaz crítica.

Las estructuras tisulares ubicadas en la región de la piel donde la capa de la dermis y la hipodermis se encuentran se calientan. Las estructuras tisulares ubicadas en una capa glandular se calientan. Las estructuras tisulares ubicadas en la región de la piel donde la capa de la dermis y la hipodermis se encuentran son dañadas. Las estructuras tisulares ubicadas en una capa glandular son dañadas. Las estructuras tisulares ubicadas en la región de la piel donde la capa de la dermis y la hipodermis se encuentran son destruidas. Las estructuras tisulares ubicadas en una capa glandular son destruidas. Los elementos tisulares se calientan conduciendo calor generado en una lesión a través de tejido intermedio a los elementos tisulares, en los que el calor en la lesión se genera principalmente mediante calentamiento dieléctrico. Las estructuras tisulares ubicadas por debajo de una interfaz crítica se calientan conduciendo calor generado en una lesión por encima de la interfaz crítica principalmente mediante calentamiento dieléctrico a través de tejido intermedio a estructuras tisulares ubicadas por debajo de la interfaz crítica.

Una región adyacente a una interfaz crítica puede calentarse depositando más energía en esa región que en el tejido circundante.

El tejido en la capa dérmica, proximal a la interfaz entre la capa dérmica y la capa subdérmica se calienta preferentemente.

REFRIGERACIÓN

Se impide que el calor generado en el tejido por debajo de la superficie de la piel dañe el tejido adyacente a la superficie de la piel eliminando calor de la superficie de la piel. Se impide que el calor generado en el tejido por debajo de la superficie de la piel dañe el tejido adyacente a la superficie de la piel refrigerando la superficie de la piel.

Se describe un método para impedir que el calor generado en una lesión mediante calentamiento dieléctrico dañe el tejido en una capa de piel situada entre la lesión y la superficie de la piel. Se describe un método para impedir que el calor generado en una lesión mediante calentamiento dieléctrico dañe el tejido en una capa de piel situada entre la lesión y la superficie de la piel eliminando calor de una superficie de la piel. Se describe un método para impedir que el calor generado en una lesión mediante calentamiento dieléctrico dañe el tejido en una capa de piel situada entre la lesión y la superficie de la piel refrigerando una superficie de la piel.

Se describe un método para impedir que el calor generado en una lesión que tiene un origen en una capa de tejido dañe el tejido en una capa de tejido situada entre el origen de lesión y la superficie de la piel. Se describe un método para impedir que el calor generado en una lesión que tiene un origen en una capa de tejido dañe el tejido en una capa de piel situada entre la lesión y la superficie de la piel eliminando calor de una superficie de la piel. Se describe un método para impedir que el calor generado en una lesión que tiene un origen en una capa de tejido dañe el tejido en una capa de piel situada entre la lesión y la superficie de la piel refrigerando una superficie de la piel.

Se describe un método para impedir que una lesión crezca hacia la superficie de la piel. Se describe un método para impedir que una lesión crezca hacia la superficie de la piel eliminando calor de la superficie de la piel. Se describe un método para impedir que una lesión crezca hacia la superficie de la piel refrigerando la superficie de la piel.

- 5 La refrigeración puede apagarse durante un periodo después de que la energía es suministrada y reanudarse seguidamente. La refrigeración puede apagarse durante un periodo de, por ejemplo, aproximadamente 2 segundos después de que la energía es suministrada. La refrigeración se enciende y se apaga de manera pulsada para controlar la cantidad de calor eliminada a través de la superficie de la piel.

10 Sistema de antena

Tipos de antena

- 15 La antena 358 puede ser, por ejemplo: una antena de ranura sencilla coaxial; una antena de ranura múltiple coaxial; una antena de ranura impresa; una antena de guía de ondas; una antena de bocina; una antena de parche; una antena de rastreo de parche; una antena Vivaldi; o una antena de guía de ondas. Una antena puede ser, por ejemplo una red de antenas. Una antena puede ser, por ejemplo una red de antenas en la que una o más de las antenas radian energía electromagnética al mismo tiempo. Una antena puede ser, por ejemplo, una red de antenas en la que al menos una pero no todas de las antenas radian energía electromagnética al mismo tiempo. Una antena puede ser, por ejemplo, dos o más tipos de antenas diferentes. Las antenas específicas en una red pueden activarse o desactivarse selectivamente.

Pérdida de retorno / Ancho de banda

- 25 Una antena tiene un perfil de pérdida de retorno optimizado (S_{11}) centrado en 5,8 GHz. Un parámetro de dispersión o pérdida de retorno (la magnitud de S_{11} en dB) es una medida de potencia reflejada medida en el alimentador de la antena dividida por la potencia en el interior del alimentador de la antena, que puede usarse como una medición de la eficiencia. Una antena tiene un valor de acoplamiento óptimo que puede ser, por ejemplo, -15dB o menos, que corresponde al 97 % de acoplamiento de potencia. Al 97 % de acoplamiento de potencia, el 97 % de la potencia de entrada disponible en la antena (por ejemplo desde un generador de microondas) está acoplado en el orificio de entrada de la antena. Como alternativa, una antena tiene un valor de acoplamiento óptimo de, por ejemplo, -10dB o menos, que corresponde al 90 % de acoplamiento de potencia. Como alternativa, una antena tiene un valor de acoplamiento óptimo que puede ser, por ejemplo, -7dB o menos, que corresponde al 80 % de acoplamiento de potencia. Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas puede incluir tornillos de sintonía. Los tornillos de sintonía pueden usarse para, por ejemplo, hacer coincidir la pérdida de retorno (magnitud de S_{11}) para la carga esperada.

- 40 Una antena está optimizada para mantener la potencia acoplada en la antena con un retorno de -10dB o mejor sobre una banda de frecuencia óptima. Un ancho de banda óptimo puede ser, por ejemplo, aproximadamente 0,25 GHz (0,125 GHz en cualquier lado de la frecuencia central), a frecuencias de interés, tales como, por ejemplo, 5,8 GHz. Un ancho de banda óptimo puede ser, por ejemplo, de aproximadamente 1,0 GHz (0,5 GHz en cualquier lado de la frecuencia central), a frecuencias de interés, tales como, por ejemplo, 5,8 GHz.

Relleno dieléctrico

- 45 El relleno dieléctrico 368 puede tener una constante dieléctrica de aproximadamente 10. El relleno dieléctrico puede tener constante dieléctrica de entre aproximadamente 9,7 y 10,3. El relleno dieléctrico puede ser impermeable al fluido, incluyendo fluido de refrigeración en la cámara de refrigeración. El relleno dieléctrico puede estar configurado para impedir que el líquido entre en el conducto de la guía de ondas. El relleno dieléctrico puede estar configurado para acoplar de forma eficiente energía procedente de un alimentador de la antena en el interior del tejido. El relleno dieléctrico puede estar configurado para hacer coincidir un conducto de la guía de ondas, cámara de refrigerante, que incluye fluido de refrigeración y piel a una frecuencia predeterminada de, por ejemplo frecuencias en el intervalo de: entre aproximadamente 4 GHz y 10 GHz; entre aproximadamente 5 GHz y 6,5 GHz; o frecuencias de aproximadamente 5,8 GHz. El relleno dieléctrico puede estar configurado para generar un campo que tiene un campo eléctrico mínimo perpendicular a una superficie de tejido. El relleno dieléctrico puede estar configurado para generar un campo TE_{10} en frecuencias en el tejido diana en el intervalo de: entre aproximadamente 4 GHz y 10 GHz; entre aproximadamente 5 GHz y 6,5 GHz; o frecuencias de aproximadamente 5,8 GHz.

- 60 Una geometría interna de sección transversal de la guía de ondas, tal como, por ejemplo, una WR62, que tiene una anchura de 15,8 milímetros y una altura de 7,9 milímetros se optimiza a una frecuencia predeterminada seleccionando un relleno dieléctrico apropiado. Una antena, tal como una WR62 se optimiza a una frecuencia predeterminada seleccionando un material de relleno apropiado. Una antena, tal como una WR62 se optimiza a una frecuencia predeterminada seleccionando un material de relleno que tiene una constante dieléctrica en el intervalo de entre 3 y 12. Una antena, tal como una WR62 se optimiza a una frecuencia predeterminada seleccionando un material de relleno que tiene una constante dieléctrica de aproximadamente 10. Una antena, tal como una WR62, se optimiza a una frecuencia predeterminada seleccionando un material de relleno dieléctrico que es impermeable a

fluidos, tal como, por ejemplo fluidos de refrigeración. Una antena, tal como una WR62, se optimiza a una frecuencia predeterminada seleccionando un material de relleno dieléctrico que es, por ejemplo, Eccostock. Una antena, puede optimizarse a una frecuencia predeterminada seleccionando un material de relleno dieléctrico que es, por ejemplo, policarbonato, Teflón, plástico o aire.

5

Difusor de campo

Una antena puede incluir un elemento dieléctrico, que puede denominarse como un difusor de campo, en la salida de la antena que perturba o difunde la señal de microondas de tal manera que el campo eléctrico se aplica a un tejido sobre un área más amplia. El difusor de campo hace que el campo eléctrico se desvíe a medida que sale de la antena. Un difusor de campo puede tener una constante dieléctrica de entre 1 y 80. Un difusor de campo puede tener una constante dieléctrica de entre 1 y 15. Los difusores de campo pueden usarse para, por ejemplo, extender y aplanar regiones de SAR máxima, regiones de temperatura máxima o regiones de densidad de pérdida de potencia máxima en el tejido. Los difusores de campo pueden usarse para, por ejemplo, extender y aplanar lesiones en el tejido.

10

15

Un difusor de campo puede ser un elemento dieléctrico. Un difusor de campo puede estar configurado para difundir un campo eléctrico. Un difusor de campo puede estar configurado para extenderse desde una salida de una antena a una placa de refrigeración. Un difusor de campo puede estar configurado para extenderse desde un relleno dieléctrico hasta una placa de refrigeración. Un difusor de campo puede estar situado al menos parcialmente en una cámara de refrigeración. Un difusor de campo puede estar situado al menos parcialmente en un fluido de refrigeración. Un difusor de campo puede estar configurado para tener elementos redondeados. Un difusor de campo puede ser oval. Un difusor de campo situado al menos parcialmente en un fluido de refrigeración puede tener una forma ergonómica. Un difusor de campo situado al menos parcialmente en un fluido de refrigeración puede estar configurado para impedir corrientes en remolino en el fluido de refrigeración. Un difusor de campo situado al menos parcialmente en un fluido de refrigeración puede estar configurado para impedir que se formen burbujas de aire en el fluido de refrigeración. Un sistema puede tener múltiples difusores de campo.

20

25

Un difusor de campo puede estar configurado para tener una constante dieléctrica que iguala a la de un relleno dieléctrico. Un difusor de campo puede estar configurado para tener una constante dieléctrica que difiere de la de un relleno dieléctrico. Un difusor de campo puede estar configurado para incrementar el tamaño efectivo de campo (EFS) reduciendo la intensidad del campo en el centro de una guía de ondas. Un difusor de campo puede estar configurado para incrementar el cociente de área de contorno de SAR al 50 % a la profundidad en el tejido diana y el área superficial de la apertura de radiación reduciendo la intensidad de campo en el centro de una guía de ondas. Un difusor de campo puede estar configurado para hacer que una señal emitida desde una antena se desvíe alrededor del difusor de campo creando máximos del campo eléctrico locales que recombinan para formar regiones de SAR más grandes. Un difusor de campo puede tener una sección transversal que está entre aproximadamente el dos por ciento y el 50 por ciento de la cara interna de una antena de guía de ondas. El difusor de campo puede tener una sección transversal rectangular. El difusor de campo puede tener una sección transversal rectangular de 6 milímetros por 10 milímetros. El difusor de campo puede tener una sección transversal rectangular de 6 milímetros por 10 milímetros cuando se use con una guía de ondas que tiene una cara interna de 15,8 milímetros por 7,9 milímetros. El difusor de campo puede tener una sección transversal rectangular de aproximadamente 60 milímetros cuadrados. El difusor de campo puede tener una sección transversal rectangular de aproximadamente 60 milímetros cuadrados cuando se usa con una guía de ondas que tiene una cara interna con un área de aproximadamente 124 milímetros cuadrados. El difusor de campo puede estar compuesto por, por ejemplo, alúmina, que tiene una constante dieléctrica de, por ejemplo 10. Un difusor de campo puede estar configurado para constar de una región dieléctrica embebida en una guía de ondas. Un difusor de campo puede estar configurado para constar de una región dieléctrica situada en una cámara de refrigeración. Un difusor de campo puede estar configurado para constar de una muesca en el relleno dieléctrico. Un difusor de campo puede estar configurado para constar de una muesca en el relleno dieléctrico que está configurada para permitir que el fluido de refrigeración, tal como, por ejemplo, agua fluya en la muesca. Un difusor de campo puede estar configurado para constar de fluido de refrigeración. Un difusor de campo puede estar configurado para constar de uno o más espacios de aire.

30

35

40

45

50

Eficiencia / Deformación del campo

Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas, está optimizada para reducir o eliminar radiación de espacio libre debido a campos marginales. Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas, está optimizada para redirigir campos marginales hacia el tejido. Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas está optimizada para mejorar la eficiencia de la antena, eficiencia que puede medirse, por ejemplo, comparando la energía disponible en la entrada de la antena con la energía que se acopla en el tejido adyacente. Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas está optimizada para mejorar la eficiencia de la antena de modo que al menos el setenta por ciento de la energía disponible en la entrada de la antena se deposite en tejido adyacente a una salida de la antena. Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas, puede optimizarse situando la salida de la antena de modo que un bore externo de la antena de guía de ondas esté en contacto con fluido. Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas, puede optimizarse situando la salida de la antena de modo que la salida de la antena esté en contacto con fluido. Una antena, tal como, por

55

60

65

ejemplo, una antena de guía de ondas, puede optimizarse situando la salida de la antena de modo que una salida de la antena esté cubierta por un aislador que separa la salida de un fluido, teniendo el aislador un grosor que reduce la radiación de espacio libre debido a los campos marginales en la salida de la guía de ondas. Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas, puede optimizarse situando la salida de la antena de modo que una salida de la antena esté cubierta por un aislador que separa la salida de un fluido, tal como, por ejemplo, un fluido de refrigeración, teniendo el aislador un grosor de menos de 0,005" (0,127 mm). La transferencia de potencia desde una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas, a través de un fluido de refrigeración y al interior del tejido adyacente se optimiza reduciendo el grosor de una capa de aislamiento entre la salida de la antena y el fluido de refrigeración. La transferencia de potencia desde una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas, a través de un fluido de refrigeración y al interior del tejido adyacente se optimiza colocando la salida de la antena en el interior del fluido de refrigeración. Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas, puede optimizarse cubriendo la salida de la antena con un aislador, tal como, por ejemplo, policarbonato que tiene una constante dieléctrica que es menor que una constante dieléctrica del material de relleno de una antena. Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas, puede optimizarse cubriendo la salida de la antena con un aislador, tal como, por ejemplo, policarbonato que tiene una constante dieléctrica que es menor que una constante dieléctrica del material de relleno de una antena, estando el grosor del aislador entre aproximadamente 0,0001" (2,54 µm) y 0,006" (152,4 µm). Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas, puede optimizarse cubriendo la salida de la antena con un aislador estando el grosor del aislador entre aproximadamente 0,015" (381 µm). Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas, puede optimizarse cubriendo la salida de la antena con un aislador, tal como, por ejemplo, policarbonato que tiene una constante dieléctrica que es menor que una constante dieléctrica del material de relleno de una antena, estando el grosor del aislador entre aproximadamente 0,0001" (2,54 µm) y 0,004" (101,6 µm). Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas, puede optimizarse cubriendo la salida de la antena con un aislador, tal como, por ejemplo, policarbonato que tiene una constante dieléctrica que es menor que una constante dieléctrica del material de relleno de una antena, el grosor del aislador es de aproximadamente 0,002" (50,8 µm). Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas, puede optimizarse cubriendo la salida de la antena con un aislador, tal como, por ejemplo, alúmina que tiene una constante dieléctrica que es sustancialmente igual a la constante dieléctrica del material de relleno de una antena.

30 Polarización / TE₁₀

Una antena, tal como, por ejemplo, una antena de guía de ondas puede optimizarse, por ejemplo, optimizando el diseño de la antena para garantizar que la antena emite en un modo TE₁₀ sustancialmente puro.

35 Sistema de refrigeración

Un sistema de refrigeración está colocado entre un dispositivo adaptado para emitir radiación electromagnética y la piel. Un sistema de refrigeración incluye un fluido de refrigeración y una placa de refrigeración. Un sistema de refrigeración incluye un fluido de refrigeración que fluye pasada una placa de refrigeración. Un fluido de refrigeración fluye a través de una cámara de refrigeración. Un fluido de refrigeración fluye a través de una cámara de refrigeración que está situada entre un dispositivo adaptado para emitir radiación electromagnética y una placa de refrigeración. Otros sistemas de refrigeración y diversos componentes que pueden usarse con sistemas y dispositivos descritos en el presente documento se describen e ilustran, por ejemplo, en las figuras 33-36 y páginas 40-45 de la solicitud provisional estadounidense N° 60/912.899; y las figuras 11A-11B y páginas 21-24 de la solicitud provisional estadounidense N° 61/013.274, así como se ilustran y describen, por ejemplo, en las figuras 33-36 y páginas 42-46 del Apéndice 1 y las figuras 11A-11B y páginas 27-29 del Apéndice 2.

Temperatura

Un sistema de refrigeración se optimiza para mantener la superficie de la piel a una temperatura predeterminada. Un sistema de refrigeración se optimiza para mantener la superficie de la piel a una temperatura de menos de 45 °C. Un sistema de refrigeración se optimiza para mantener la superficie de la piel a una temperatura de menos de 40 °C. Un sistema de refrigeración se optimiza para mantener la superficie de la piel a una temperatura de aproximadamente 22 °C. Un sistema de refrigeración se optimiza para mantener una placa de refrigeración a una temperatura de menos de 40 °C. Un sistema de refrigeración se optimiza para mantener la superficie de la piel a una temperatura de menos de 45 °C. Se usa fluido de refrigeración para eliminar calor del sistema de refrigeración.

Fluido de refrigeración

Se usa fluido de refrigeración en movimiento para eliminar calor del sistema de refrigeración. El fluido de refrigeración tiene una temperatura de entre -5 °C y 40 °C a medida que entra en una cámara de refrigeración en el sistema de refrigeración. El fluido de refrigeración tiene una temperatura de entre 10 y 25 °C a medida que entra en una cámara de refrigeración en el sistema de refrigeración. El fluido de refrigeración tiene una temperatura de aproximadamente 22 °C a medida que entra en una cámara de refrigeración en el sistema de refrigeración. El fluido de refrigeración tiene un caudal de al menos 100 mililitros por segundo a medida que se mueve a través de una cámara de refrigeración. El fluido de refrigeración tiene un caudal de entre 250 y 450 mililitros por segundo a medida

que se mueve a través de una cámara de refrigeración. El fluido de refrigeración tiene una velocidad de entre 0,18 y 0,32 metros por segundo a medida que se mueve a través de una cámara de refrigeración. El fluido refrigerante en una cámara de refrigeración es no laminar. El fluido refrigerante en una cámara de refrigeración es turbulento para facilitar la transferencia de calor. El fluido de refrigeración tiene un número de Reynolds de entre aproximadamente 1232 y 2057 antes de entrar en una cámara de refrigeración. El fluido de refrigeración tiene un número de Reynolds de entre aproximadamente 5144 y 9256 antes de entrar en una cámara de refrigeración.

El fluido de refrigeración se optimiza para ser sustancialmente transparente a la energía de microondas. El fluido de refrigeración se optimiza para minimizar la absorción de energía electromagnética. El fluido de refrigeración se optimiza para equiparar una antena al tejido. El fluido de refrigeración se optimiza para facilitar la transferencia eficiente de energía de microondas al tejido. El fluido de refrigeración se optimiza para conducir calor lejos de la superficie de la piel. El fluido de refrigeración está constituido por un fluido que tiene una alta constante dieléctrica. Un fluido de refrigeración se optimiza para tener una alta constante dieléctrica de entre 70 y 90. Un fluido de refrigeración se optimiza para tener una alta constante dieléctrica de aproximadamente 80. Un fluido de refrigeración se optimiza para tener una baja constante dieléctrica de entre 2 y 10. Un fluido de refrigeración se optimiza para tener una baja constante dieléctrica de aproximadamente 2. Un fluido de refrigeración se optimiza para tener una constante dieléctrica de aproximadamente 80. El fluido de refrigeración está constituido, al menos en parte, por agua desionizada. El fluido de refrigeración está constituido, al menos en parte, por alcohol. El fluido de refrigeración está constituido, al menos en parte, por etilenglicol. El fluido de refrigeración está constituido, al menos en parte, por glicerol. El fluido de refrigeración está constituido, al menos en parte, por un germicida. El fluido de refrigeración está constituido, al menos en parte, por aceite vegetal. El fluido de refrigeración está constituido por un fluido que tiene una baja conductividad eléctrica. El fluido de refrigeración está constituido por un fluido que tiene una conductividad eléctrica de menos de aproximadamente 0,5 siemens por metro.

Placa de refrigeración

Una placa de refrigeración está configurada: para entrar en contacto con la piel; refrigerar el tejido cutáneo; para separar físicamente el tejido cutáneo de una antena de microondas; y puede estar configurada para adaptarse a la región provista de vello de la axila de un ser humano; para constituir un refrigerador termoelectrico; para ser conductora térmicamente; para ser sustancialmente transparente a la energía de microondas; para ser lo suficientemente fina para minimizar el reflejo de microondas; para estar compuesta por cerámica; o para estar compuesta por alúmina.

Una placa de refrigeración puede estar optimizada para conducir energía electromagnética al tejido. Una placa de refrigeración se optimiza para conducir calor desde la superficie de la piel al interior de un fluido de refrigeración. Una placa de refrigeración se optimiza para tener un grosor de entre 0,0035" (88,9 µm) y 0,025" (635 µm), y puede incluir un grosor de hasta 0,225" (5,715 mm). Una placa de refrigeración se optimiza para tener una constante dieléctrica de entre 2 y 15. Una placa de refrigeración se optimiza para tener una constante dieléctrica de aproximadamente 10. Una placa de refrigeración se optimiza para tener una baja conductividad eléctrica. Una placa de refrigeración se optimiza para tener una conductividad eléctrica de menos de 0,5 siemens por metro. Una placa de refrigeración se optimiza para tener una alta conductividad térmica. Una placa de refrigeración se optimiza para tener una conductividad térmica de entre 18 y 50 vatios por metro-kelvin a temperatura ambiente. Una placa de refrigeración se optimiza para tener una conductividad térmica de entre 10 y 100 vatios por metro-kelvin a temperatura ambiente. Una placa de refrigeración se optimiza para tener una conductividad térmica de entre 0,1 y 5 vatios por metro-kelvin a temperatura ambiente. Una placa de refrigeración está constituida, al menos en parte, por un material cerámico. Una placa de refrigeración está constituida, al menos en parte, de alúmina.

Una placa de refrigeración puede ser, por ejemplo, un material polimérico en película fina. Una placa de refrigeración puede ser, por ejemplo, un material de poliimida. Una placa de refrigeración puede ser, por ejemplo, un material que tiene una conductividad de aproximadamente 0,12 vatios por metro-kelvin y un grosor de entre aproximadamente 0,002" (0,0508 mm) y 0,010" (0,254 mm).

Cámara de refrigeración

Una cámara de refrigeración tiene un grosor que está optimizado para la frecuencia de la radiación electromagnética, la composición del fluido de refrigeración y la composición de la placa de refrigeración. Una cámara de refrigeración tiene un grosor que está optimizado para un fluido de refrigeración alto dieléctrico. Una cámara de refrigeración tiene un grosor que está optimizado para un fluido de refrigeración que tiene una constante dieléctrica de aproximadamente 80, tal como, por ejemplo, agua desionizada. Una cámara de refrigeración tiene un grosor de entre 0,5 y 1,5 milímetros. Una cámara de refrigeración tiene un grosor de aproximadamente 1,0 milímetros. Una cámara de refrigeración tiene un grosor que está optimizado para un fluido de refrigeración bajo dieléctrico. Una cámara de refrigeración tiene un grosor que está optimizado para un fluido de refrigeración que tiene una constante dieléctrica de aproximadamente 2, tal como, por ejemplo, aceite vegetal. Fluidos de refrigeración bajos dieléctricos, de baja conductividad pueden ser ventajosos donde es deseable limitar las pérdidas o equiparar elementos. Una cámara de refrigeración se optimiza de modo que las corrientes en remolino se minimicen a medida que el fluido fluye a través de la cámara de refrigeración. Una cámara de refrigeración se optimiza de modo que las

5 burbujas de aire se minimicen a medida que el fluido fluye a través de la cámara de refrigeración. Los difusores de campo ubicados en la cámara de refrigeración están situados y diseñados para optimizar el flujo laminar de fluido de refrigeración a través de la cámara de refrigeración. Los difusores de campo ubicados en la cámara de refrigeración son de forma sustancialmente oval. Los difusores de campo ubicados en la cámara de refrigeración son de forma sustancialmente redonda. Los difusores de campo ubicados en la cámara de refrigeración son de forma sustancialmente rectangular.

Módulo termoeléctrico

10 Un sistema de refrigeración optimizado para mantener la superficie de la piel a una temperatura predeterminada puede ser, por ejemplo un módulo termoeléctrico. Un sistema de refrigeración se optimiza para mantener la superficie de la piel a una temperatura predeterminada fijando el lado de placa fría de un refrigerador o refrigeradores termoeléctricos (TEC) a una cara de la placa de refrigeración adyacente a la antena o antenas de guía de ondas. El lado caliente de la o las TEC está fijado a un disipador o disipadores de calor con aletas que es accionado por un ventilador o ventiladores axiales para mantener el lado caliente de la o las TEC a una baja temperatura para optimizar el rendimiento de refrigeración de la o las TEC. La fijación de la o las TEC a la placa de refrigeración y el disipador o disipadores de calor utiliza epoxi térmica adhesiva cerámica. Por ejemplo, la o las TEC pueden tener el número de pieza 06311-5L31-03CFL, disponible de Custom Thermoelectric, el disipador o disipadores de calor pueden tener el número de pieza 655-53AB, disponible de Wakefield Engineering, la epoxi térmica adhesiva cerámica puede estar disponible de Arctic Silver y el ventilador o ventiladores axiales pueden tener el número de pieza 1608KL-04W-B59-L00 disponible de NMB-MAT.

25 Un sistema de refrigeración se optimiza para mantener la superficie de la piel a una temperatura predeterminada construyendo el lado de placa fría de un refrigerador o refrigeradores termoeléctricos (TEC) como la placa de refrigeración adyacente a o que rodea a la antena o antenas de guía de ondas con una abertura o aberturas en el lado caliente de la o las TEC donde existe la antena o antenas de guía de ondas. El lado caliente de la o las TEC está fijado a un disipador o disipadores de calor con aletas que es accionado por un ventilador o ventiladores axiales para mantener el lado caliente de la o las TEC a una baja temperatura para optimizar el rendimiento de refrigeración de la o las TEC. La fijación de la o las TEC al disipador o disipadores de calor utiliza epoxi térmica adhesiva cerámica. Por ejemplo, la o las TEC pueden estar disponibles de Laird Technology, el disipador o disipadores de calor pueden tener el número de pieza 655-53AB, disponible de Wakefield Engineering, la epoxi térmica adhesiva cerámica puede estar disponible de Arctic Silver y el ventilador o ventiladores axiales pueden tener el número de pieza 1608KL-04W-B59-L00 disponible de NMB-MAT.

35 Un sistema de refrigeración se optimiza para mantener la superficie de la piel a una temperatura predeterminada fijando el lado de placa fría de un refrigerador o refrigeradores termoeléctricos (TEC) a un lado o lados de la antena o antenas de guía de ondas. El lado caliente de la o las TEC se fija a un disipador o disipadores de calor con aletas que es accionado por un ventilador o ventiladores axiales para mantener el lado caliente de la o las TEC a una baja temperatura para optimizar el rendimiento de refrigeración de la o las TEC. La fijación de la o las TEC a la antena o antenas de guía de ondas y el disipador o disipadores de calor utiliza epoxi térmica adhesiva cerámica. Por ejemplo, la o las TEC pueden tener el número de pieza 06311-5L31-03CFL, disponible de Custom Thermoelectric, el disipador o disipadores de calor pueden tener el número de pieza 655-53AB, disponible de Wakefield Engineering, la epoxi térmica adhesiva cerámica puede estar disponible de Arctic Silver y el ventilador o ventiladores axiales pueden tener el número de pieza 1608KL-04W-B59-L00 disponible de NMB-MAT.

Energía

50 La energía es suministrada a la piel durante un periodo de tiempo que optimiza el efecto sobre el tejido deseado. La energía es suministrada a la piel durante un periodo de entre 3 y 4 segundos. La energía es suministrada a la piel durante un periodo de entre 1 y 6 segundos. La energía es suministrada a una región diana en el tejido. La energía es suministrada a la región diana durante un tiempo suficiente para dar como resultado una densidad de energía en el tejido diana de entre 0,1 y 0,2 Julios por milímetro cúbico. La energía es suministrada a la región diana durante un tiempo suficiente para calentar el tejido diana a una temperatura de al menos 75 °C. Es suministrada a la región diana durante un tiempo suficiente para calentar el tejido diana a una temperatura de entre 55 y 75 °C. Es suministrada a la región diana durante un tiempo suficiente para calentar el tejido diana a una temperatura de al menos 45 °C.

Refrigeración:

60 La superficie de la piel es refrigerada durante un periodo de tiempo que optimiza el efecto sobre el tejido deseado. La superficie de la piel es refrigerada durante el tiempo durante el cual la energía es suministrada a la piel. La superficie de la piel es refrigerada durante un periodo de tiempo antes del tiempo durante el cual la energía es suministrada a la piel. La superficie de la piel es refrigerada durante un periodo de entre 1 y 5 segundos antes del tiempo durante el cual la energía es suministrada a la piel. La superficie de la piel es refrigerada durante un periodo de aproximadamente 2 segundos antes del tiempo durante el cual la energía es suministrada a la piel. La superficie de la piel es refrigerada durante un periodo de tiempo después del tiempo durante el cual la energía es suministrada

a la piel. La superficie de la piel es refrigerada durante un periodo de entre 10 y 20 segundos después del tiempo durante el cual la energía es suministrada a la piel. La superficie de la piel es refrigerada durante un periodo de aproximadamente 20 segundos después del tiempo durante el cual la energía es suministrada a la piel.

5 Potencia de salida

Se suministra potencia a un dispositivo adaptado para radiar energía electromagnética. Se suministra potencia a una entrada hacia una antena, tal como, por ejemplo, el alimentador de una antena de guía de ondas. La potencia disponible en el orificio de entrada de la antena está entre 50 y 65 vatios. La potencia disponible en el orificio de entrada de la antena está entre 40 y 70 vatios. La potencia disponible en el orificio de entrada de la antena varía con el tiempo.

Adquisición de tejido

15 La piel se mantiene en una posición óptima con respecto a un dispositivo de suministro de energía. La piel se mantiene en una posición óptima con respecto a un dispositivo de suministro de energía usando presión de vacío. La piel se mantiene en una posición óptima con respecto a un dispositivo de suministro de energía usando presión de vacío de entre 400 y 750 milímetros de mercurio. La piel se mantiene en una posición óptima con respecto a un dispositivo de suministro de energía usando presión de vacío de aproximadamente 650 milímetros de mercurio.
 20 Otros sistemas, métodos y dispositivos de adquisición de tejido que pueden usarse para mantener a la piel en su lugar y/o proteger estructuras tisulares no diana pueden encontrarse, por ejemplo, en las figuras 38-52C y páginas 46-57 de la solicitud provisional estadounidense N° 60/912.899; y las figuras 12-16B y las páginas 24-29 de la solicitud provisional estadounidense N° 61/013.274, así como se ilustran y describen, por ejemplo, en las figuras 38-52C y las páginas 46-55 del Apéndice 1 y las figuras 12-16B y páginas 29-33 del Apéndice 2.

25 INTERFAZ PARA CONTACTO CON EL TEJIDO

Cámara para el tejido

30 La cámara para el tejido es una cámara de succión. Una cámara para el tejido está configurada para adquirir al menos una parte del tejido cutáneo. Una cámara para el tejido puede estar acoplada de forma operativa a una fuente de vacío. Una cámara para el tejido puede estar configurada con al menos una pared ahusada. Una cámara para el tejido está configurada para al menos parcialmente adquirir tejido cutáneo y poner el tejido cutáneo en contacto con la placa de refrigeración. La cámara para el tejido 338 puede estar configurada para incluir al menos un elemento de succión. La cámara para el tejido 338 está configurada para elevar la piel y colocar la piel en contacto con un elemento de refrigeración. La cámara para el tejido 338 está configurada para elevar la piel y colocar la piel en contacto con un elemento de refrigeración. La cámara para el tejido 338 puede estar configurada para elevar la piel y colocar la piel en contacto con una cámara de succión. La cámara para el tejido 338 puede estar configurada para elevar la piel y colocar la piel en contacto con aberturas de succión. Las aberturas de succión pueden incluir al menos un canal en el que el canal puede tener bordes redondeados. La cámara para el tejido 338 puede tener forma ovoide o de circuito de carreras en la que la cámara para el tejido incluye bordes rectos perpendiculares a la dirección de flujo de fluido de refrigeración. La cámara para el tejido 338 puede estar configurada para elevar la piel separando el tejido cutáneo del tejido muscular subyacente. La cámara para el tejido 338 puede estar configurada para incluir al menos un sensor de temperatura. La cámara para el tejido 338 puede estar configurada para incluir al menos un sensor de temperatura en el que el sensor de temperatura puede ser un termopar. La cámara para el tejido 338 puede estar configurada para incluir al menos un sensor de temperatura en el que el sensor de temperatura está configurado para monitorizar la temperatura en la superficie de la piel. La cámara para el tejido 338 puede estar configurada para incluir al menos un sensor de temperatura en el que el sensor de temperatura está configurado de modo que no perturbe de forma significativa una señal de microondas.

50 Una interfaz para contacto con el tejido puede comprender una cámara para el tejido que está optimizada para separar la piel del músculo subyacente. Una interfaz para contacto con el tejido puede comprender una cámara de vacío que está optimizada para separar la piel del músculo subyacente cuando la piel es arrastrada al interior de una cámara para el tejido mediante, por ejemplo, presión de vacío. Una cámara para el tejido puede estar optimizada para tener una profundidad de entre aproximadamente 1 milímetro y aproximadamente 30 milímetros. Una cámara para el tejido puede estar optimizada para tener una profundidad de aproximadamente 7,5 milímetros. Las paredes de una cámara para el tejido pueden estar optimizadas para tener un ángulo de entre aproximadamente 2 y 45 grados. Las paredes de una cámara para el tejido pueden estar optimizadas para tener un ángulo de cámara Z de entre aproximadamente 5 y 20 grados. Las paredes de una cámara para el tejido pueden estar optimizadas para tener un ángulo de cámara Z de aproximadamente 20°. Una cámara para el tejido puede estar optimizada para tener una forma ovoide. Una cámara para el tejido puede estar optimizada para tener una forma de circuito de carreras. Una cámara para el tejido puede estar optimizada para tener una relación de aspecto en la que la relación de aspecto puede definirse como la dimensión mínima de la superficie de una interfaz para contacto con el tejido con respecto a la altura de la cámara de vacío. En la figura 8, la relación de aspecto puede ser, por ejemplo el cociente entre la dimensión mínima 10 y la profundidad del tejido Y. Una cámara para el tejido puede estar optimizada para tener una relación de aspecto de entre aproximadamente 1:1 y aproximadamente 3:1. Una cámara para el tejido

puede estar optimizada para tener una relación de aspecto de aproximadamente 2:1.

Tratamientos escalonados

5 Puede ser deseable realizar el tratamiento por fases. Adicionalmente, el tratamiento puede estar diseñado de modo que secciones de tejido diana son tratadas en la fase inicial mientras que otras secciones son tratadas en fases posteriores. Los tratamientos usando sistemas y dispositivos desvelados en el presente documento pueden, por ejemplo, tratarse por fases tal como se desvela en, por ejemplo, las figuras 54-57 y las páginas 61-63 de la solicitud provisional estadounidense N° 60/912.899; y las figuras 17-19 y las páginas 32-34 de la solicitud provisional estadounidense N° 61/013.274, así como se ilustra y describe, por ejemplo, en las figuras 54-57 y las páginas 58-60 del Apéndice 1 y las figuras 17-19 y las páginas 36-38 del Apéndice 2.

Diagnóstico

15 También pueden estar incluidos métodos y aparatos para identificar y diagnosticar pacientes con hiperhidrosis. Dicho diagnóstico puede realizarse basándose en datos subjetivos del paciente (por ejemplo, respuestas del paciente a preguntas relativas a la sudoración observada) o pruebas objetivas. Una solución de yodo puede aplicarse al paciente para identificar dónde en una superficie de la piel un paciente está sudando y no está sudando. Además, a pacientes particulares se les puede diagnosticar basándose en la sudoración excesiva en diferentes partes del cuerpo para identificar específicamente qué zonas deben tratarse. Por consiguiente, el tratamiento puede aplicarse solamente de forma selectiva a diferentes partes del cuerpo que requieren tratamiento, incluyendo, por ejemplo, selectivamente en las manos, los sobacos, los pies y/o la cara.

Cuantificación del éxito del tratamiento

25 Una vez completado cualquiera de los tratamientos descritos anteriormente, o cualquier fase de un tratamiento, el éxito puede ser evaluado cualitativamente por el paciente, o puede ser evaluado cuantitativamente mediante cualquier número de maneras. Por ejemplo, puede tomarse una medición del número de glándulas sudoríparas incapacitadas o destruidas por área superficial tratada. Dicha evaluación podría realizarse capturando imágenes de la zona tratada o determinando la cantidad de tratamiento administrado a la zona tratada (por ejemplo la cantidad de energía suministrada, la temperatura medida del tejido diana, etc.). La prueba con solución de yodo mencionada anteriormente también puede emplearse para determinar el alcance del efecto del tratamiento. Además, puede iniciarse o modificarse un tratamiento de modo que la cantidad de sudoración experimentada por un paciente puede reducirse en un porcentaje deseado en comparación con el pre-tratamiento con criterios de pruebas definidos. Por ejemplo, para un paciente diagnosticado con un caso particularmente grave de hiperhidrosis, la cantidad de sudoración puede reducirse en aproximadamente un 10 %, 20 %, 30 %, 40 %, 50 %, 60 %, 70 %, 80 %, 90 % o más. Para un paciente diagnosticado con un perfil de sudoración menos grave o más normal, puede conseguirse una reducción gradual de la sudoración, pero con menos resolución. Por ejemplo, dicho paciente solamente puede ser capaz de conseguir anhidrosis parcial en incrementos del 25 %.

Visión general de sistemas, métodos y dispositivos

45 Se describe un método de aplicación de energía al tejido. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación con una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en la piel. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación con una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en una región de la dermis adyacente a una interfaz crítica. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación con una región de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en una capa glandular. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación en la piel con primera y segunda regiones de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en la que las primera y segunda regiones están separadas por una región de baja densidad de pérdida de potencia. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación con una pluralidad de regiones de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en la piel, en la que las primera y segunda regiones están separadas por una región de baja densidad de pérdida de potencia. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación con una pluralidad de regiones de alta densidad de pérdida de potencia localizada, en la piel, en la que las regiones adyacentes de alta densidad de pérdida de potencia están separadas por regiones de baja densidad de pérdida de potencia.

60 Se describe un método de aplicación de energía al tejido. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación con una región de tasa de absorción específica (SAR) elevada localizada, en la piel. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación con una región de tasa de absorción específica (SAR) elevada localizada, en una región de la dermis adyacente a una interfaz crítica. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación con una región de tasa de absorción específica (SAR) elevada localizada en una capa glandular. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación en la piel con primera y segunda regiones de tasa de absorción específica (SAR) localizada, en la que las primera y segunda regiones están separadas por una región de baja tasa de absorción específica (SAR). El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación con una pluralidad de regiones de tasa de absorción específica (SAR) elevada localizada, en la piel, en la que las primera y segunda regiones están separadas por una región de baja tasa de absorción específica (SAR). El método incluye la

etapa de generar un patrón de radiación con una pluralidad de regiones de tasa de absorción específica (SAR) localizada, en la piel, en la que regiones adyacentes de elevada tasa de absorción específica (SAR) están separadas por regiones de baja tasa de absorción específica (SAR).

5 Se describe un método de aplicación de energía al tejido. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación con una región de alta temperatura localizada en la piel. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación con una región de alta temperatura localizada en una región de la dermis adyacente a una interfaz crítica. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación con una región de alta temperatura localizada en una capa glandular. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación en la piel con primera y
10 segunda regiones de temperatura localizada, en la que las primera y segunda regiones están separadas por una región de baja temperatura. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación con una pluralidad de regiones de alta temperatura localizada, en la piel, en la que las primera y segunda regiones están separadas por una región de baja temperatura. El método incluye la etapa de generar un patrón de radiación con una pluralidad de regiones de temperatura localizada, en la piel, en la que regiones adyacentes de alta temperatura están separadas
15 por regiones de baja temperatura.

Se describe un método de alineamiento del campo electromagnético para tratar preferentemente tejido que tiene un contenido de agua relativamente alto. El método incluye las etapas de irradiar tejido con un campo eléctrico electromagnético alineado con una superficie de la piel. El método incluye irradiar tejido con radiación electromagnética en el modo TE₁₀. El método incluye irradiar tejido con radiación electromagnética que tiene un campo eléctrico mínimo en una dirección perpendicular a al menos una parte de una superficie de la piel. El método incluye alinear un componente de campo eléctrico de una onda electromagnética para, preferentemente, calentar tejido que tiene un alto contenido de agua irradiando con ondas eléctricas transversales (TE) o electromagnéticas transversales (TEM).
20

25 Se describe un método para controlar el suministro de energía al tejido. El método de suministro de energía incluye la etapa de suministrar energía a una frecuencia de aproximadamente 5,8 GHz. El método de suministro de energía incluye la etapa de suministrar energía que tiene una potencia de más de aproximadamente 40 vatios. El método de suministro de energía incluye la etapa de suministrar energía durante un periodo de entre aproximadamente 2 segundos y aproximadamente 10 segundos. El método de suministro de energía incluye la etapa de refrigerar previamente la superficie de la piel durante un periodo de aproximadamente 2 segundos. El método de suministro de energía incluye la etapa de refrigerar posteriormente durante un periodo de aproximadamente 20 segundos. El método de suministro de energía incluye la etapa de mantener al tejido embebido durante un periodo de más de aproximadamente 22 segundos. El método de suministro de energía incluye la etapa de embeber el tejido usando una presión de vacío de aproximadamente 600 milímetros de mercurio. El método de suministro de energía incluye la etapa de medir la temperatura de la piel. El método de suministro de energía incluye la etapa de ajustar la duración del suministro de energía; la duración de la refrigeración previa; la duración de la refrigeración posterior; la potencia de salida; la frecuencia; la presión de vacío como resultado de retroalimentación de parámetros del tejido tales como, por ejemplo, temperatura de la piel. El método de suministro de energía incluye la etapa de ajustar la duración del suministro de energía; la duración de la refrigeración previa; la duración de la refrigeración posterior; la potencia de salida; la frecuencia; la presión de vacío como resultado de retroalimentación de parámetros del tejido tales como, por ejemplo, temperatura del fluido de refrigeración.
30
35
40

45 Se describe un método de eliminación de calor del tejido. Se describe un método de refrigeración del tejido, incluyendo el método embeber la superficie de la piel. El método incluye la etapa de situar un elemento de refrigeración en contacto con la superficie de la piel. El método incluye la etapa de refrigerar de forma conductiva la superficie de la piel. El método incluye la etapa de refrigerar de forma convectiva la superficie de la piel. El método incluye la etapa de refrigerar de forma conductiva y convectiva la superficie de la piel.

50 Se describe un método de dañar o destruir estructuras tisulares. Se describe un método de dañar o destruir glándulas. El método incluye la etapa de inducir hipertermia en las estructuras tisulares. La hipertermia puede conseguirse mediante calentamiento leve del tejido a una temperatura de, por ejemplo, entre aproximadamente 42 °C y 45 °C. El método incluye la etapa de extirpar estructuras tisulares que puede conseguirse mediante calentamiento del tejido a temperaturas que superan aproximadamente los 47 °C.
55

Se describe un método de tratamiento de tejido usando radiación electromagnética. Un método de tratamiento de tejido incluye crear un efecto secundario en el tejido. Un método de tratamiento de tejido incluye crear un efecto secundario en el tejido en el que el efecto secundario incluye, por ejemplo, reducir la colonización bacteriana. Un método de tratamiento de tejido incluye crear un efecto secundario en el tejido en el que el efecto secundario incluye eliminar o reducir las manchas cutáneas. Un método de tratamiento de tejido incluye crear un efecto secundario en el tejido en el que el efecto secundario incluye eliminar o reducir las manchas cutáneas que resultan de, por ejemplo, acné vulgar. Un método de tratamiento de tejido incluye dañar glándulas sebáceas. Un método de tratamiento de tejido incluye incapacitar glándulas sebáceas. Un método de tratamiento de tejido incluye incapacitar temporalmente glándulas sebáceas.
60
65

5 Se describe un método de suministro de energía a un tejido seleccionado. El método incluye suministrar energía mediante un aplicador de suministro de energía de microondas. El método implica suministrar energía suficiente para crear un efecto térmico en un tejido diana dentro del tejido cutáneo. El método incluye la etapa de suministrar energía al tejido que está sometido a calentamiento dieléctrico. El método incluye la etapa de suministrar energía al
 10 tejido que tiene un momento dieléctrico elevado. El método incluye suministrar energía al tejido diana dentro del tejido cutáneo seleccionado entre el grupo constituido por colágeno, folículos pilosos, celulitis, glándulas ecquinas, glándulas apocrinas, glándulas sebáceas, arañas vasculares y combinaciones de los mismos. El tejido diana dentro del tejido cutáneo comprende la interfaz entre la capa dérmica y la capa subcutánea del tejido cutáneo. Crear un efecto térmico en el tejido diana comprende alteración térmica de al menos una glándula sudorípara. Crear un efecto térmico en el tejido diana comprende extirpación de al menos una glándula sudorípara.

15 Se describe un método de suministro de energía de microondas al tejido. El método incluye la etapa de aplicar un elemento de refrigeración al tejido cutáneo. El método incluye la etapa de aplicar energía de microondas al tejido a una potencia, frecuencia y duración y aplicar refrigeración a una temperatura y una duración suficientes para crear una lesión próxima a la interfaz entre la capa de la dermis y la capa subcutánea en el tejido cutáneo mientras se minimiza la alteración térmica al tejido no diana en las capas de la epidermis y la dermis del tejido cutáneo. El método incluye la etapa de aplicar energía de microondas a una segunda capa de piel que contiene glándulas sudoríparas suficientes para alterar térmicamente las glándulas sudoríparas. El método incluye la etapa de aplicar energía de microondas mientras la primera capa de piel es refrigerada como medida protectora, siendo la segunda
 20 capa más profunda que la primera capa con respecto a la superficie de la piel. El método incluye la etapa de refrigeración mediante un elemento de refrigeración.

25 El método incluye la etapa de usar uno o más difusores de campo para difundir la energía de microondas a medida que emerge de una antena. El método incluye crear una lesión contigua mayor que una única lesión de guía de ondas. El método incluye la etapa de usar múltiples antenas. El método incluye la etapa de crear una lesión contigua mayor que una única lesión de guía de ondas. El método incluye la etapa de usar una red de guías de ondas. El método incluye la etapa de activar una pluralidad de guías de ondas en serie. El método incluye la etapa de activar múltiples antenas. El método incluye la etapa de activar menos de todas las antenas en una red. El método incluye la etapa de refrigerar de forma continua debajo de todas las antenas en una red.
 30

35 Se describe un método de aplicación de energía al tejido. El método incluye la etapa de aplicar energía a una profundidad más profunda que una superficie de la piel. El método incluye la etapa de aplicar energía pero no tan profunda como el tejido nervioso o muscular. El método incluye la etapa de aplicar radiación electromagnética a una frecuencia que concentra la energía en el tejido diana.

40 Se describe un método de calentar de forma selectiva tejido. El método incluye la etapa de calentar de forma selectiva glándulas. El método incluye la etapa de calentar de forma selectiva fluido glandular. El método incluye la etapa de calentar tejido a una temperatura suficiente para dañar una glándula. El método incluye la etapa de calentar la glándula a una temperatura suficiente para dar como resultado morbilidad. El método incluye la etapa de calentar la glándula a una temperatura suficiente para dar como resultado la muerte. El método incluye la etapa de calentar la glándula a una temperatura suficiente para dañar folículos pilosos adyacentes. El método incluye la etapa de calentar la glándula a una temperatura suficiente para destruir folículos pilosos adyacentes. El método incluye la etapa de calentar la glándula a una temperatura suficiente para inducir hipertermia en el tejido en la interfaz piel /
 45 grasa. El método incluye la etapa de calentar la glándula a una temperatura suficiente para inducir hipertermia en el tejido en la interfaz piel / grasa mientras se minimiza la hipertermia en el tejido circundante. El método incluye la etapa de calentar la glándula a al menos 50 °C.

50 Se describe un método de generar un perfil de temperatura en el tejido cutáneo. El método incluye generar un perfil de temperatura que tiene un máximo en la región directamente por encima de la interfaz piel - grasa. El método incluye la etapa de generar un perfil de temperatura en el que la temperatura disminuye hacia la superficie de la piel. El método incluye la etapa de generar un perfil de temperatura en el que la temperatura disminuye hacia la superficie de la piel en ausencia de refrigeración.

55 Se describe un método colocación de la piel. El método incluye la etapa de usar succión, pellizcado o adhesivo. El método incluye la etapa de usar succión, pellizcado o adhesivo para levantar una capa dérmica y subdérmica lejos de una capa muscular.

60 Se describe un método de aplicación de energía al tejido. El método incluye la etapa de colocar un aplicador de suministro de energía de microondas sobre el tejido cutáneo. El aplicador de microondas incluye una antena de microondas. La antena de microondas se selecciona entre el grupo constituido por: antenas de ranura única, ranura múltiple, de guía de ondas, de bocina, ranura impresa, de parche, de Vivaldi y combinaciones de las mismas. El método incluye la etapa de colocar el aplicador de suministro de energía de microondas sobre una región que tiene más elementos tisulares absorbentes. El método incluye la etapa de colocar el aplicador de suministro de energía de microondas sobre una región que tiene una concentración de glándulas sudoríparas. El método incluye la etapa de
 65 colocar el aplicador de suministro de energía de microondas sobre una zona provista de vello. El método incluye la

etapa de colocar el aplicador de suministro de energía de microondas sobre una axila. El método incluye la etapa de adquirir piel dentro de una cámara de succión. El método incluye la etapa de activar una bomba de vacío. El método incluye la etapa de desactivar una bomba de vacío para liberar la piel. El método incluye la etapa de fijar el tejido cutáneo próximo al aplicador de suministro de energía de microondas. El método incluye la etapa de fijar el tejido cutáneo próximo al aplicador de suministro de energía de microondas aplicando succión al tejido cutáneo. El método incluye la etapa de fijar el tejido cutáneo próximo al aplicador de suministro de energía de microondas e incluye la etapa de adquirir al menos parcialmente el tejido cutáneo dentro de una cámara de succión adyacente al aplicador de suministro de energía. El método incluye la etapa de usar un lubricante para mejorar el vacío. El método incluye la etapa de fijar el tejido cutáneo próximo al aplicador de suministro de energía de microondas e incluye la etapa de elevar el tejido cutáneo. El método incluye la etapa de fijar el tejido cutáneo próximo al aplicador de suministro de energía de microondas e incluye la etapa de poner la piel en contacto con la refrigeración. El método incluye la etapa de activar una bomba de vacío para adquirir la piel dentro de una cámara de succión.

La presente invención proporciona un sistema para la aplicación de energía de microondas a la piel de acuerdo con la reivindicación adjunta 1. El sistema comprende un generador de señales adaptado para generar una señal de microondas que tiene características predeterminadas; un aplicador conectado al generador y adaptado para aplicar energía de microondas al tejido, comprendiendo el aplicador una o más antenas de microondas y una interfaz para contacto con el tejido; una fuente de vacío conectada a la interfaz para contacto con el tejido; una fuente de refrigeración conectada a dicha interfaz para contacto con el tejido; y un controlador adaptado para controlar el generador de señales, la fuente de vacío, y la fuente de refrigerante. La señal de microondas tiene una frecuencia en el intervalo de entre aproximadamente 4 GHz y aproximadamente 10 GHz, entre aproximadamente 5 GHz y aproximadamente 6,5 GHz, o aproximadamente 5,8 GHz. El sistema puede comprender, además, un amplificador conectado entre el generador de señales y el aplicador. La antena de microondas comprende una antena configurada para radiar radiación electromagnética de modo que un componente de campo eléctrico de la radiación electromagnética sea sustancialmente paralelo a una superficie externa del tejido. La antena de microondas comprende una antena de guía de ondas. La antena puede comprender una antena configurada para radiar en modo TE₁₀, y/o modo TEM. La interfaz para contacto con el tejido puede estar configurada para embeber y sujetar la piel. La piel es de la región axilar. La antena de microondas comprende una antena configurada para radiar radiación electromagnética polarizada de modo que un componente de campo eléctrico de la radiación electromagnética sea paralelo a una superficie externa del tejido.

La interfaz para contacto con el tejido comprende una placa de refrigeración y puede comprender una cámara de refrigeración situada entre la placa de refrigeración y la antena de microondas. La placa de refrigeración puede tener una constante dieléctrica entre aproximadamente 2 y 15. La fuente de vacío puede estar configurada para suministrar presión de vacío a la interfaz para contacto con el tejido. La presión de vacío está entre aproximadamente 400 mmHg y aproximadamente 750 mmHg, o aproximadamente 650 mmHg. La fuente de refrigeración puede estar configurada para suministrar un refrigerante a la interfaz para contacto con el tejido. El refrigerante puede ser un fluido de refrigeración, que tiene una constante dieléctrica de entre aproximadamente 70 y 90, aproximadamente 80, entre aproximadamente 2 y 10, o aproximadamente 2. El fluido de refrigeración puede tener una temperatura de entre aproximadamente -5 °C y 40 °C, 10 °C y 25 °C, o aproximadamente 22 °C. El fluido de refrigeración tiene un caudal a través de al menos una parte de la interfaz para contacto con el tejido de entre aproximadamente 100 ml y 600 ml por segundo, o entre aproximadamente 250 ml y 450 ml por segundo. El fluido de refrigeración está configurado para fluir a través de la interfaz para contacto con el tejido a una velocidad de entre 0,18 y 0,32 metros por segundo. El fluido de refrigeración puede seleccionarse entre, por ejemplo, glicerina, aceite vegetal, alcohol isopropílico, agua, agua mezclada con alcohol, u otras combinaciones. La fuente de refrigeración puede comprender un módulo termoeléctrico. El tejido comprende una primera capa y una segunda capa, la segunda capa por debajo de la primera capa, en las que el controlador está configurado de modo que el sistema suministra energía de modo que se crea un perfil de densidad de pérdida de potencia máximo en la segunda capa.

Un aparato para suministrar energía de microondas al tejido diana, comprendiendo el aparato una interfaz para contacto con el tejido; un dispositivo de suministro de energía de microondas; un elemento de refrigeración situado entre la interfaz para contacto con el tejido y el dispositivo de energía de microondas, comprendiendo el elemento de refrigeración una placa de refrigeración situada en la interfaz para contacto con el tejido; y un fluido de refrigeración situado entre el elemento de refrigeración y dispositivo de suministro de microondas, teniendo el fluido de refrigeración una constante dieléctrica mayor que una constante dieléctrica del elemento de refrigeración. La interfaz para contacto con el tejido comprende una cámara de adquisición de tejido, que puede ser una cámara de vacío. La placa de refrigeración puede estar hecha de cerámica. La placa de refrigeración está configurada para contactar con una superficie de la piel alrededor del tejido diana, refrigerar el tejido cutáneo, y separar físicamente el tejido cutáneo del fluido de refrigeración. El dispositivo de suministro de energía de microondas comprende una antena de microondas, que puede ser una antena de guía de ondas.

Un aparato para suministrar energía de microondas a una región diana en el tejido, comprendiendo el aparato: una interfaz para contacto con el tejido que tiene una cámara de adquisición de tejido; un elemento de refrigeración que tiene una placa de refrigeración; y un dispositivo de suministro de energía de microondas que tiene una antena de microondas. La cámara de adquisición de tejido comprende una cámara de vacío adaptada para elevar el tejido, que incluye la región diana, y poner al tejido en contacto con el elemento de refrigeración. La cámara de vacío tiene

forma de circuito de carreras que comprende un primer lado y un segundo lado, los primer y segundo lados paralelos entre sí, y un primer extremo y un segundo extremo, teniendo los primer y segundo extremos formas arqueadas. La placa de refrigeración está configurada para contactar con una superficie de la piel por encima del tejido diana, refrigerar el tejido cutáneo, y separar físicamente el tejido cutáneo del dispositivo de suministro de energía de microondas. La placa de refrigeración puede ser sustancialmente transparente a la energía de microondas. La antena de microondas está configurada para suministrar suficiente energía a la región diana para crear un efecto térmico. La antena de microondas comprende una antena de guía de ondas.

Un aparato para suministrar energía de microondas a una región diana en el tejido, comprendiendo el aparato una cámara de vacío adaptada para elevar el tejido que incluye la región diana y poner al tejido en contacto con una placa de refrigeración, en el que la placa de refrigeración está adaptada para contactar con una superficie de la piel por encima de la región diana, refrigerar la superficie de la piel, y separar físicamente el tejido cutáneo del dispositivo de suministro de energía de microondas; y una antena de microondas configurada para suministrar suficiente energía a la región diana para crear un efecto térmico. La cámara de vacío puede tener forma de un circuito de carreras que comprende un primer lado y un segundo lado, los primer y segundo lados paralelos entre sí; y un primer extremo y un segundo extremo, teniendo los primer y segundo extremos formas arqueadas. La placa de refrigeración es sustancialmente transparente a la energía de microondas. La antena de microondas está configurada para suministrar suficiente energía a la región diana para crear un efecto térmico. La antena de microondas comprende una antena de guía de ondas. La antena de microondas está configurada para generar un patrón de radiación que tiene un máximo en la región diana.

Un sistema para acoplar energía de microondas al interior del tejido, comprendiendo el sistema una antena de microondas, una cámara de fluido situada entre la antena de microondas y el tejido, y una placa de refrigeración situada entre la cámara de refrigeración y el tejido. El sistema comprende, además, al menos un difusor de campo. El difusor de campo puede estar situado dentro de la cámara de fluido entre la guía de ondas y la placa de refrigeración. El difusor de campo puede estar configurado para facilitar el flujo laminar de fluido a través de la cámara de fluido. El difusor de campo puede estar configurado para impedir una o más de corrientes en remolino o burbujas de aire dentro del fluido de refrigeración. El sistema puede comprender, además, un fluido de refrigeración seleccionado para maximizar la transferencia térmica mientras minimiza los reflejos de microondas. El fluido de refrigeración puede seleccionarse entre el grupo constituido por alcohol, glicerol, etilenglicol, agua desionizada, un germicida, y aceite vegetal. La antena de microondas puede ser una guía de ondas que incluye un relleno dieléctrico seleccionado para generar un campo que tiene un campo eléctrico mínimo perpendicular a una superficie del tejido a una frecuencia predeterminada. La cámara de fluido tiene una forma configurada para facilitar el flujo laminar de fluido de refrigeración a su través. La cámara de fluido puede tener forma rectangular. La placa de refrigeración es conductora térmicamente y sustancialmente transparente a la energía de microondas.

Se desvela un método de creación de un efecto sobre el tejido en una capa de tejido diana, que comprende las etapas de: irradiar la capa de tejido diana y una primera capa de tejido a través de una superficie de la piel con energía electromagnética que tiene características de frecuencia y campo eléctrico predeterminadas, en el que la primera capa de tejido está por encima de la capa de tejido diana, siendo la primera capa de tejido adyacente a una superficie de la piel; y generar un perfil de densidad de pérdida de potencia, en el que el perfil de densidad de pérdida de potencia tiene una densidad de pérdida de potencia máxima en una región de la capa de tejido diana. El método comprende, además, la etapa de identificar a un paciente que desea una reducción de la producción de sudor. El método comprende, además, la etapa de identificar a un paciente que desea una reducción de la celulitis, identificar a un paciente con hiperhidrosis, identificar a un paciente con telangiectasias, identificar a un paciente con venas varicosas, o identificar a un paciente que desea la eliminación del vello. El método comprende, además, la etapa de eliminar calor de la primera capa de tejido. El método comprende, además, la etapa de eliminar calor de la capa de tejido. El efecto sobre el tejido comprende una lesión. La lesión puede tener un origen en la capa de tejido diana. El origen de la lesión está en la región de la capa de tejido diana que tiene la densidad de pérdida de potencia máxima. El método comprende, además, la etapa de eliminar suficiente calor de la primera capa para impedir que la lesión crezca en el interior de la primera capa, en el que la etapa de eliminar calor de la primera capa de tejido comprende refrigerar la superficie de la piel. La capa de tejido diana puede comprender la dermis, una capa profunda de la dermis, o una capa glandular. La energía electromagnética tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a al menos una parte de la superficie de la piel. La energía electromagnética puede tener un componente de campo eléctrico que es paralelo a al menos una parte de la superficie de la piel. La energía electromagnética radia en un modo TE_{10} o modo TEM. La energía electromagnética tiene una frecuencia en el intervalo entre aproximadamente 4 GHz y 10 GHz, entre 5 GHz y 6,5 GHz, o aproximadamente 5,8 GHz. La energía electromagnética genera calor en el tejido diana mediante calentamiento dieléctrico. La densidad de pérdida de potencia es generada por un patrón de onda estacionaria en la capa de tejido diana y la primera capa de tejido. El patrón de onda estacionaria tiene un máximo de interferencia constructiva en la región de la capa de tejido diana. El patrón de onda estacionaria puede tener un mínimo de interferencia constructiva en la primera capa de tejido.

Un método de creación de una lesión en una capa de tejido diana en ausencia de refrigeración, en el que la capa de tejido diana está por debajo de una primera capa de tejido, siendo la primera capa de tejido adyacente a una superficie de la piel, comprendiendo el método las etapas de: irradiar la capa de tejido diana y una primera capa de tejido a través de una superficie de la piel con energía electromagnética que tiene características de frecuencia y

campo eléctrico predeterminadas, en el que la primera capa de tejido está por encima de la capa de tejido diana, siendo la primera capa de tejido adyacente a una superficie de la piel; y generar un perfil de densidad de pérdida de potencia, en el que el perfil de densidad de pérdida de potencia tiene una densidad de pérdida de potencia máxima en una región de la capa de tejido diana. La lesión tiene un origen en la capa de tejido diana. La capa de tejido diana comprende la dermis, una capa profunda de la dermis, o una capa glandular. La energía electromagnética tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a al menos una parte de la superficie de la piel. La energía electromagnética tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a al menos una parte de la superficie de la piel. La energía electromagnética radia en un modo TE₁₀ o un modo TEM. La energía electromagnética tiene una frecuencia en el intervalo de entre aproximadamente 4 GHz y 10 GHz, 5 GHz y 6,5 GHz, o aproximadamente 5,8 GHz. La energía electromagnética puede generar calor en el tejido diana mediante calentamiento dieléctrico. La densidad de pérdida de potencia es generada por un patrón de onda estacionaria en la capa de tejido diana y la primera capa de tejido. El patrón de onda estacionaria puede tener un máximo de interferencia constructiva en la región de la capa de tejido diana o en la primera capa de tejido. El origen de la lesión está en la región de la capa de tejido diana que tiene la densidad de pérdida de potencia máxima.

Un método de generación de calor en una capa de tejido diana, en el que el calor es suficiente para crear una lesión en o próxima a la capa de tejido diana, en el que la capa de tejido diana está por debajo de una primera capa de tejido, siendo la primera capa de tejido adyacente a una superficie de la piel, comprendiendo el método las etapas de: irradiar la capa de tejido diana y la primera capa de tejido a través de la superficie de la piel con energía electromagnética que tiene características de frecuencia y campo eléctrico predeterminadas; y generar un perfil de densidad de pérdida de potencia en el que el perfil de densidad de pérdida de potencia tiene una densidad de pérdida de potencia máxima en una región de la capa de tejido diana. La lesión tiene un origen en la capa de tejido diana. La capa de tejido diana comprende la dermis, una capa profunda de la dermis o una capa glandular. El método comprende, además, la etapa de eliminar calor de la primera capa de tejido. El método comprende, además, la etapa de eliminar suficiente calor de la primera capa para impedir que la lesión crezca en el interior de la primera capa, en el que la etapa de eliminar calor de la primera capa de tejido comprende refrigerar la superficie de la piel. La energía electromagnética tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo o paralelo a al menos una parte de la superficie de la piel. La energía electromagnética radia en un modo TE₁₀ o modo TEM. La energía electromagnética tiene una frecuencia en el intervalo de entre aproximadamente 4 GHz y 10 GHz, 5 GHz y 6,5 GHz, o aproximadamente 5,8 GHz. La energía electromagnética genera calor en el tejido diana mediante calentamiento dieléctrico. La densidad de pérdida de potencia es generada por un patrón de onda estacionaria en la capa de tejido diana y la primera capa de tejido. La densidad de pérdida de potencia es generada por un patrón de onda estacionaria en la capa de tejido diana y la primera capa de tejido. El patrón de onda estacionaria tiene un máximo de interferencia constructiva en la región de la capa de tejido diana o en la primera capa de tejido. El origen de la lesión está en la región de la capa de tejido diana que tiene la densidad de pérdida de potencia máxima. El calor es suficiente para destruir bacterias dentro del tejido diana. El método comprende, además, la etapa de identificar a un paciente con acné o identificar a un paciente que desea una reducción de la producción de sudor.

Un método de generación de calor en una capa de tejido diana en ausencia de refrigeración, en el que el calor es suficiente para crear un efecto sobre el tejido en o próximo a la capa de tejido diana, en el que la capa de tejido diana está por debajo de una primera capa de tejido, siendo la primera capa de tejido adyacente a una superficie de la piel, comprendiendo el método las etapas de: irradiar la capa de tejido diana y la primera capa de tejido a través de la superficie de la piel con energía electromagnética que tiene características de frecuencia y campo eléctrico predeterminadas; y generar un perfil de densidad de pérdida de potencia en el que el perfil de densidad de pérdida de potencia tiene una densidad de pérdida de potencia máxima en una región de la capa de tejido diana. El calor es suficiente para generar una lesión que tiene un origen en la capa de tejido diana. La capa de tejido diana comprende la dermis, la capa profunda de la dermis o la capa glandular. La energía electromagnética tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a al menos una parte de la superficie de la piel, mientras que, en otra disposición, el componente de campo eléctrico es paralelo a al menos una parte de la superficie de la piel. La energía electromagnética radia en un modo TE₁₀ o un modo TEM. La energía electromagnética tiene una frecuencia en el intervalo de entre aproximadamente 4 GHz y 10 GHz, 5 GHz y 6,5 GHz, o aproximadamente 5,8 GHz. La energía electromagnética genera calor en el tejido diana mediante calentamiento dieléctrico. La densidad de pérdida de potencia es generada por un patrón de onda estacionaria en la capa de tejido diana y la primera capa de tejido. El patrón de onda estacionaria tiene un máximo de interferencia constructiva en la región de la capa de tejido diana o en la primera capa de tejido. El patrón de onda estacionaria tiene un mínimo de interferencia constructiva en la primera capa de tejido. El origen de la lesión está en la región de la capa de tejido diana que tiene la densidad de pérdida de potencia máxima.

Un método de generar un perfil de temperatura en el tejido, en el que el perfil de temperatura tiene un máximo en una capa de tejido diana, en el que la capa de tejido diana está por debajo de una primera capa de tejido, siendo la primera capa de tejido adyacente a una superficie de la piel, comprendiendo el método las etapas de: irradiar la capa de tejido diana y la primera capa de tejido a través de la superficie de la piel con energía electromagnética que tiene características de frecuencia y campo eléctrico predeterminadas; y generar un perfil de densidad de pérdida de potencia, en el que el perfil de densidad de pérdida de potencia tiene una densidad de pérdida de potencia máxima en una región de la capa de tejido diana. La capa de tejido diana comprende la dermis, una capa profunda de la

dermis o una capa glandular. El método comprende, además, la etapa de eliminar calor de la primera capa de tejido. La energía electromagnética tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a al menos una parte de la superficie de la piel. La energía electromagnética tiene un componente de campo eléctrico que es paralelo a al menos una parte de la superficie de la piel. La energía electromagnética radia en un modo TE_{10} o modo TEM. La energía electromagnética tiene una frecuencia en el intervalo de entre aproximadamente 4 GHz y 10 GHz, entre aproximadamente 5 GHz y 6,5 GHz, o de aproximadamente 5,8 GHz. La energía electromagnética genera calor en el tejido diana mediante calentamiento dieléctrico. La densidad de pérdida de potencia es generada por un patrón de onda estacionaria en la capa de tejido diana y la primera capa de tejido. El patrón de onda estacionaria puede tener un máximo de interferencia constructiva en la región de la capa de tejido diana. El patrón de onda estacionaria puede tener un mínimo de interferencia constructiva en la primera capa de tejido. La temperatura máxima está en la región de la capa de tejido diana que tiene la densidad de pérdida de potencia máxima.

Un método de generar un perfil de temperatura en el tejido en ausencia de refrigeración, en el que el perfil de temperatura tiene un máximo en una capa de tejido diana, en el que la capa de tejido diana está por debajo de una primera capa de tejido, siendo la primera capa de tejido adyacente a una superficie de la piel, comprendiendo el método las etapas de: irradiar la capa de tejido diana y la primera capa de tejido a través de la superficie de la piel con energía electromagnética que tiene características de frecuencia y campo eléctrico predeterminadas; y generar un perfil de densidad de pérdida de potencia en el que el perfil de densidad de pérdida de potencia tiene una densidad de pérdida de potencia máxima en una región de la capa de tejido diana. La capa de tejido diana comprende la dermis, una capa profunda de la dermis o una capa glandular. La energía electromagnética tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a al menos una parte de la superficie de la piel o que es paralelo a al menos una parte de la superficie de la piel. La energía electromagnética radia en un modo TE_{10} o un modo TEM. La energía electromagnética tiene una frecuencia en el intervalo de entre aproximadamente 4 GHz y 10 GHz, 5 GHz y 6,5 GHz o aproximadamente 5,8 GHz. La energía electromagnética genera calor en el tejido diana mediante calentamiento dieléctrico. La densidad de pérdida de potencia es generada por un patrón de onda estacionaria en la capa de tejido diana y la primera capa de tejido. El patrón de onda estacionaria puede tener un máximo de interferencia constructiva en la región de la capa de tejido diana. El patrón de onda estacionaria puede tener un mínimo de interferencia constructiva en la primera capa de tejido. La temperatura máxima está en la región de la capa de tejido diana que tiene la densidad de pérdida de potencia máxima.

Un método de creación de una lesión en una primera capa de tejido, teniendo la primera capa una parte superior adyacente a una superficie externa de la piel y una parte inferior adyacente a una segunda capa de la piel, comprendiendo el método las etapas de: exponer a la superficie externa de la piel a energía de microondas que tiene una potencia, frecuencia y orientación del campo eléctrico predeterminadas; generar un perfil de densidad de energía que tiene un máximo en la parte inferior de la primera capa; y seguir exponiendo la superficie externa de la piel a la energía de microondas durante un tiempo suficiente para crear una lesión, en el que la lesión comienza en la región de densidad de energía máxima. La primera capa de piel tiene una primera constante dieléctrica y la segunda capa de piel tiene una segunda constante dieléctrica, en el que la primera constante dieléctrica es mayor que la segunda constante dieléctrica. La primera capa tiene una constante dieléctrica mayor de aproximadamente 25 y la segunda capa tiene una constante dieléctrica menor de o igual a aproximadamente 10. La primera capa comprende al menos una parte de una capa de la dermis. La segunda capa comprende al menos una parte de una capa de la hipodermis o al menos una parte de una capa glandular.

Un método de creación de una lesión en la piel, en el que la piel tiene al menos una superficie externa, una primera capa por debajo de la superficie externa y una segunda capa, comprendiendo el método las etapas de: situar un dispositivo adaptado para radiar energía electromagnética adyacente a la superficie externa; radiar energía electromagnética desde el dispositivo, teniendo la energía de microondas un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a una región de la superficie externa; y generar un patrón de onda estacionaria en la primera capa, teniendo el patrón de onda estacionaria un máximo de interferencia constructiva en la primera capa, en el que una distancia desde el máximo de interferencia constructiva hasta la superficie de la piel es mayor que una distancia desde el máximo de interferencia constructiva hasta una interfaz entre la primera capa y la segunda capa. La energía electromagnética comprende energía de microondas. El máximo de interferencia constructiva es adyacente a la interfaz. La primera capa tiene una primera constante dieléctrica y la segunda capa tiene una segunda constante dieléctrica, en la que la primera constante dieléctrica es mayor que la segunda constante dieléctrica. La primera capa tiene una constante dieléctrica mayor de aproximadamente 25 y la segunda capa tiene una constante dieléctrica menor que o igual a aproximadamente 10. La primera capa comprende al menos una parte de una capa de la dermis. La segunda capa comprende al menos una parte de una capa de la hipodermis o al menos una parte de una capa glandular.

Un método de creación de un gradiente de temperatura en la piel, en el que la piel tiene al menos una superficie externa, una primera capa por debajo de la superficie externa y una segunda capa, comprendiendo el método las etapas de: situar un dispositivo adaptado para radiar energía electromagnética adyacente a la superficie externa; radiar energía electromagnética desde el dispositivo, teniendo la energía de microondas un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a una región de la superficie externa; y generar un patrón de onda estacionaria en la primera capa, teniendo el patrón de onda estacionaria un máximo de interferencia constructiva en la primera capa, en el que una distancia desde el máximo de interferencia constructiva hasta la superficie de la piel

es mayor que una distancia desde el máximo de interferencia constructiva hasta una interfaz entre la primera capa y la segunda capa.

Un método de creación de una lesión en una capa dérmica de la piel, teniendo la capa dérmica una parte superior adyacente a una superficie externa de la piel y una parte inferior adyacente a una capa subdérmica de la piel, comprendiendo el método las etapas de: exponer a la superficie externa a energía de microondas que tiene una potencia, frecuencia y orientación del campo eléctrico predeterminadas; generar una región de densidad de energía máxima en la parte inferior de la capa dérmica; y seguir radiando la piel con la energía de microondas durante un tiempo suficiente para crear una lesión, en el que la lesión comienza en la región de densidad de energía máxima.

Un método de creación de una lesión en una capa dérmica de la piel, en el que la piel tiene al menos una capa dérmica y una capa subdérmica, comprendiendo el método las etapas de: situar un dispositivo adaptado para radiar energía de microondas adyacente a una superficie externa de la piel; y radiar energía de microondas que tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a una región de la superficie externa de la piel por encima de la capa dérmica, en el que la energía de microondas tiene una frecuencia que genera un patrón de onda estacionaria en la capa dérmica, teniendo el patrón de onda estacionaria un máximo de interferencia constructiva en la capa dérmica proximal a una interfaz entre la capa dérmica y la capa subdérmica.

Un método de creación de una lesión en una capa dérmica de la piel, en el que la piel tiene al menos una capa dérmica y una capa subdérmica, comprendiendo el método las etapas de: situar un dispositivo adaptado para radiar energía de microondas adyacente a una superficie externa de la piel; radiar energía de microondas que tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a una región de la superficie externa de la piel por encima de la capa dérmica, en el que la energía de microondas tiene una frecuencia que genera un patrón de onda estacionaria en la capa dérmica, teniendo el patrón de onda estacionaria un máximo de interferencia constructiva en la capa dérmica proximal a una interfaz entre la capa dérmica y la capa subdérmica; y calentar la parte inferior de la región dérmica usando la energía de microondas radiada para crear la lesión. Un centro de la lesión está situado en el máximo de interferencia constructiva.

Un método de calentamiento de una estructura tisular ubicada en o cerca de una capa de tejido diana, en el que la capa de tejido diana está por debajo de una primera capa de tejido, siendo la primera capa de tejido adyacente a una superficie de la piel, comprendiendo el método las etapas de: irradiar la capa de tejido diana y la primera capa de tejido a través de la superficie de la piel con energía electromagnética que tiene características de frecuencia y campo eléctrico predeterminadas; y generar un perfil de densidad de pérdida de potencia, en el que el perfil de densidad de pérdida de potencia tiene una densidad de pérdida de potencia máxima en una región de la capa de tejido diana. La estructura tisular comprende una glándula sudorípara. Calentar la estructura tisular es suficiente para destruir un patógeno ubicado en o cerca de la estructura tisular. El patógeno puede ser bacterias. La estructura tisular es una glándula sebácea o al menos una parte de un folículo piloso. La estructura tisular puede seleccionarse entre el grupo constituido por: telangiectasias, celulitis, venas varicosas y terminaciones nerviosas. Calentar la estructura tisular es suficiente para dañar la estructura tisular. El calor genera una lesión que tiene un origen en la capa de tejido diana. La lesión crece hasta incluir la estructura tisular. El método comprende, además, la etapa de eliminar suficiente calor de la primera capa para impedir que la lesión crezca en el interior de la primera capa. Eliminar suficiente calor de la primera capa puede comprender refrigerar la superficie de la piel. La capa de tejido diana puede comprender una capa profunda de la dermis o una capa glandular. La energía electromagnética tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a al menos una parte de la superficie de la piel o es paralelo a al menos una parte de la superficie de la piel. La energía electromagnética radia en un modo TE₁₀ o modo TEM. La energía electromagnética tiene una frecuencia en el intervalo de entre aproximadamente 4 GHz y 10 GHz, 5 GHz y 6,5 GHz, o aproximadamente 5,8 GHz. La energía electromagnética genera calor en el tejido diana mediante calentamiento dieléctrico. La densidad de pérdida de potencia es generada por un patrón de onda estacionaria en la capa de tejido diana y la primera capa de tejido. El patrón de onda estacionaria puede tener un máximo de interferencia constructiva en la región de la capa de tejido diana. El patrón de onda estacionaria puede tener un mínimo de interferencia constructiva en la primera capa de tejido. El origen de la lesión está en la región de la capa de tejido diana que tiene la densidad de pérdida de potencia máxima. La lesión sigue creciendo a través del calentamiento conductivo después de que la energía electromagnética ya no se aplica. La estructura tisular diana se calienta principalmente como resultado del calentamiento conductivo.

Un método de elevar la temperatura de al menos una parte de una estructura tisular ubicada por debajo de una interfaz entre una capa dérmica y una capa subdérmica en la piel, teniendo la capa dérmica una parte superior adyacente a una superficie externa de la piel y una parte inferior adyacente a una región subdérmica de la piel, comprendiendo el método las etapas de: radiar la piel con energía de microondas que tiene una potencia, frecuencia y orientación del campo eléctrico predeterminadas; generar una región de densidad de energía máxima en la parte inferior de la capa dérmica; iniciar una lesión en la región de densidad de energía máxima mediante calentamiento dieléctrico del tejido en la región de densidad de energía máxima; agrandar la lesión, en el que la lesión se agranda, al menos en parte, mediante conducción de calor desde la región de densidad de energía máxima al tejido circundante; eliminar calor de la superficie de la piel y al menos una parte de la parte superior de la capa dérmica; y seguir radiando la piel con la energía de microondas durante un tiempo suficiente para extender la lesión más allá de la interfaz y al interior de la capa subdérmica. La estructura tisular comprende una glándula sudorípara.

El sistema de la presente invención también eleva la temperatura de al menos una parte de una estructura tisular ubicada por debajo de una interfaz entre una capa dérmica y una capa subdérmica de la piel, en el que la capa dérmica tiene una parte superior adyacente a una superficie externa de la piel y una parte inferior adyacente a una región subdérmica de la piel, comprendiendo el método las etapas de: situar un dispositivo adaptado para radiar energía de microondas adyacente a la superficie externa de la piel; radiar energía de microondas que tiene un componente de campo eléctrico que es sustancialmente paralelo a una región de la superficie externa por encima de la capa dérmica, en el que la energía de microondas tiene una frecuencia que genera un patrón de onda estacionaria en la capa dérmica, teniendo el patrón de onda estacionaria un máximo de interferencia constructiva en la parte inferior de la capa dérmica; crear una lesión en la parte inferior de la región dérmica calentando tejido en la parte inferior de la región dérmica usando la energía de microondas radiada; eliminar calor de la superficie de la piel y al menos una parte de la parte superior de la capa dérmica para impedir que la lesión se extienda al interior de la parte superior de la capa dérmica; y detener la radiación después de un primer periodo predeterminado, siendo el periodo predeterminado suficiente para elevar la temperatura de la estructura tisular. El primer periodo predeterminado comprende un periodo suficiente para depositar suficiente energía en dicha parte inferior de la capa dérmica para permitir que dicha lesión se extienda en la región subdérmica o un periodo suficiente para permitir que el calor generado por dicha radiación se extienda a la estructura tisular. La etapa de eliminar calor comprende además seguir eliminando calor durante un periodo predeterminado después de la etapa de detener dicha radiación. El máximo de interferencia constructiva está ubicado en un lado dérmico de la interfaz entre la capa dérmica y la capa subdérmica. La lesión comienza en el máximo de interferencia constructiva.

Un método de control de la aplicación de energía de microondas al tejido, comprendiendo el método las etapas de: generar una señal de microondas que tiene características predeterminadas; aplicar la energía de microondas al tejido, a través de una antena de microondas y una interfaz para contacto con el tejido conectada de forma operativa a la antena de microondas; suministrar una presión de vacío a la interfaz para contacto con el tejido; y suministrar fluido de refrigeración a la interfaz para contacto con el tejido. La señal de microondas tiene una frecuencia en el intervalo de entre aproximadamente 4 GHz y 10 GHz, entre aproximadamente 5 GHz y 6,5 GHz, o aproximadamente 5,8 GHz. La antena de microondas comprende una antena configurada para radiar radiación electromagnética polarizada, de modo que un componente de campo eléctrico de la radiación electromagnética es sustancialmente paralelo a una superficie externa del tejido. La antena de microondas puede comprender una antena de guía de ondas. La antena de microondas comprende una antena configurada para radiar en modo TE_{10} o en modo TEM. La interfaz para contacto con el tejido está configurada para embeber y sujetar la piel. La piel puede estar en la región axilar. La antena de microondas comprende una antena configurada para radiar radiación electromagnética polarizada, de modo que un componente de campo eléctrico de la radiación electromagnética sea paralelo a una superficie externa del tejido. La interfaz para contacto con el tejido comprende una placa de refrigeración y una cámara de refrigeración situada entre la placa de refrigeración y la antena de microondas. La placa de refrigeración tiene una constante dieléctrica entre aproximadamente 2 y 15. La fuente de vacío está configurada para suministrar presión de vacío a la interfaz para contacto con el tejido. La presión de vacío está entre aproximadamente 400 mmHg y aproximadamente 750 mmHg, o aproximadamente 650 mmHg. La fuente de refrigeración está configurada para suministrar un refrigerante a la interfaz para contacto con el tejido. El refrigerante es un fluido de refrigeración. El fluido de refrigeración tiene una constante dieléctrica de entre aproximadamente 70 y 90, o aproximadamente 80, o entre aproximadamente 2 y 10, o aproximadamente 2. El fluido de refrigeración tiene una temperatura de entre aproximadamente -5°C y 40°C o entre aproximadamente 10°C y 25°C . El fluido de refrigeración tiene una temperatura de aproximadamente 22°C . El fluido de refrigeración tiene un caudal a través de al menos una parte de la interfaz para contacto con el tejido de entre aproximadamente 100 ml y 600 ml por segundo o entre aproximadamente 250 ml y 450 ml por segundo. El fluido de refrigeración está configurado para fluir a través de la interfaz para contacto con el tejido a una velocidad de entre aproximadamente 0,18 y 0,32 metros por segundo. El fluido de refrigeración se selecciona entre el grupo constituido por glicerina, aceite vegetal, alcohol isopropílico, y agua, o el fluido de refrigeración se selecciona entre el grupo constituido por agua y agua mezclada con un alcohol.

Un método de colocación de tejido antes de tratar el tejido usando energía electromagnética radiada, comprendiendo el método situar una interfaz para contacto con el tejido adyacente a una superficie de la piel; embeber la superficie de la piel en una cámara para el tejido de la interfaz para contacto con el tejido; separar sustancialmente una capa que comprende al menos una capa de la piel de una capa muscular por debajo de la piel; y sujetar la superficie de la piel en la cámara para el tejido. La interfaz para contacto con el tejido comprende una cámara para el tejido, teniendo la cámara para el tejido al menos una pared y una superficie de contacto con el tejido. Al menos una parte de la superficie del tejido comprende una placa de refrigeración situada en la cámara para el tejido. La cámara para el tejido tiene una relación de aspecto en el intervalo de entre aproximadamente 1:1 y 3:1, mientras que en otra realización, la cámara para el tejido tiene una relación de aspecto e aproximadamente 2:1. La cámara para el tejido tiene un ángulo de adquisición de tejido entre la pared y la superficie del tejido, estando el ángulo de adquisición de tejido en el intervalo de entre aproximadamente 2 grados y aproximadamente 45 grados, mientras que en otra realización, el ángulo de adquisición de tejido está en el intervalo de entre aproximadamente 5 grados y aproximadamente 20 grados. La cámara para el tejido tiene un ángulo de adquisición de tejido entre la pared y la superficie del tejido, el ángulo de adquisición de tejido es de aproximadamente 20 grados.

Las diversas realizaciones descritas en el presente documento también pueden combinarse para proporcionar realizaciones adicionales.

Aunque esta invención se ha mostrado y descrito particularmente con referencias a realizaciones de la misma, los expertos en la materia entenderán que pueden realizarse diversos cambios de forma y detalles en ella sin alejarse del alcance de las reivindicaciones adjuntas. Para todas las realizaciones descritas anteriormente, no es necesario realizar las etapas de los métodos secuencialmente.

5

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para la aplicación de energía de microondas a la piel, que comprende:

5 un generador de señales (304) adaptado para generar una señal de microondas que tiene un componente de campo eléctrico;
 un aplicador (320) que comprende una o más antenas de microondas (358) y una interfaz para contacto con el tejido (362), el aplicador (320) conectado al generador de señales (304) y adaptado para aplicar la señal de
 10 microondas a la piel, en el que la señal de microondas tiene un componente de campo eléctrico;
 una fuente de vacío (308) conectada a la cámara para el tejido;
 una cámara para el tejido adaptada para mover una superficie de la piel (1306) en contacto térmico con una placa de refrigeración (340) en la interfaz para contacto con el tejido, estando la placa de refrigeración orientada con respecto a la antena para ser paralela al componente de campo eléctrico de la señal de microondas;
 15 una fuente de refrigerante (310) conectada a dicha interfaz para contacto con el tejido (362) y adaptada para refrigerar la piel en contacto térmico con la interfaz para contacto con el tejido; y
 un controlador (302) adaptado para controlar el generador de señales (304), la fuente de vacío (308) y la fuente de refrigerante (310),
 en donde la una o más antenas de microondas (358) están configuradas para radiar la energía de microondas al interior de la piel, teniendo la energía de microondas una frecuencia y orientación del campo eléctrico que
 20 generan un patrón de onda estacionaria que tiene un máximo de interferencia constructiva en un tejido diana, creando de este modo una temperatura máxima en el tejido diana, creando un núcleo de lesión (1321);
 en donde la fuente de refrigerante elimina el calor de la superficie de la piel (1306) y al menos una parte superior de la capa dérmica de la piel (1305) para impedir que el calor se difunda en una parte superior de la capa dérmica de la piel (1305);
 25 en donde el controlador (302) está configurado para detener la aplicación de la energía de microondas después de un periodo predeterminado suficiente para elevar la temperatura de la estructura tisular; y en donde la señal de microondas tiene una frecuencia en el intervalo de: entre aproximadamente 4 GHz y aproximadamente 10 GHz; o entre 5 GHz y aproximadamente 6,5 GHz; o aproximadamente 5,8 GHz.

2. El sistema de la reivindicación 1, en el que el controlador (302) está configurado de modo que el sistema suministra energía, de modo que se crea un máximo de densidad de pérdida de potencia en el tejido diana.

3. El sistema de la reivindicación 1, en el que el tejido diana está en una parte inferior de la capa dérmica (1305) y el patrón de onda estacionaria es creado por la reflexión de al menos una parte de la energía de microondas desde una interfaz (1308) entre la capa dérmica de la piel (1305) y la capa subdérmica de la piel (1303).

4. El sistema de la reivindicación 1, en el que el tejido diana está en la capa glandular (1331) y el patrón de onda estacionaria es creado por la reflexión de al menos una parte de la energía de microondas desde una interfaz (1333) entre la capa glandular (1331) y la capa subdérmica de la piel (1303).

5. El sistema de la reivindicación 4, en el que la capa glandular comprende glándulas sudoríparas.

6. El sistema de la reivindicación 1, en el que el tejido diana comprende una glándula sudorípara.

7. El sistema de la reivindicación 1, en el que el tejido diana comprende un folículo piloso.

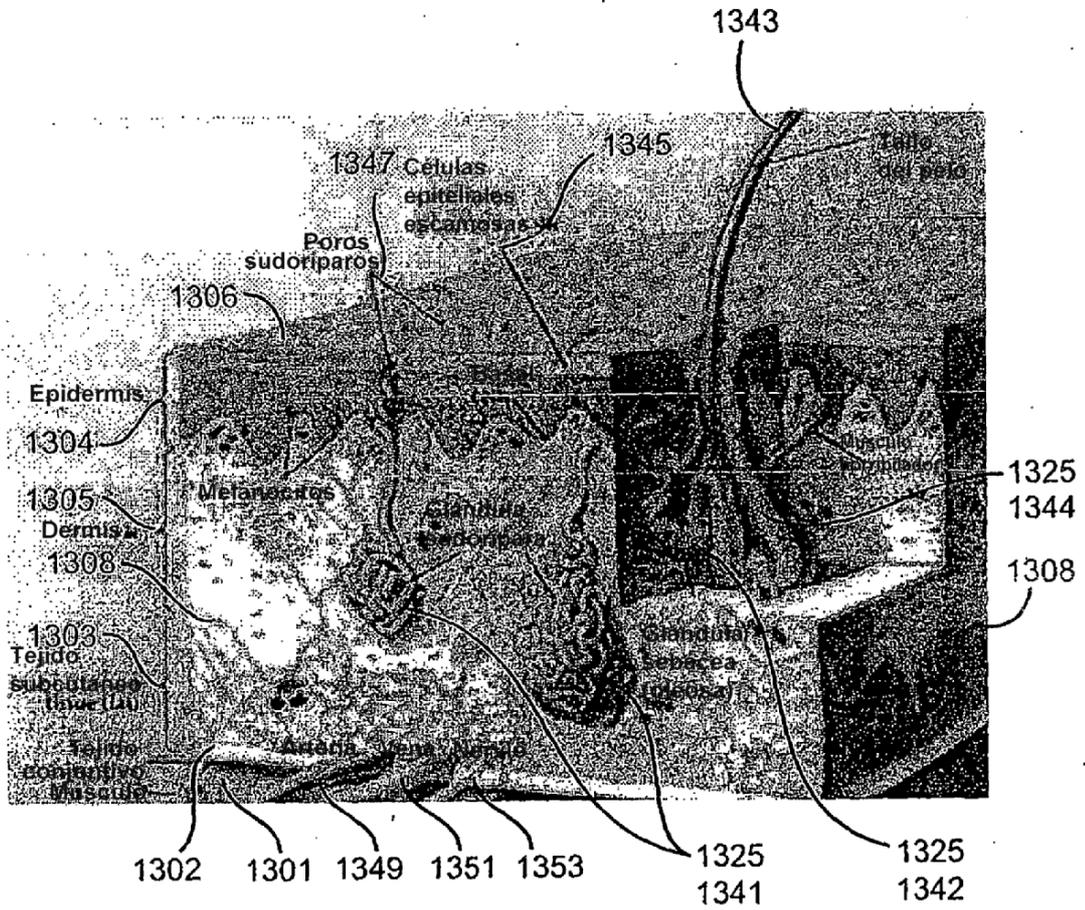
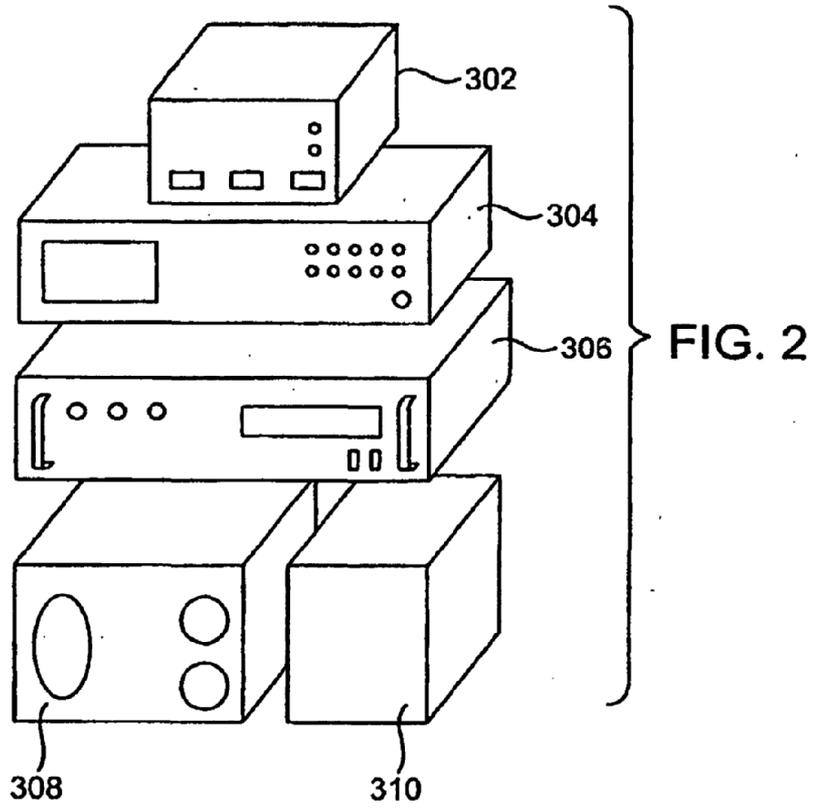


FIG. 1



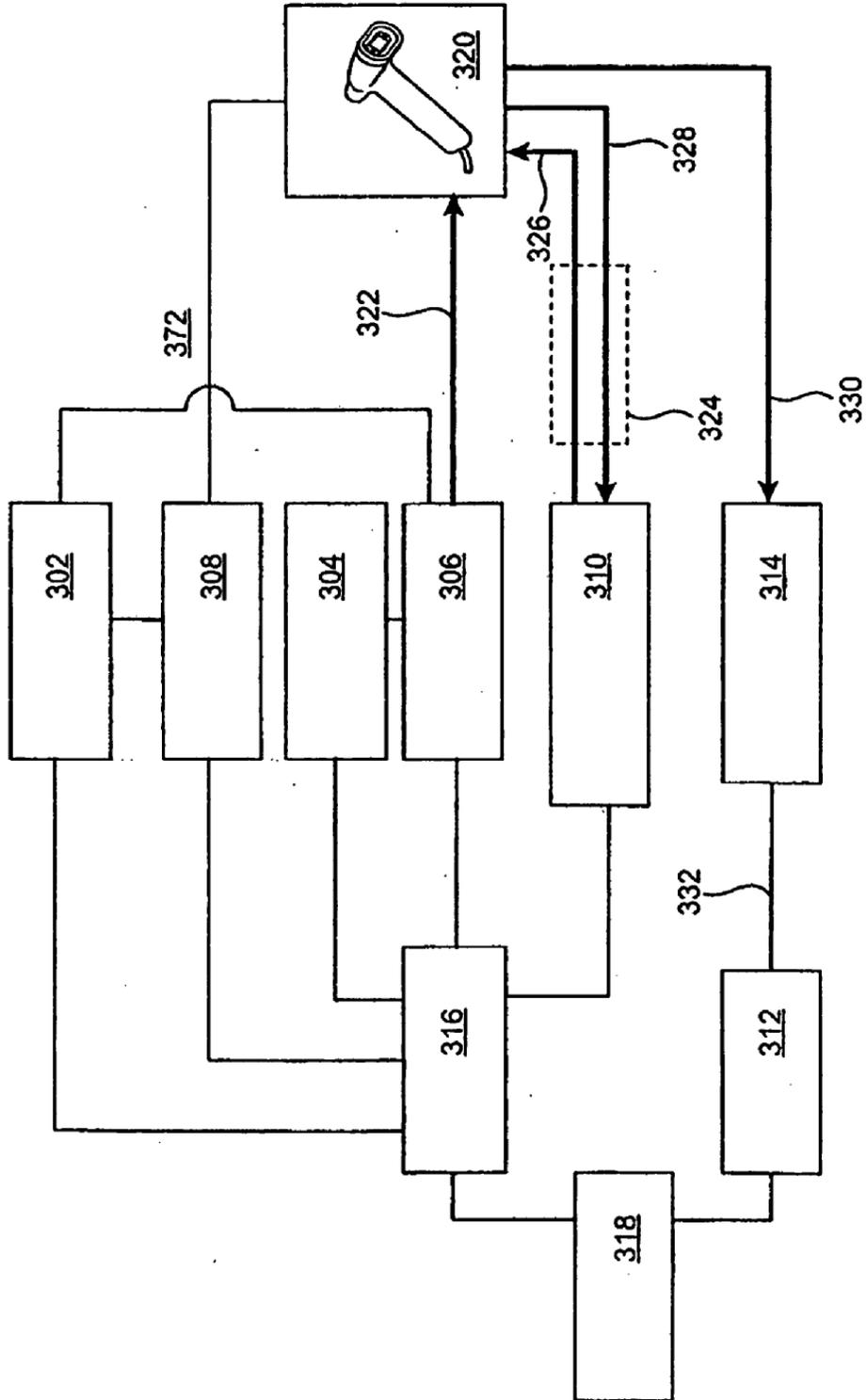


FIG. 3

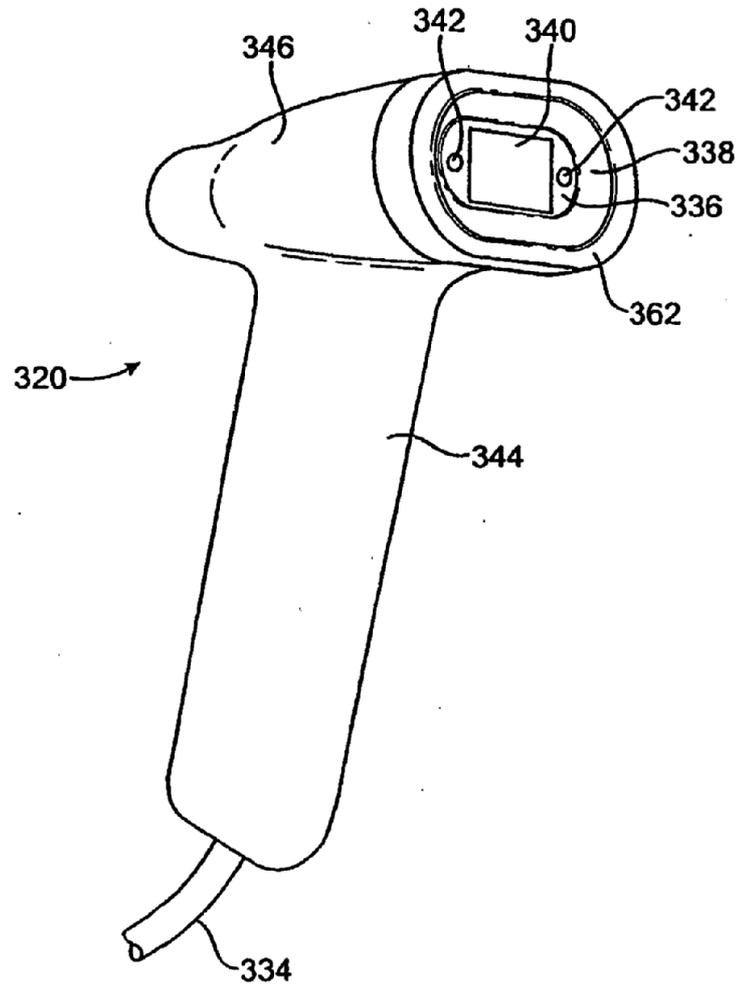


FIG. 4

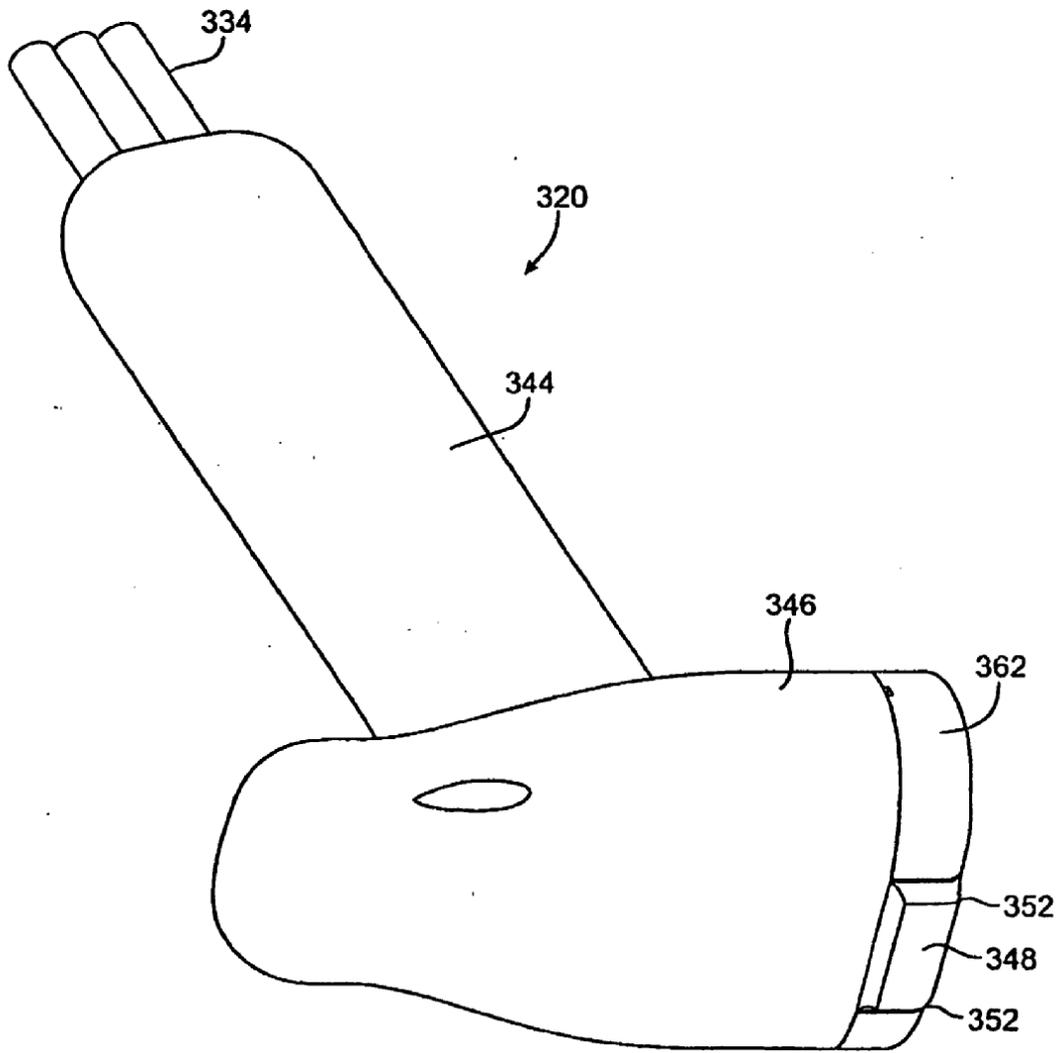
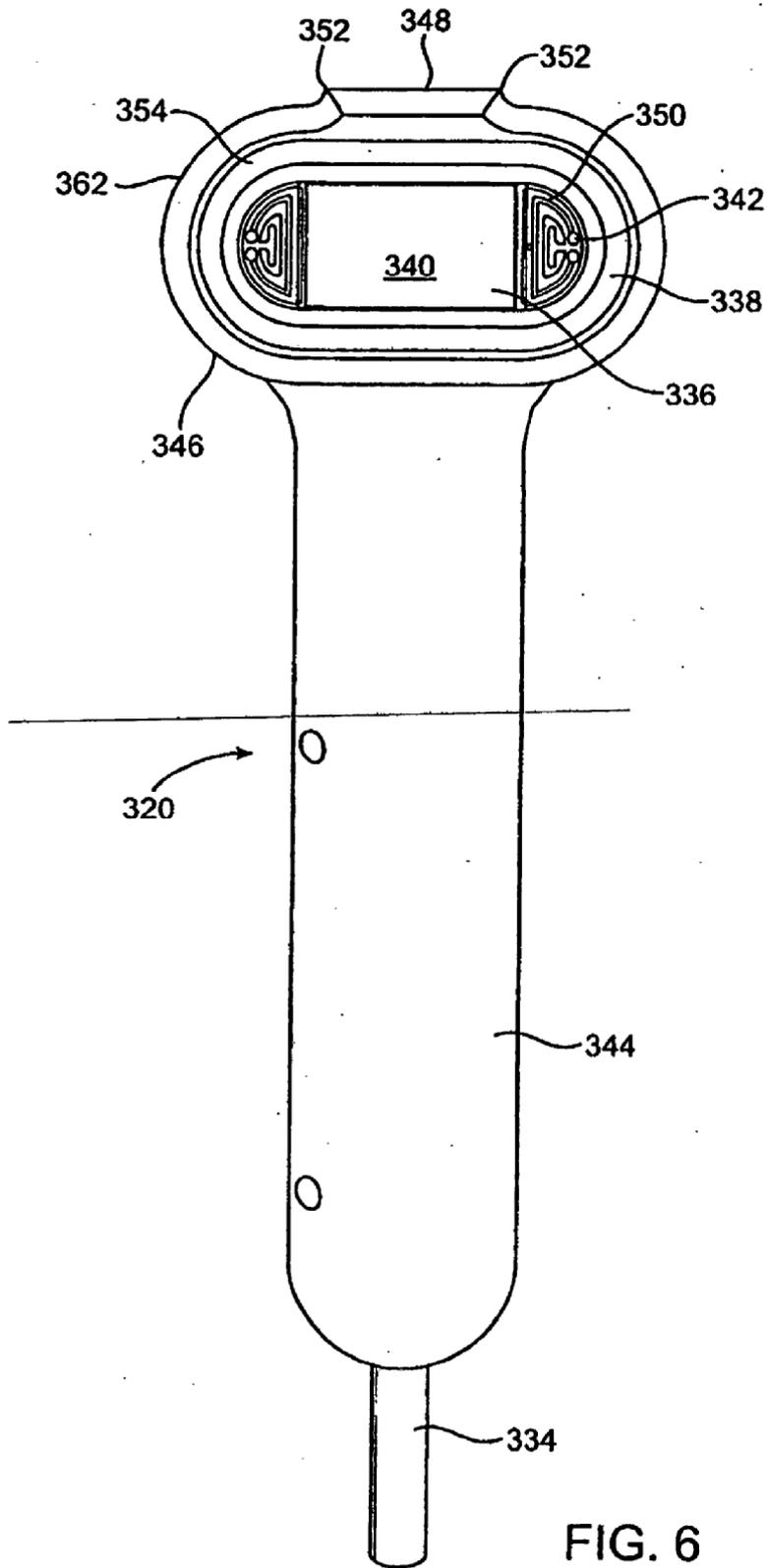


FIG. 5



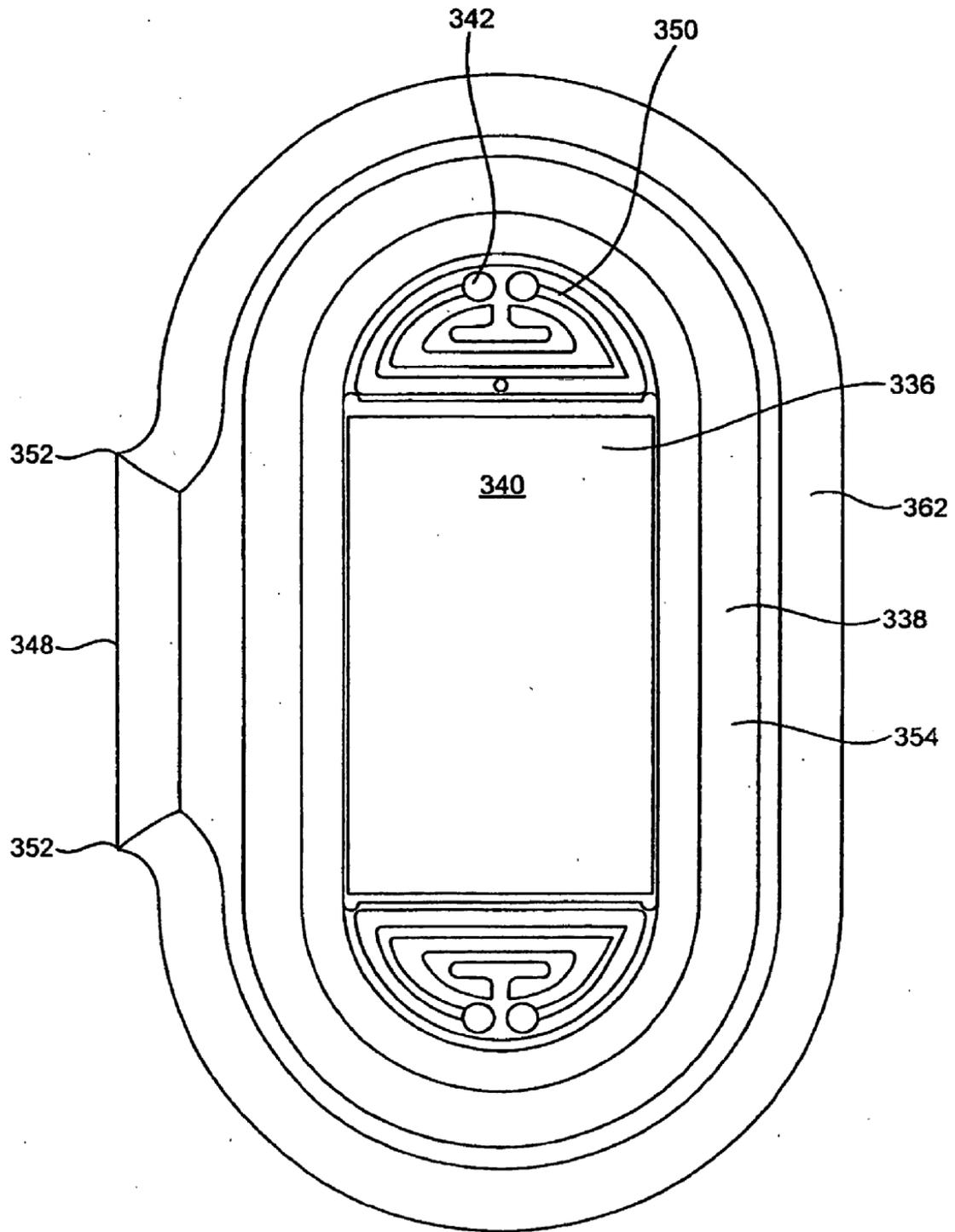


FIG. 7

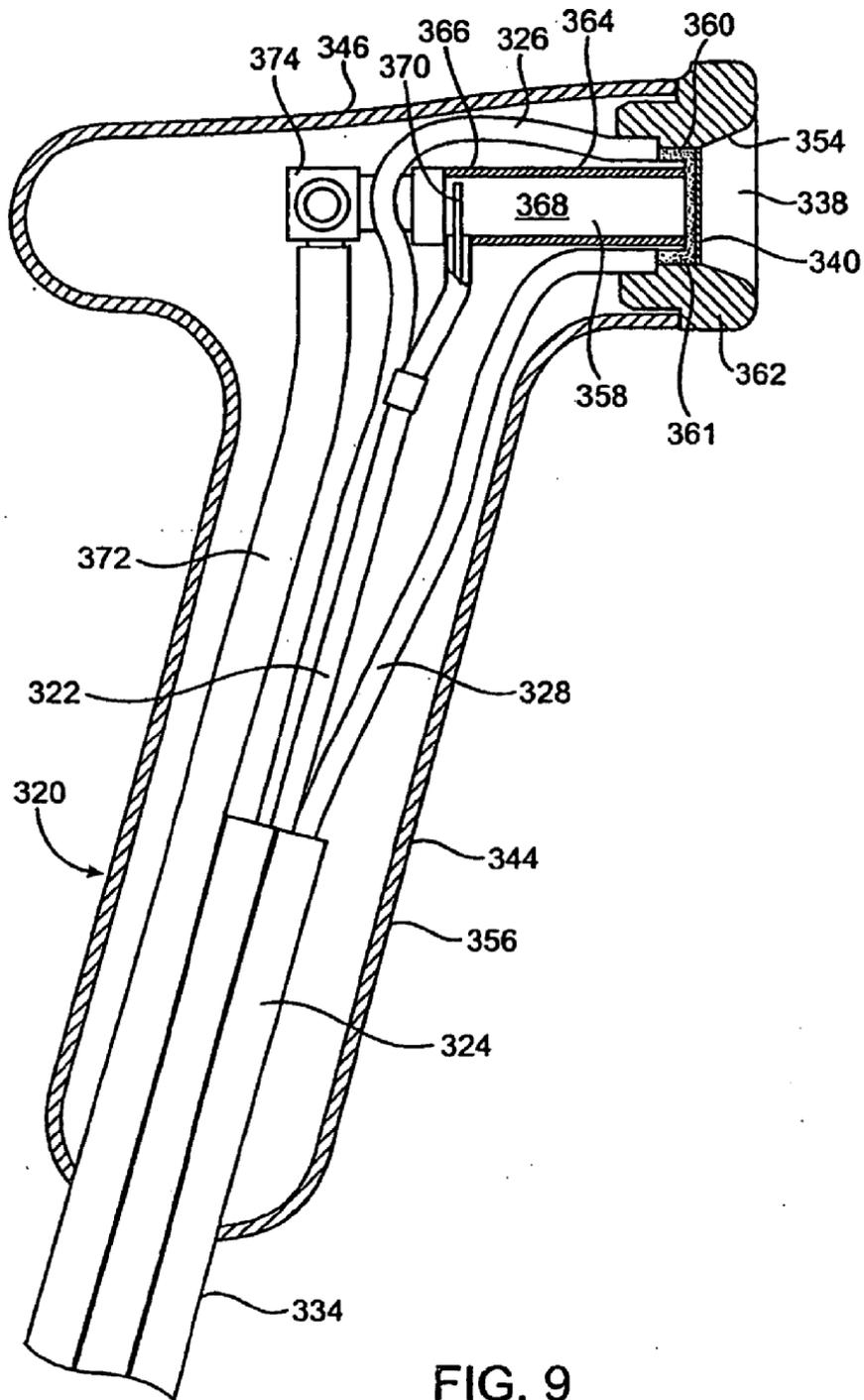


FIG. 9

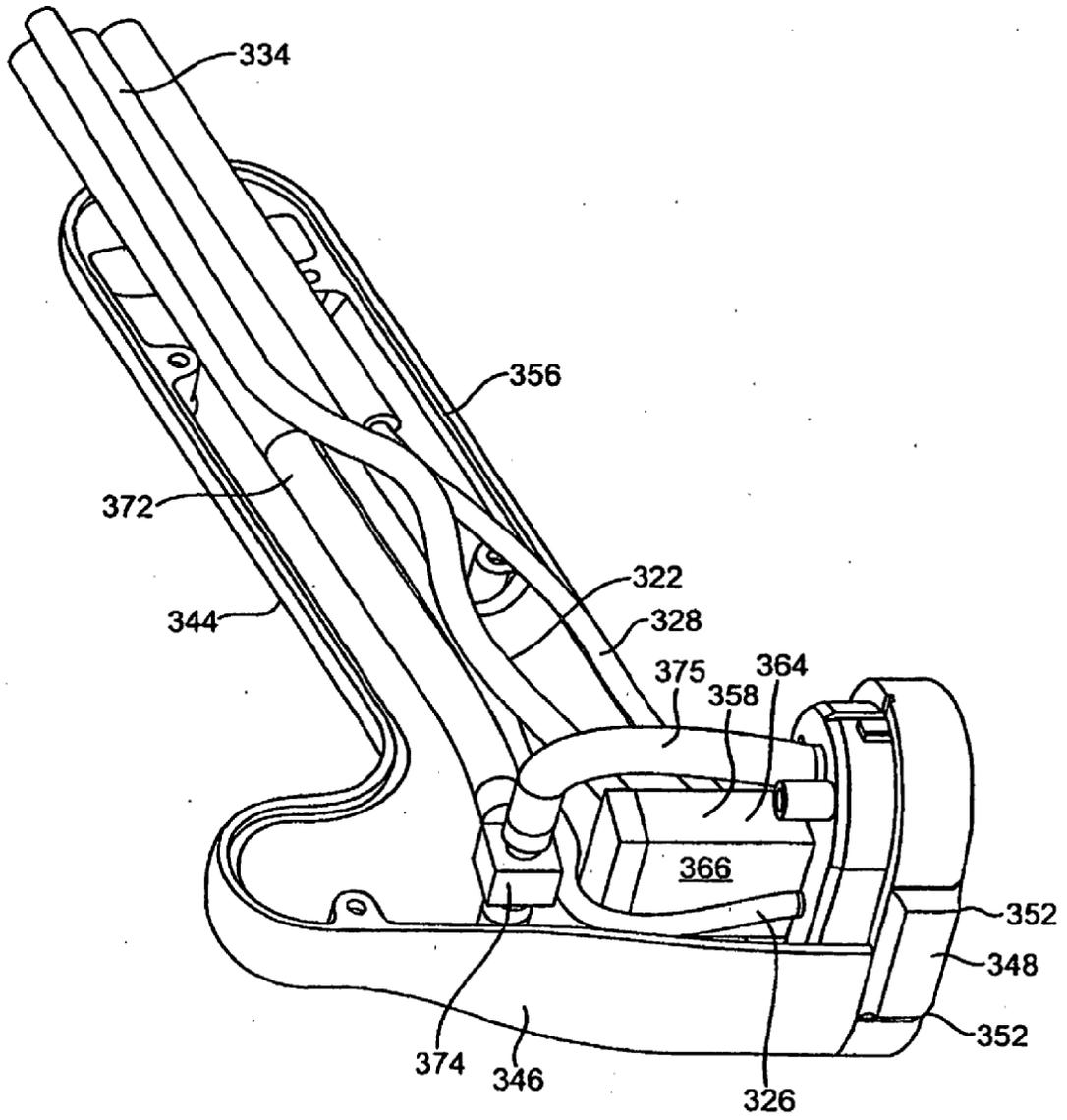


FIG. 10

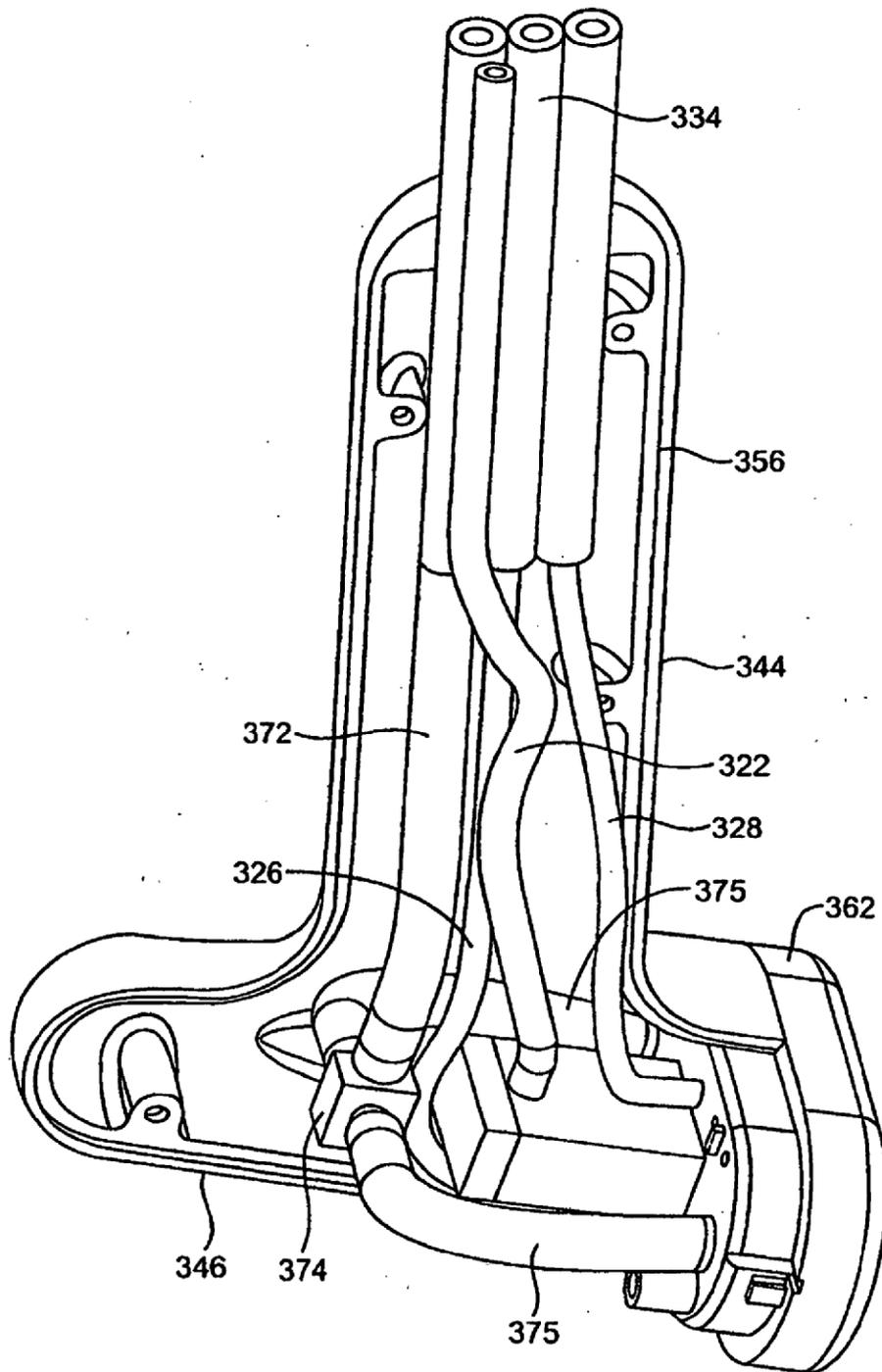


FIG. 11

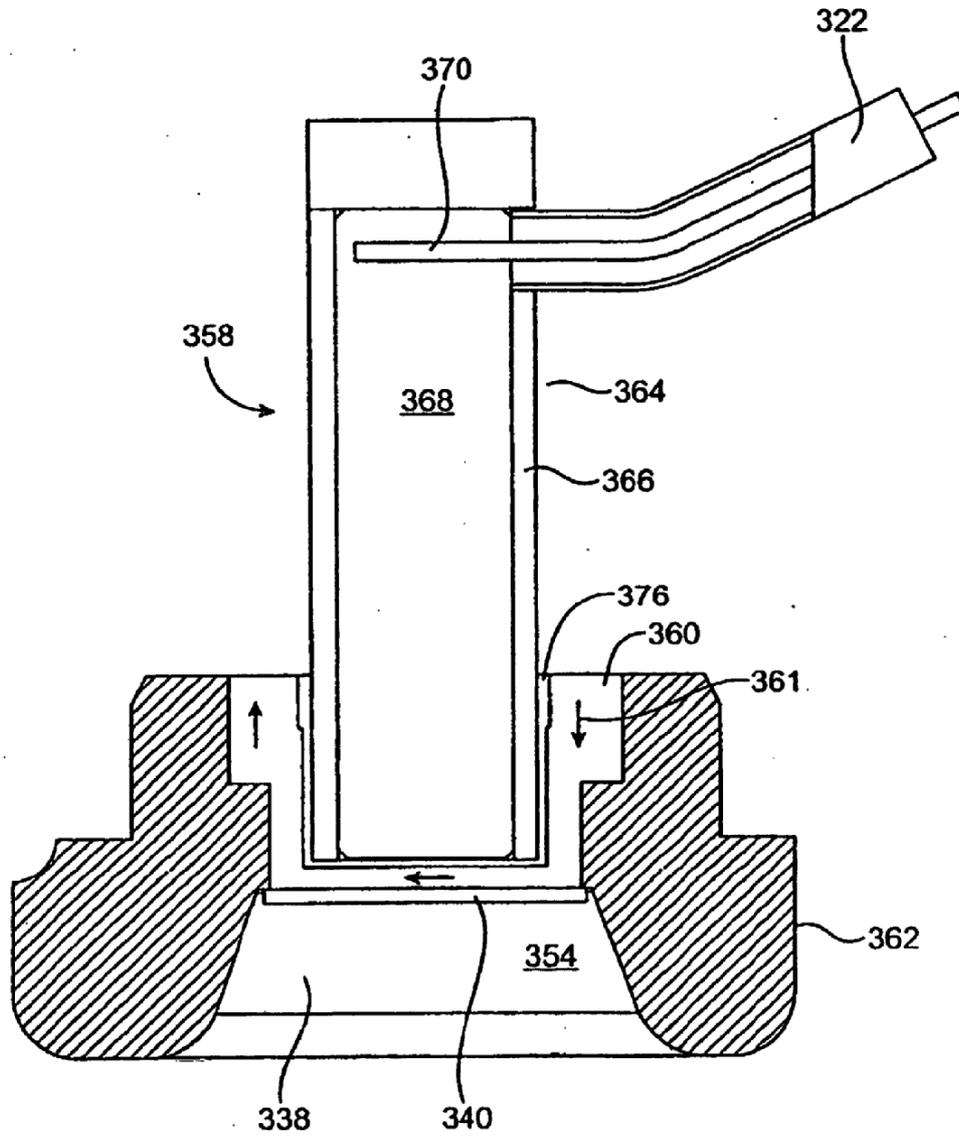


FIG. 12

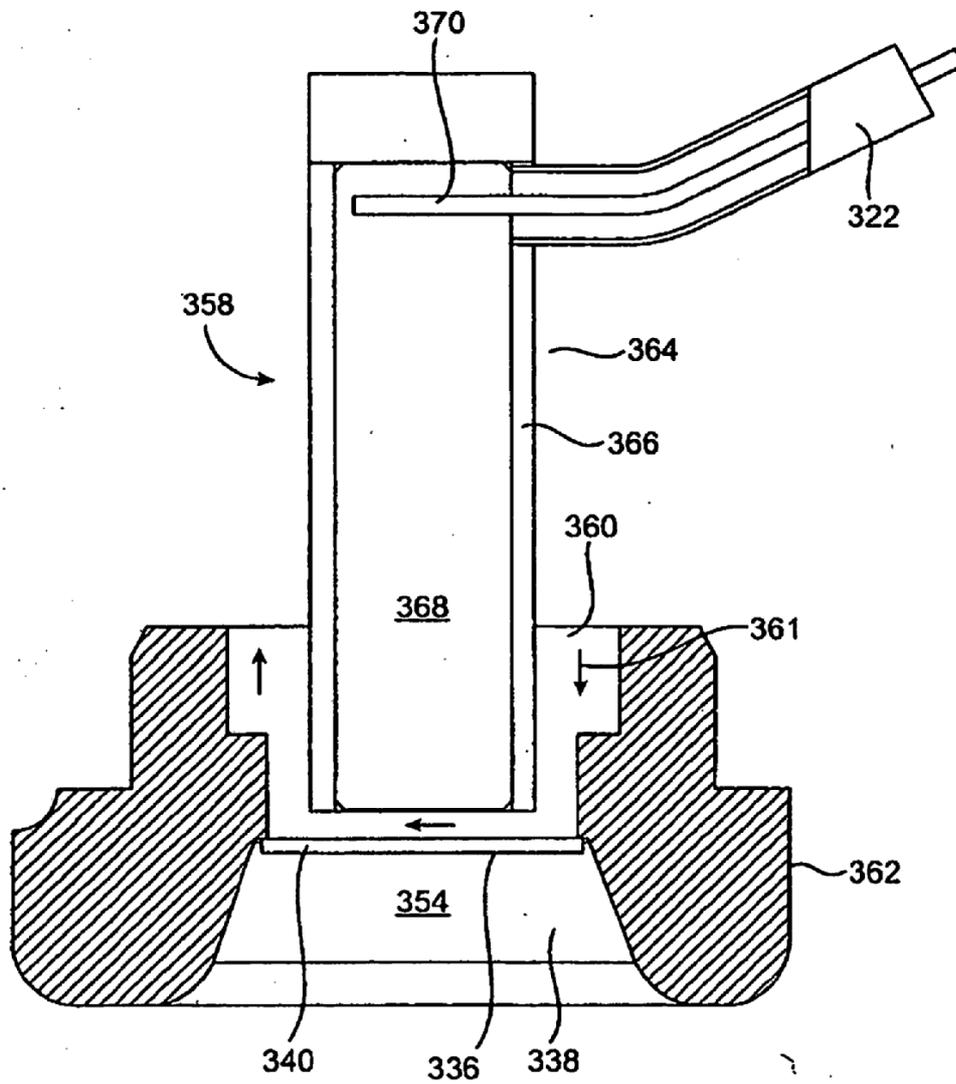


FIG. 13

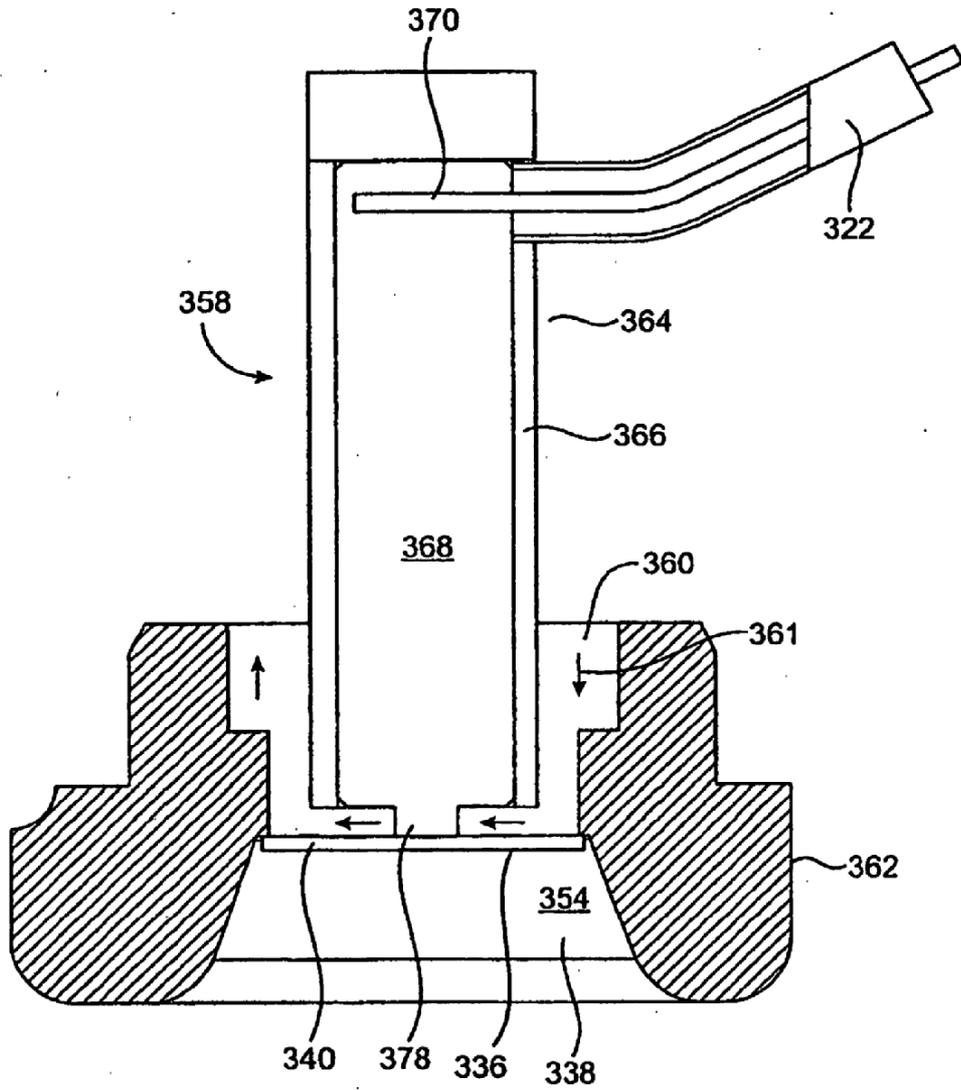


FIG. 14

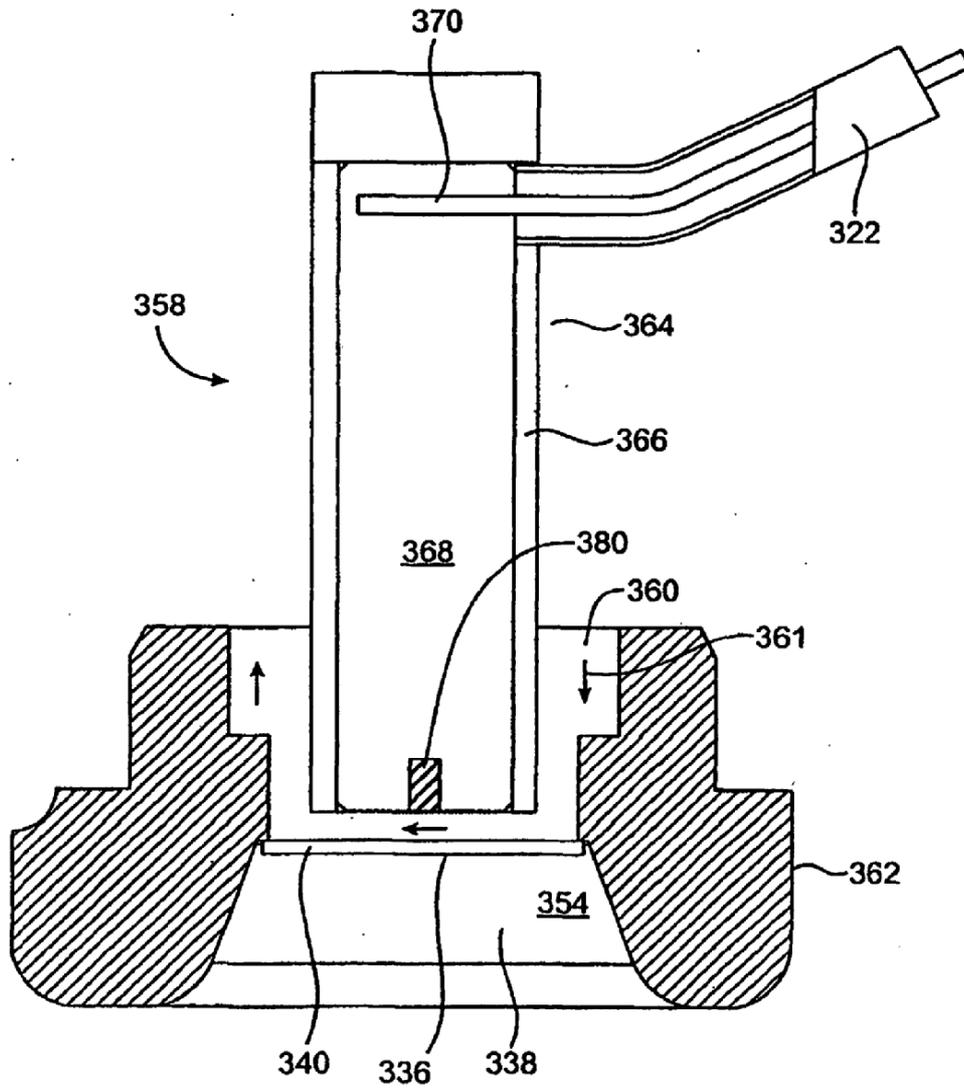


FIG. 15

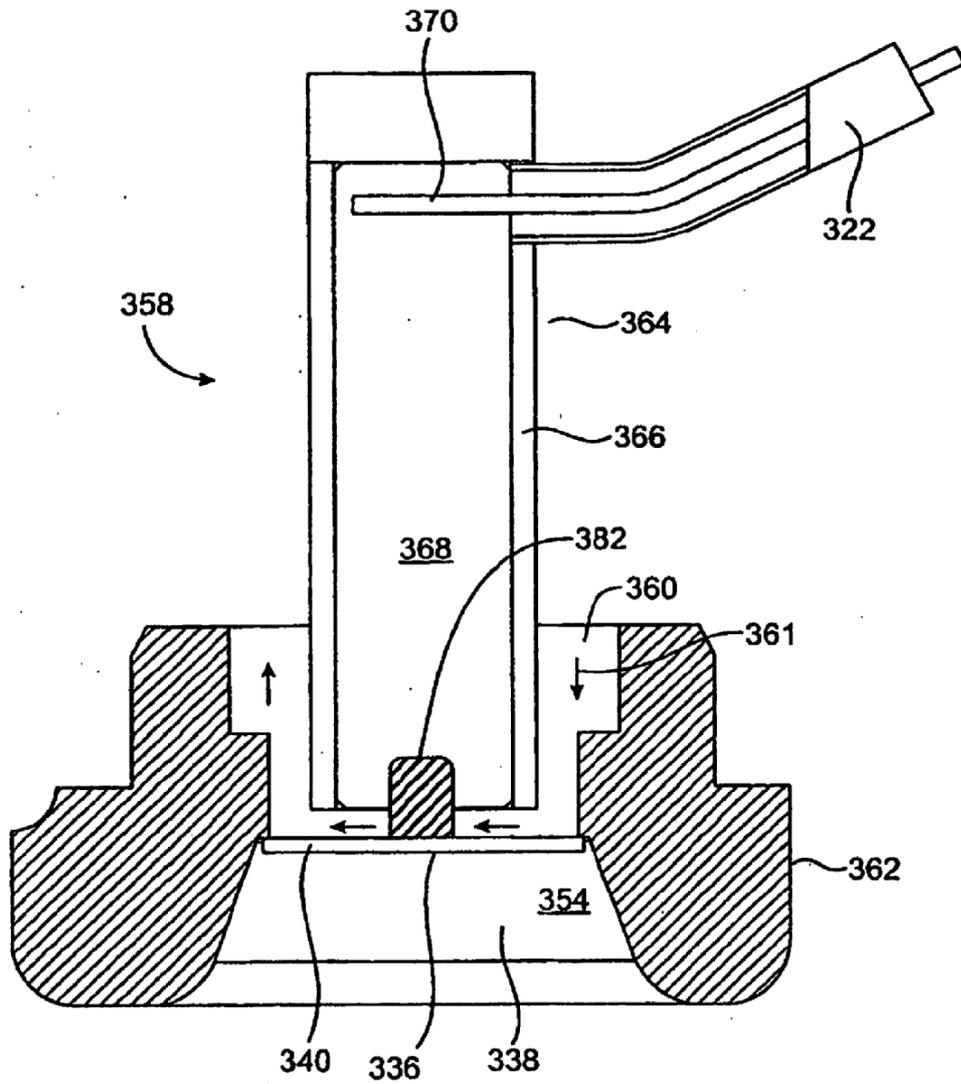


FIG. 16

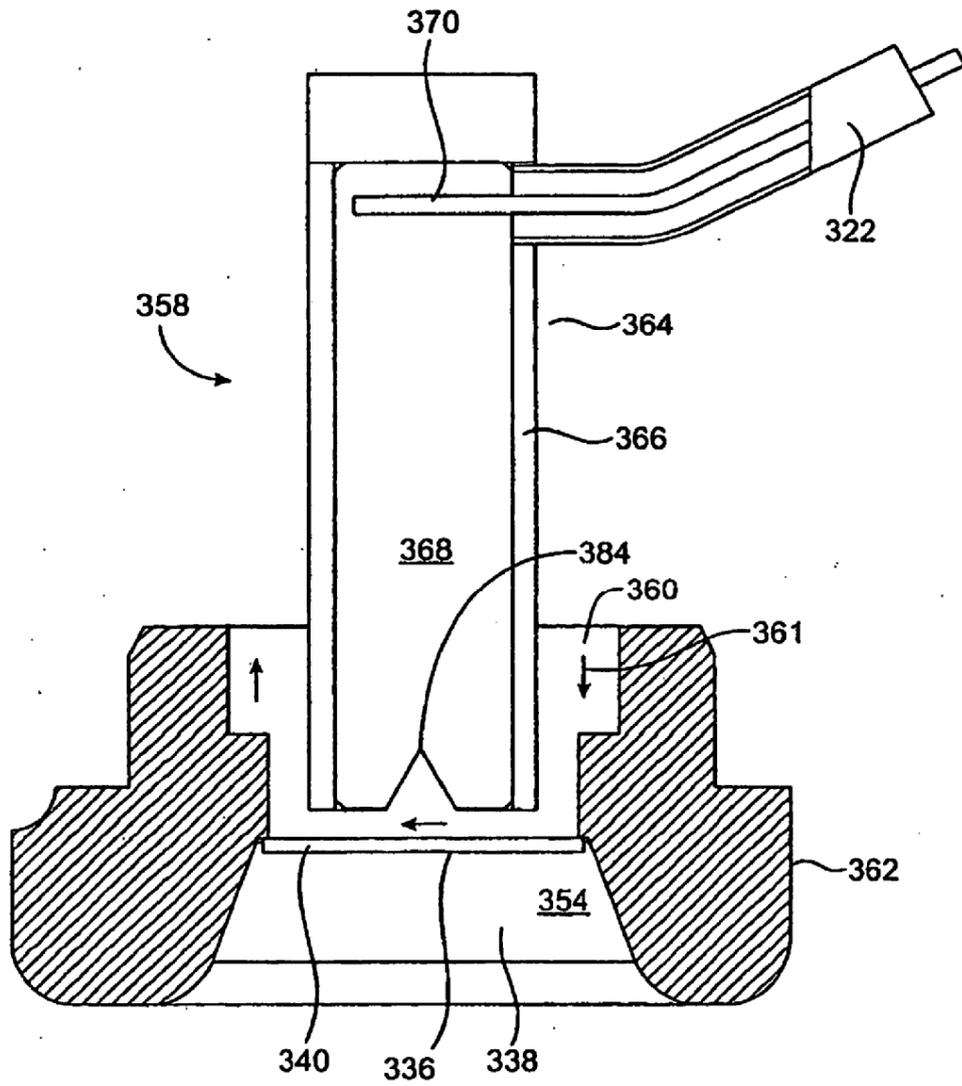


FIG. 17

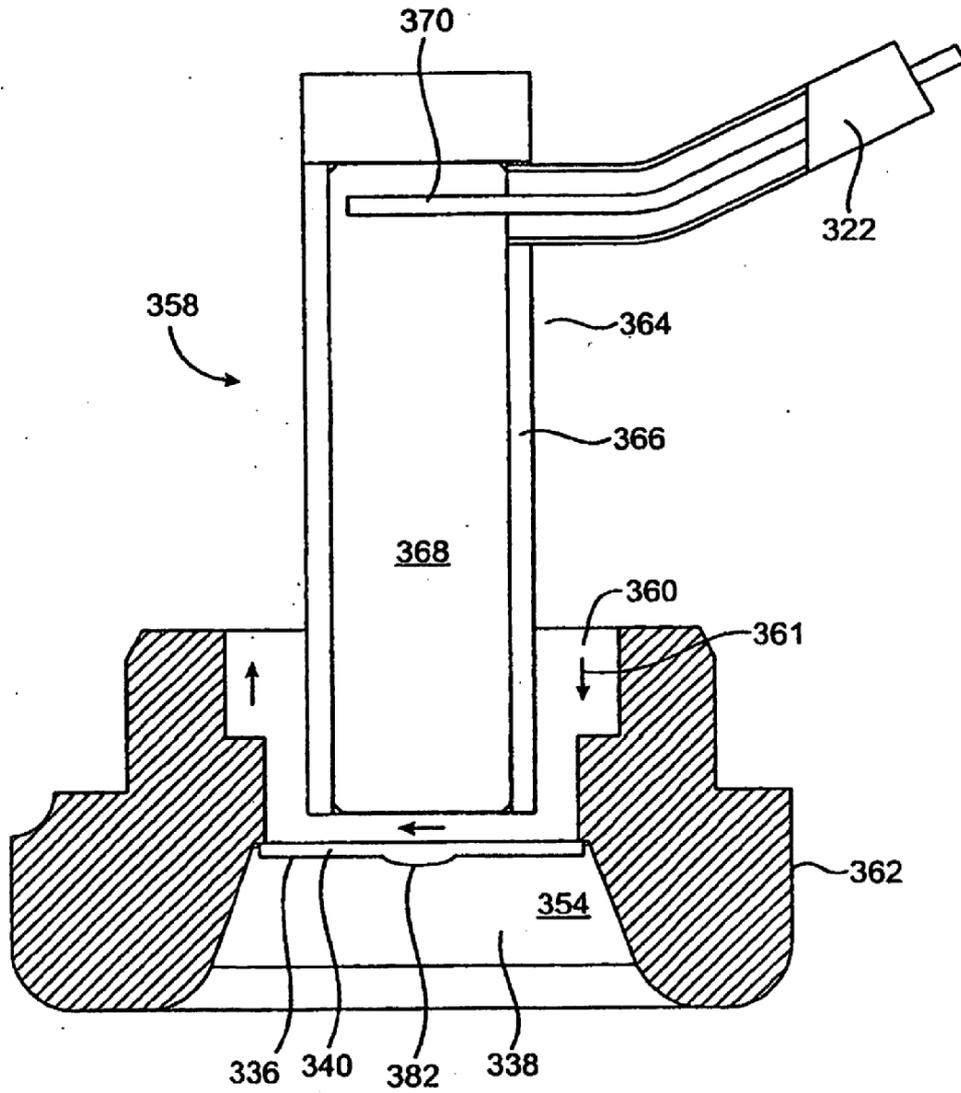


FIG. 18

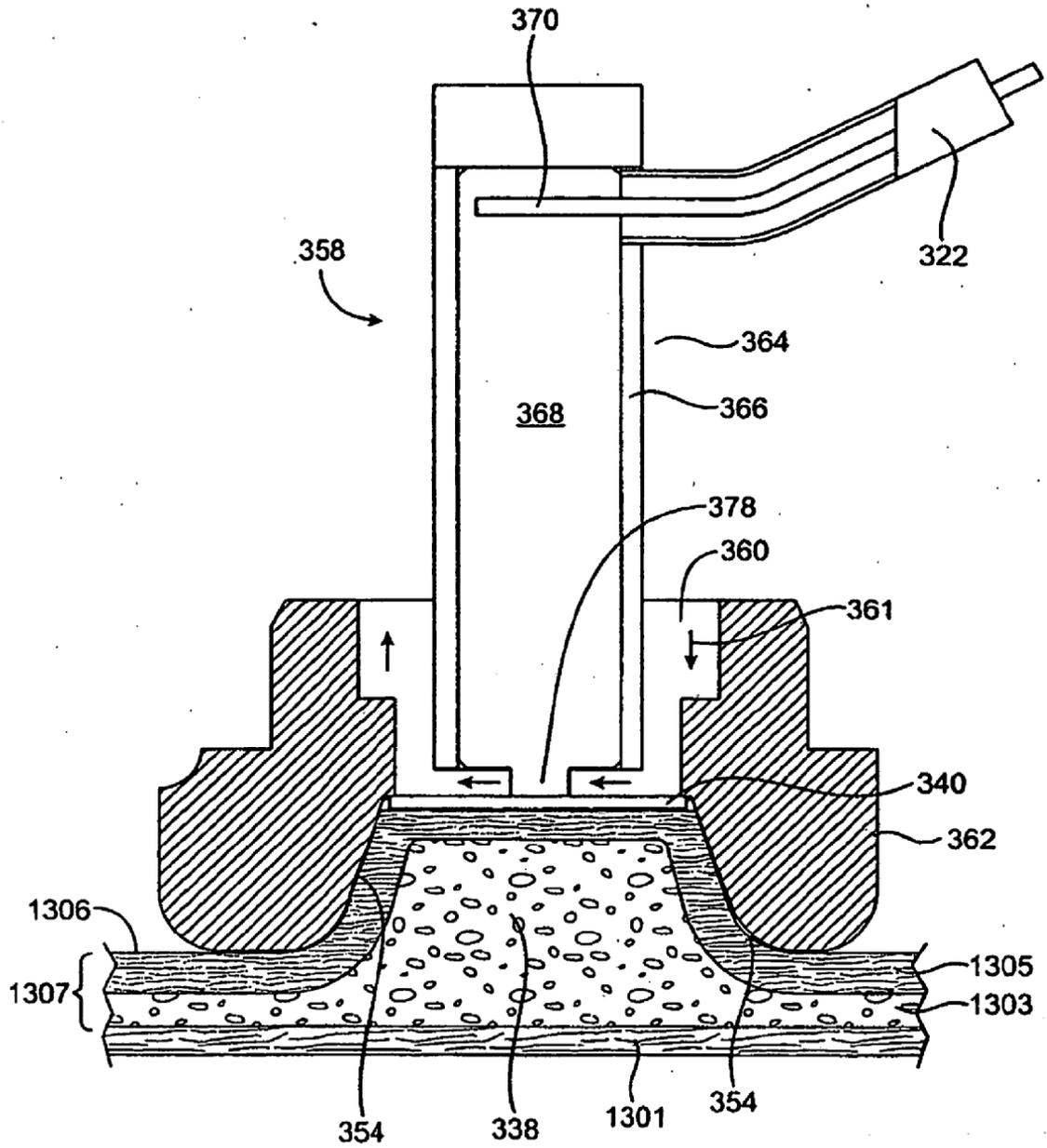


FIG. 19

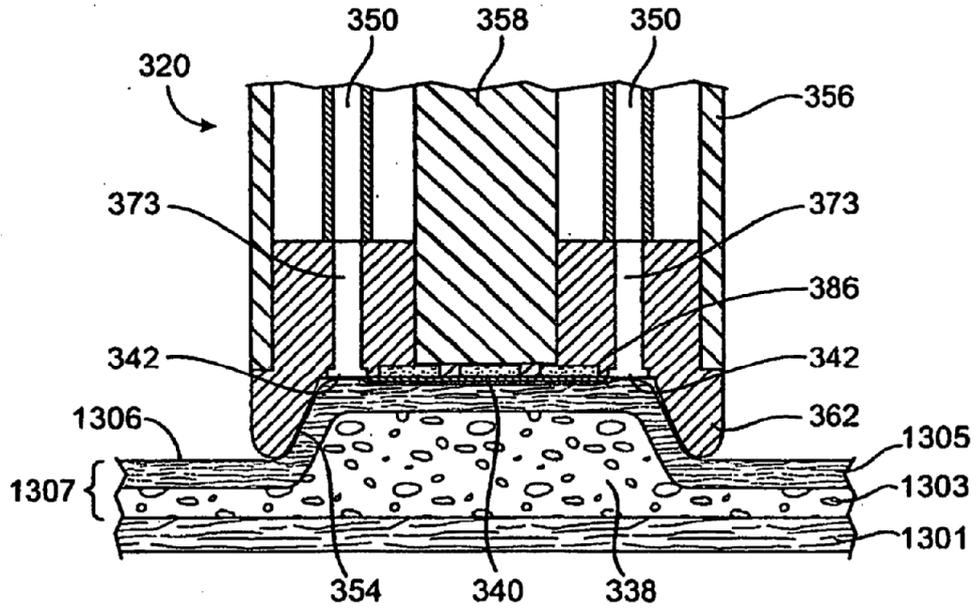


FIG. 20

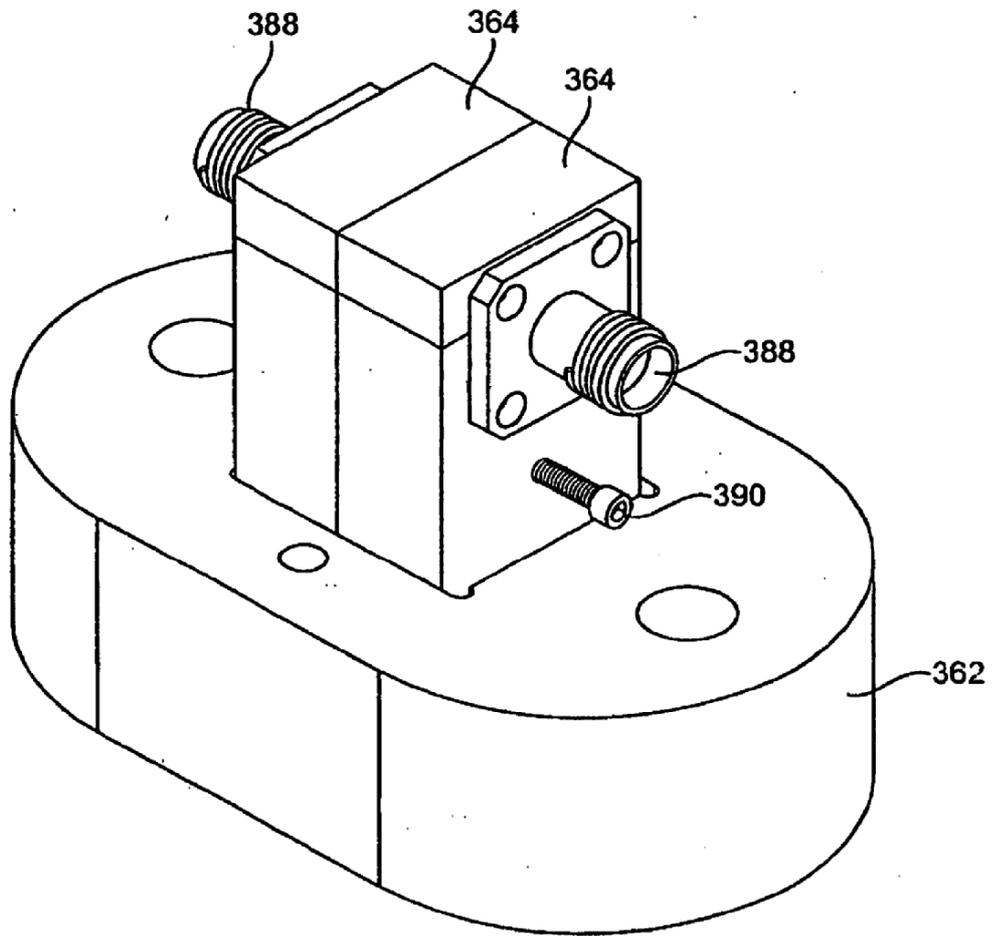


FIG. 21

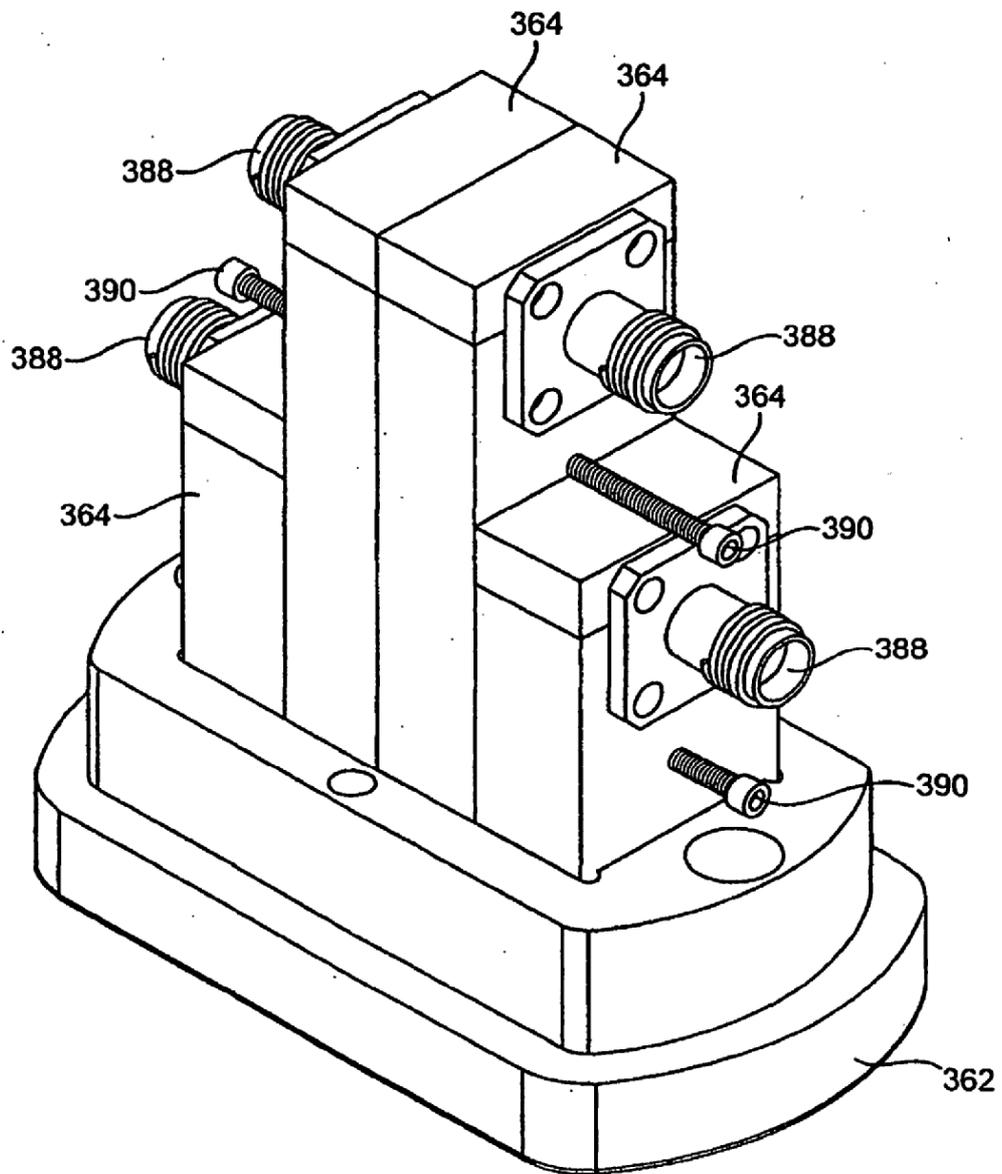


FIG. 22

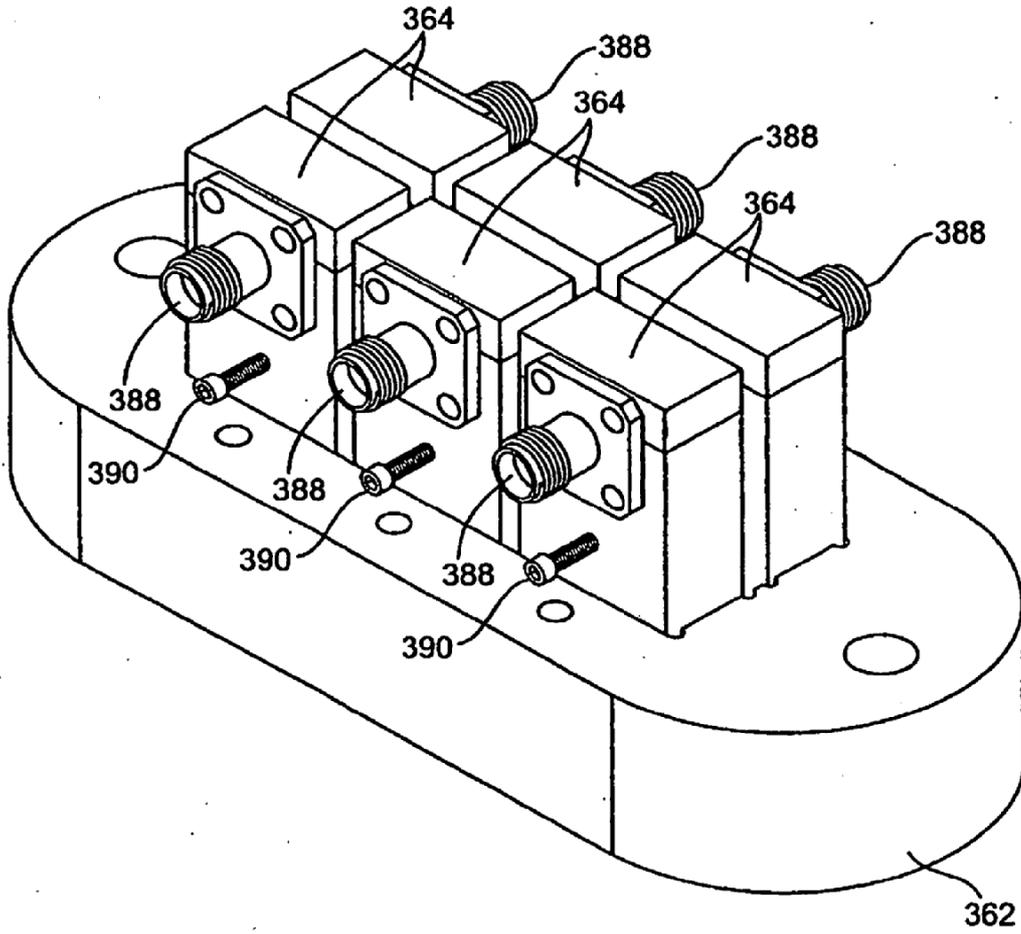


FIG. 23

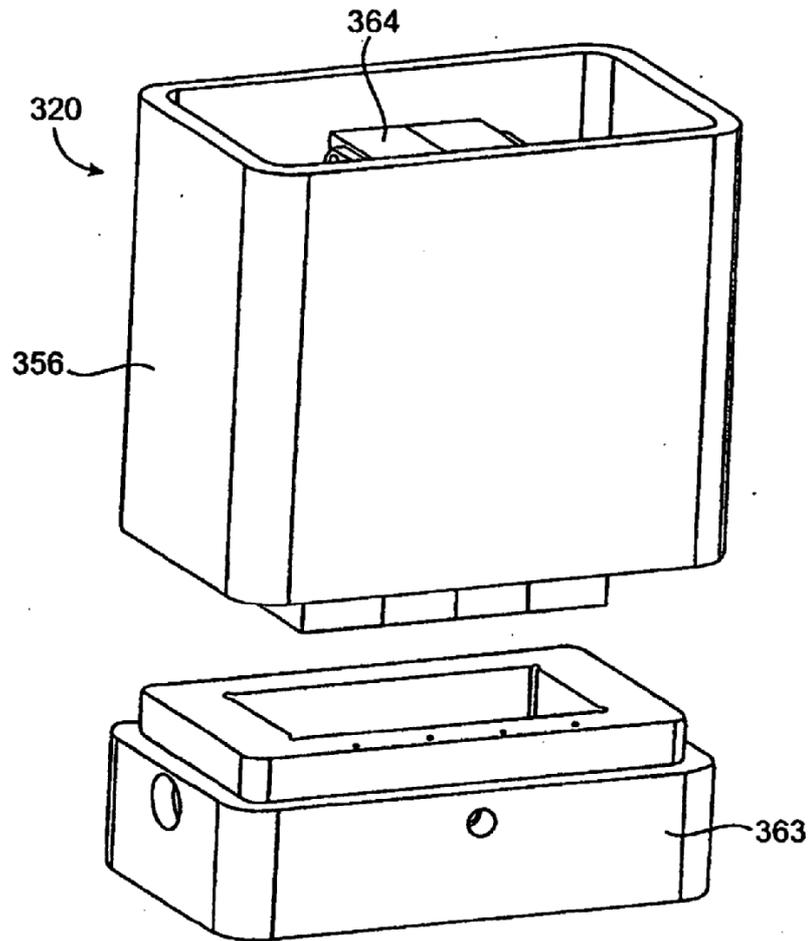


FIG. 24

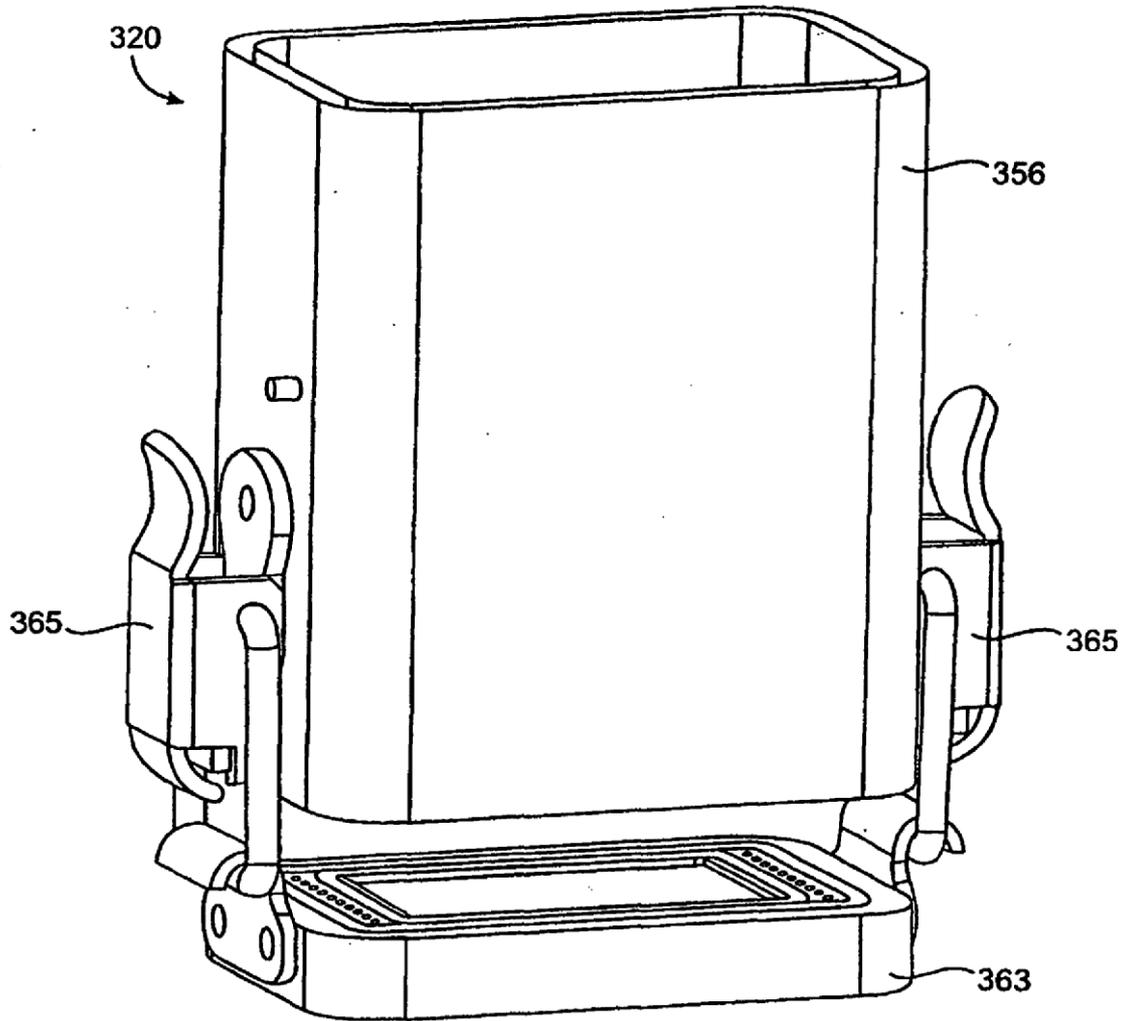


FIG. 25

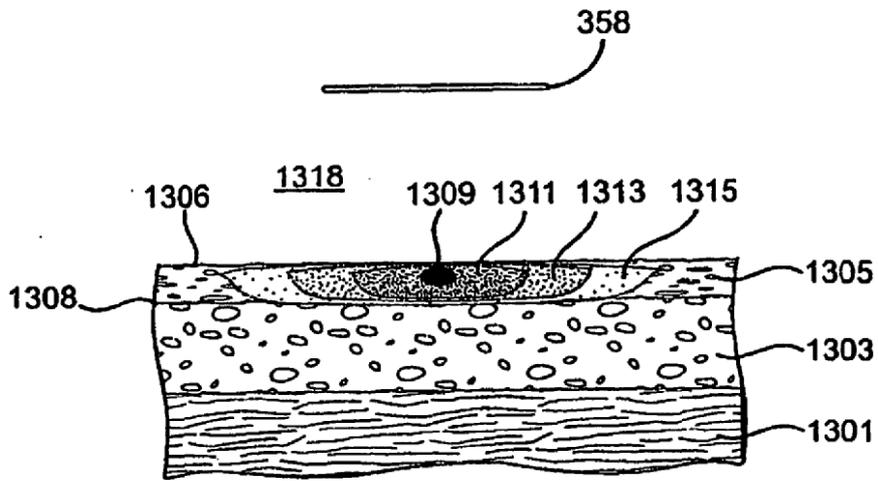


FIG. 26

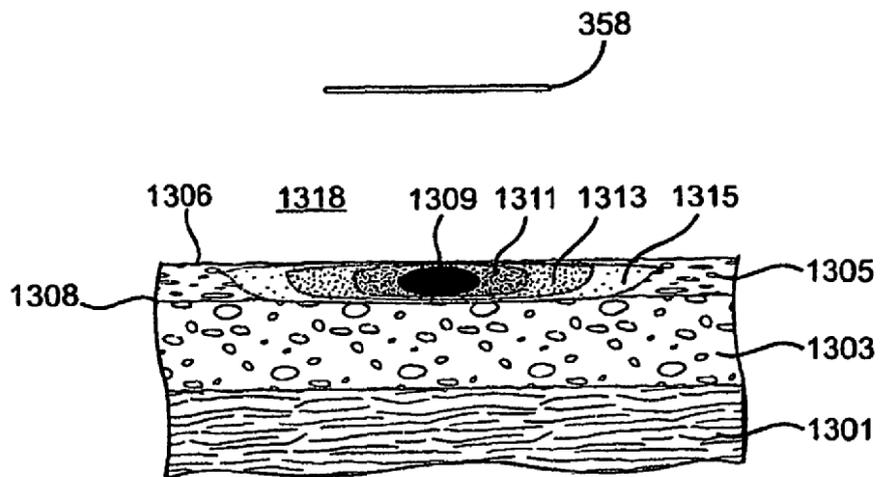


FIG. 27

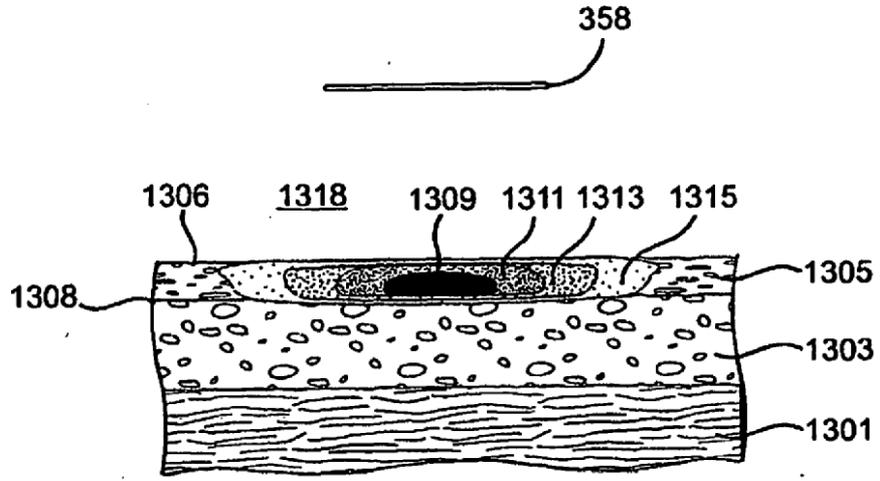


FIG. 28

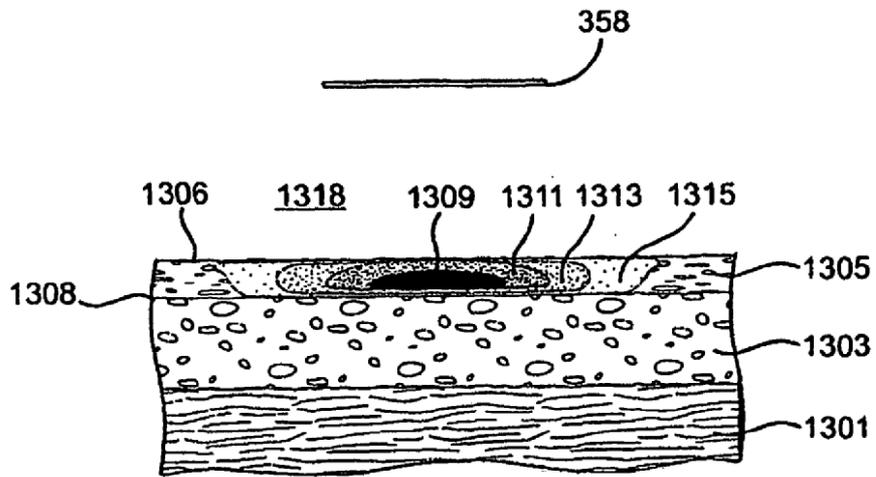


FIG. 29

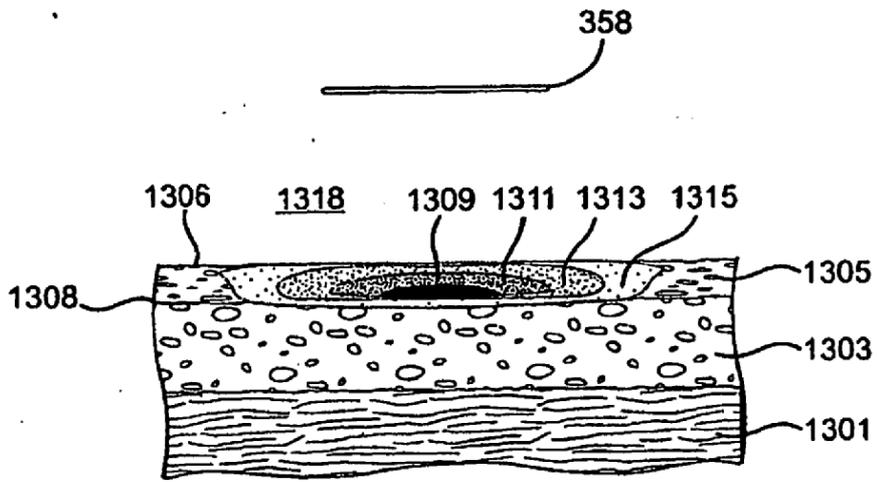


FIG. 30

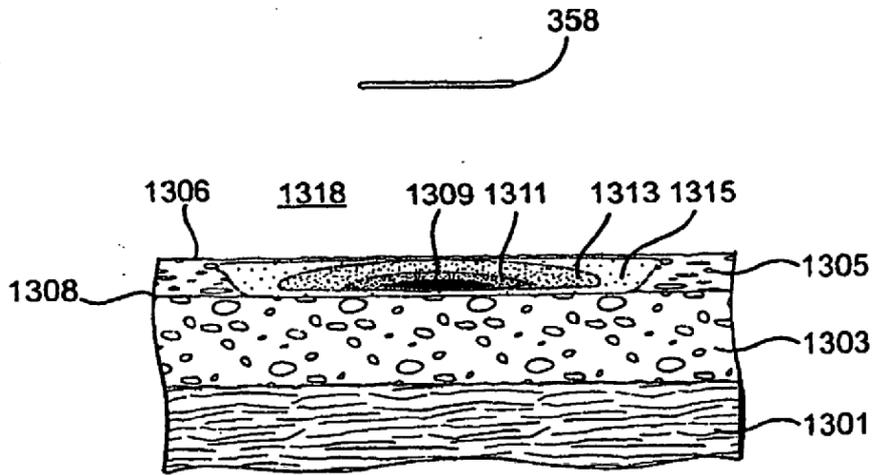


FIG. 31

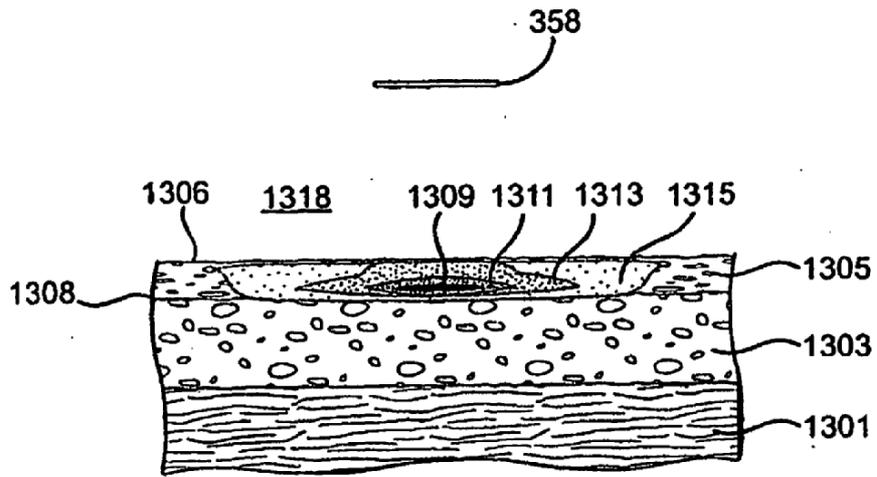


FIG. 32

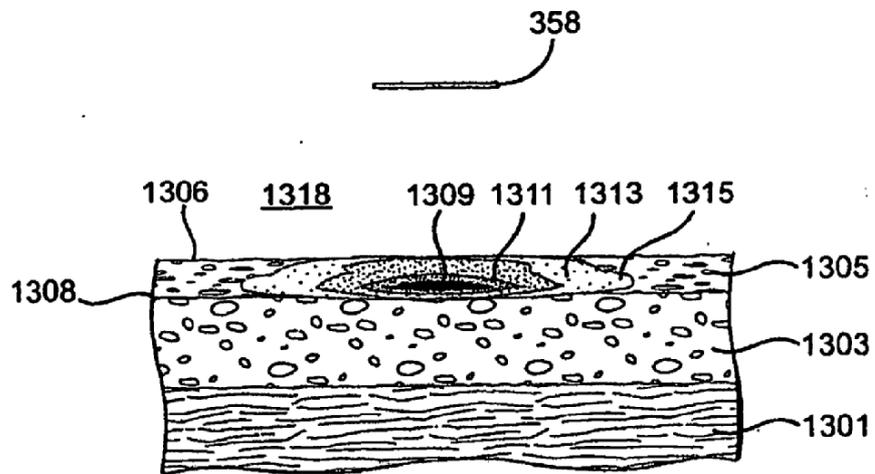


FIG. 33

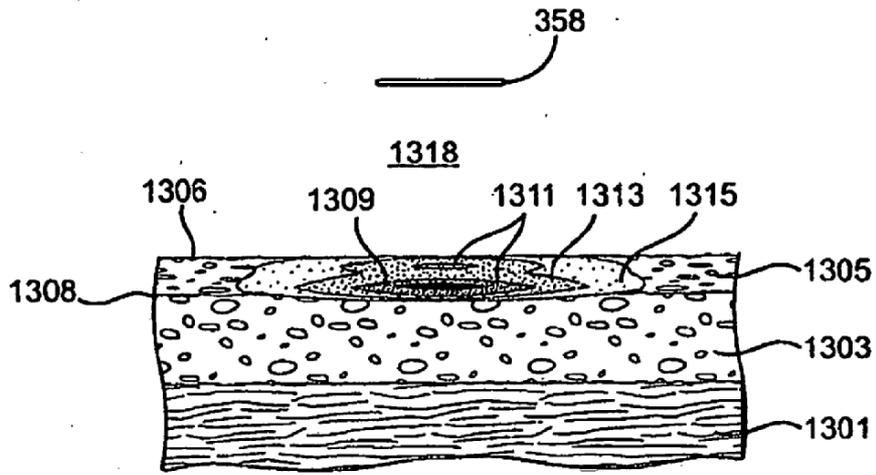


FIG. 34

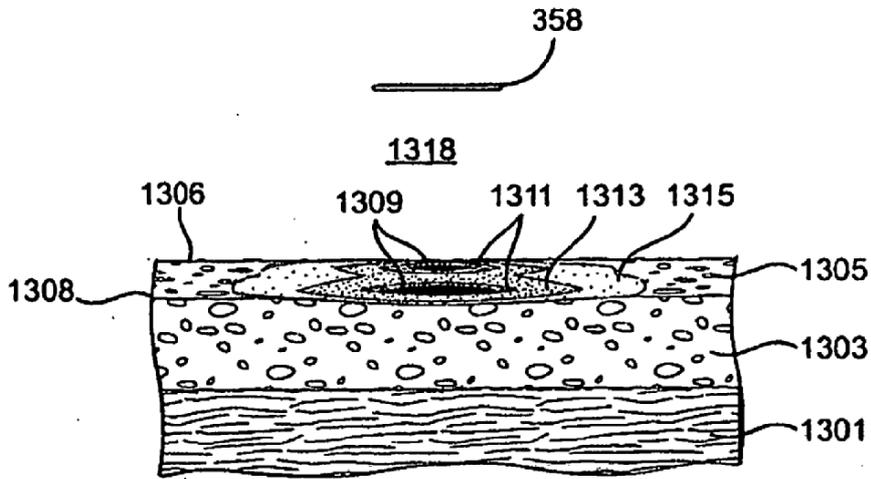


FIG. 35

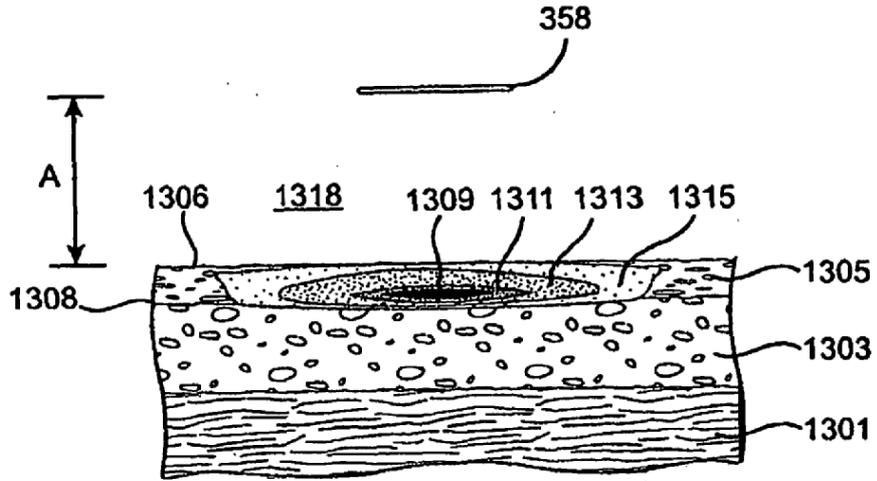


FIG. 36

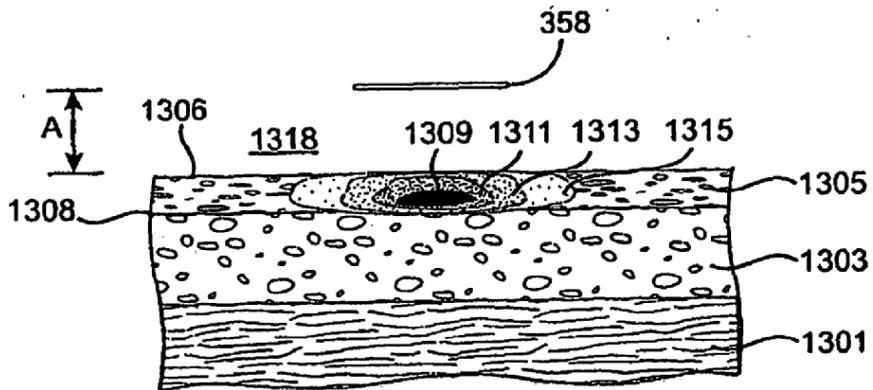


FIG. 37

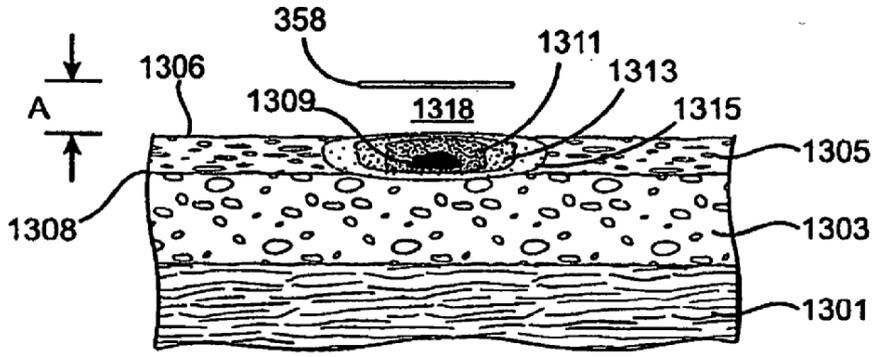


FIG. 38

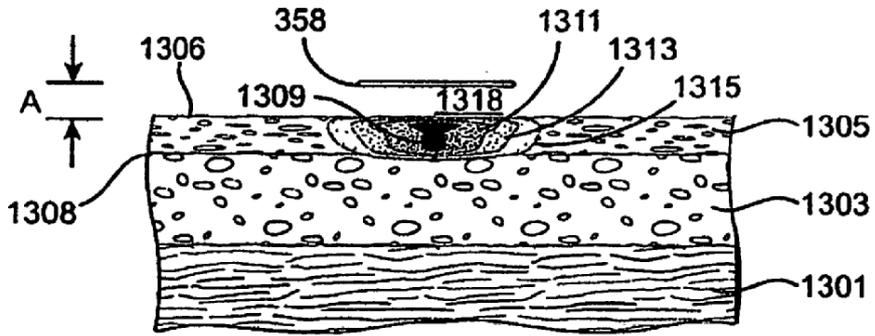


FIG. 39

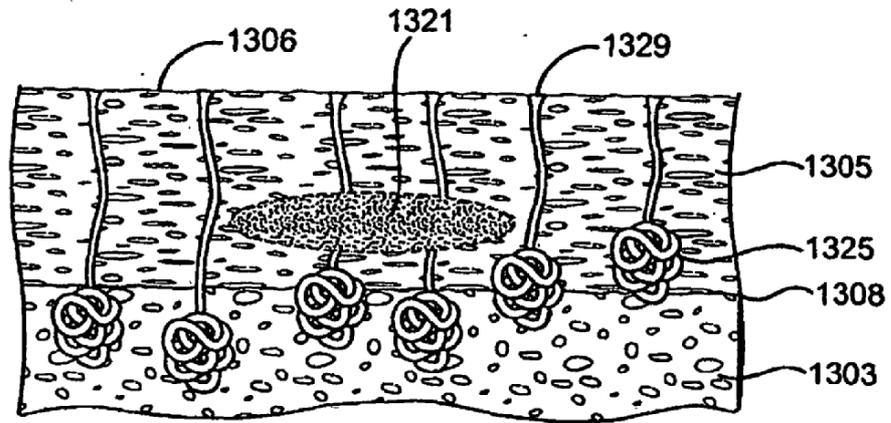


FIG. 40

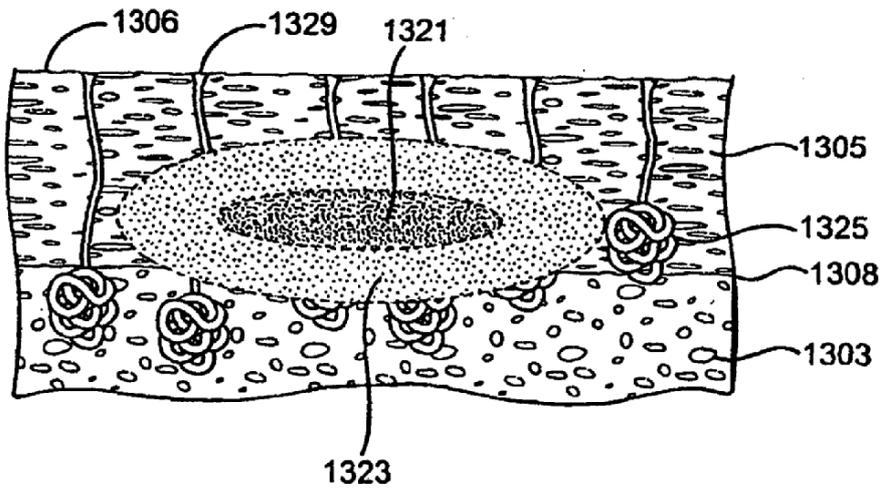


FIG. 41

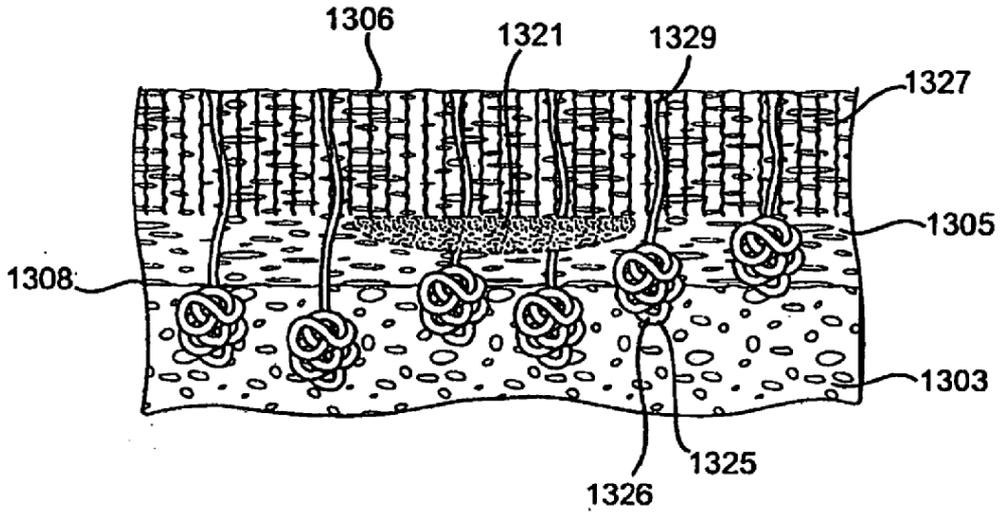


FIG. 42

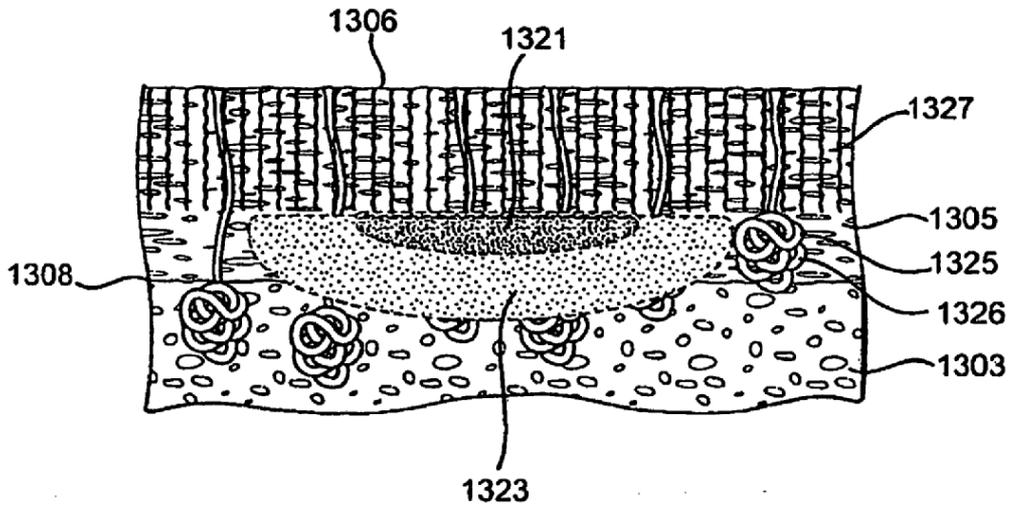


FIG. 43

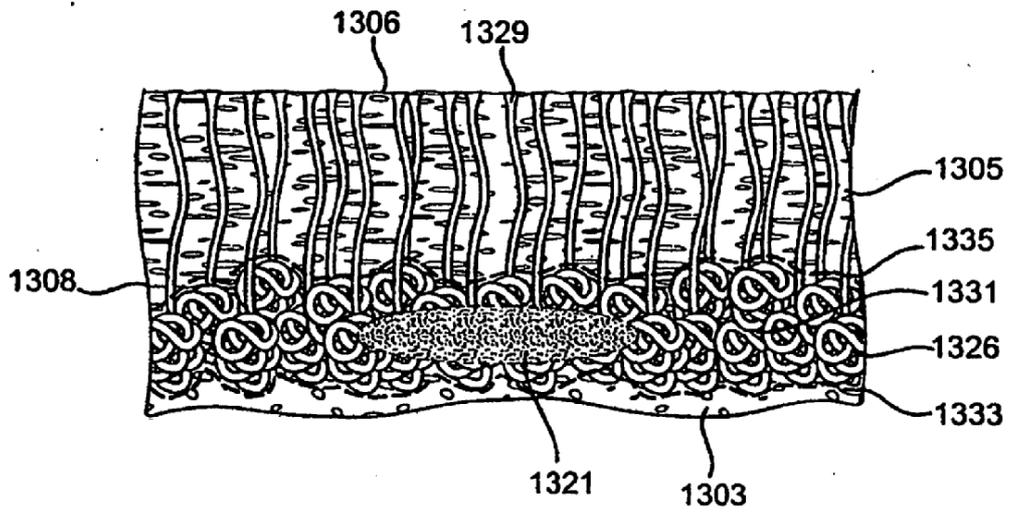


FIG. 44

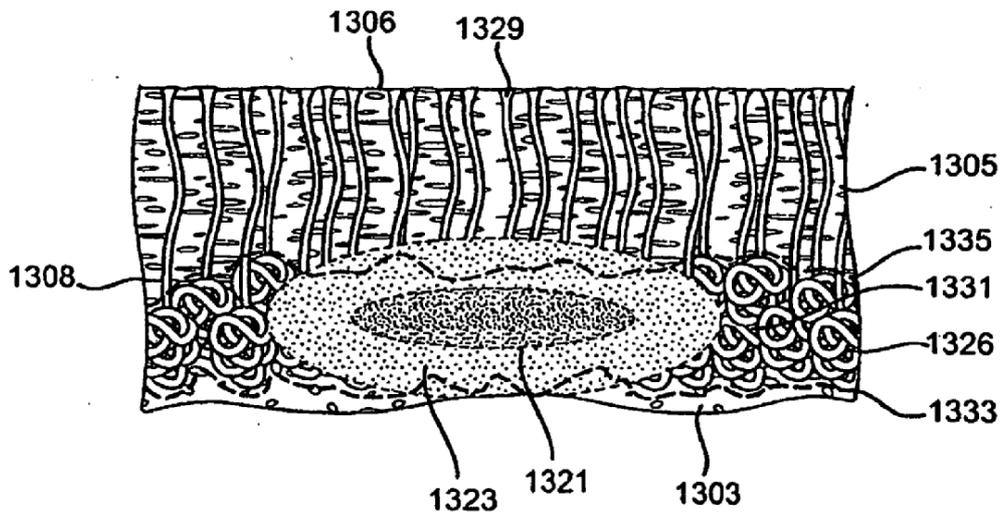


FIG. 45

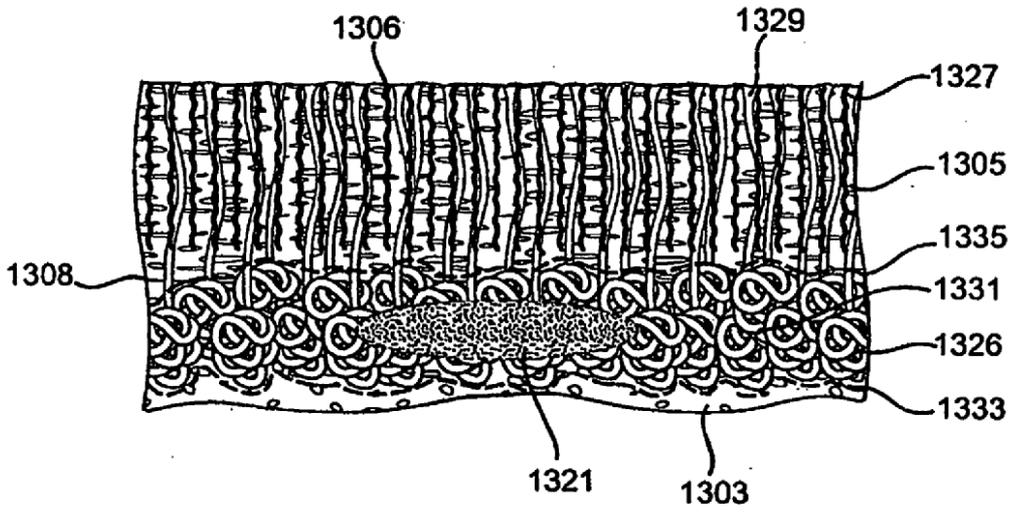


FIG. 46

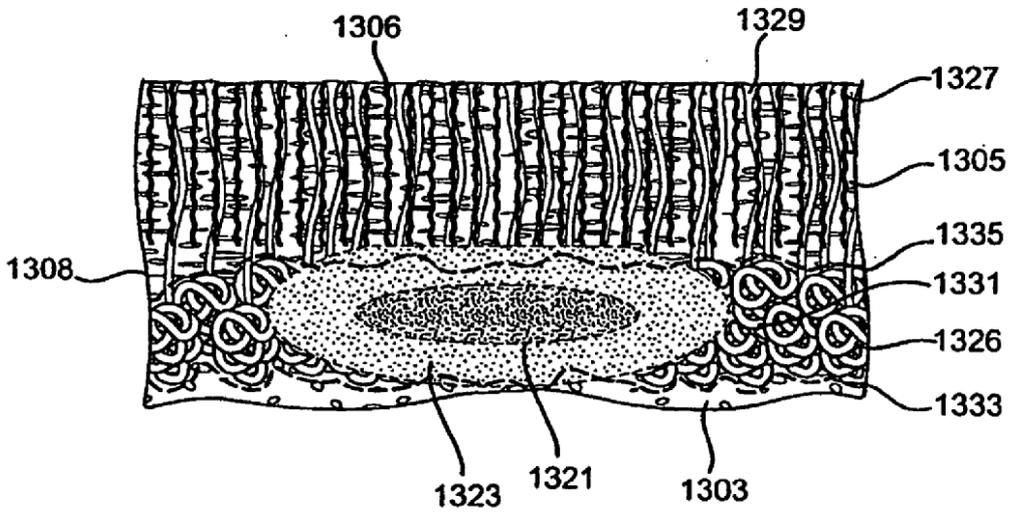


FIG. 47

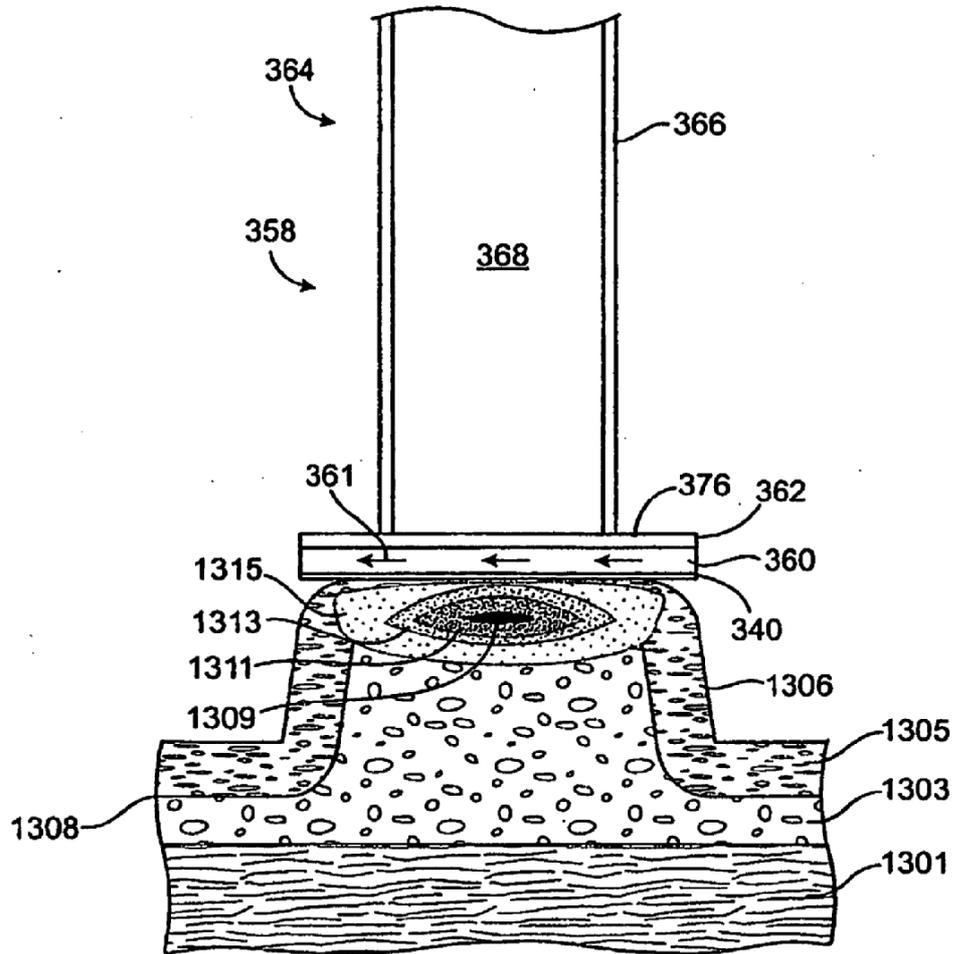


FIG. 48

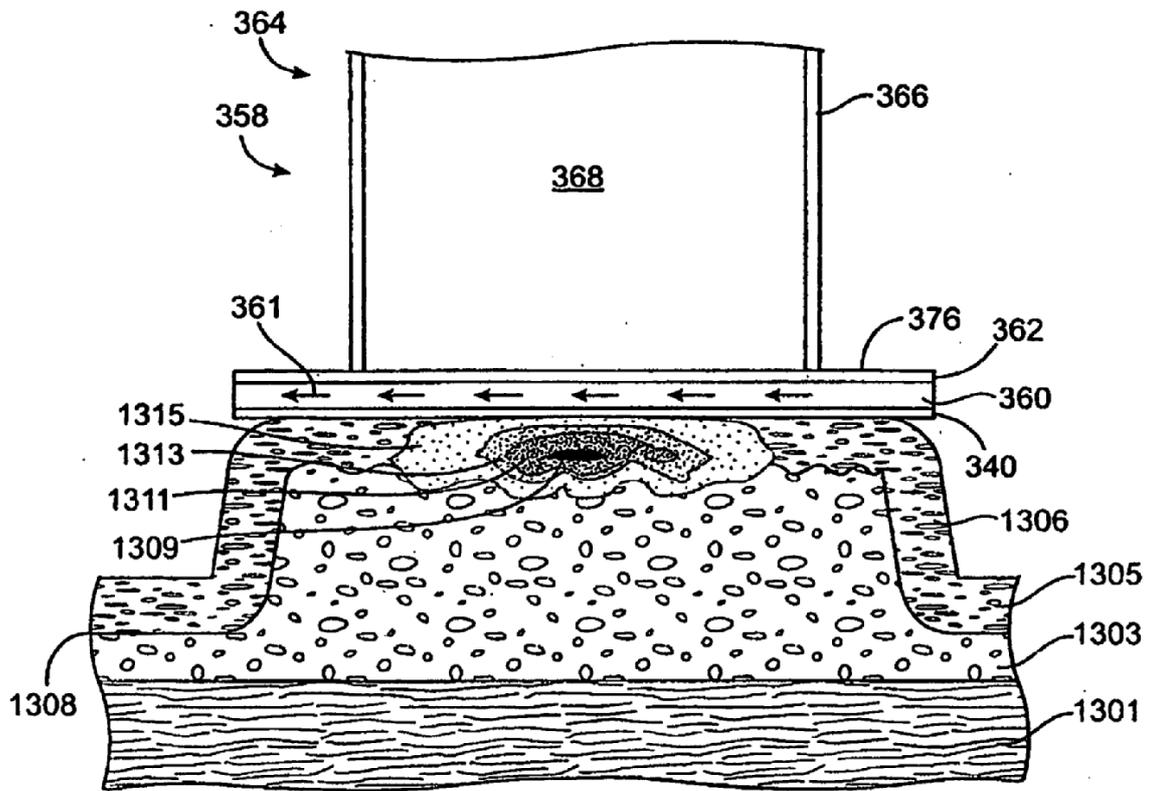


FIG. 49

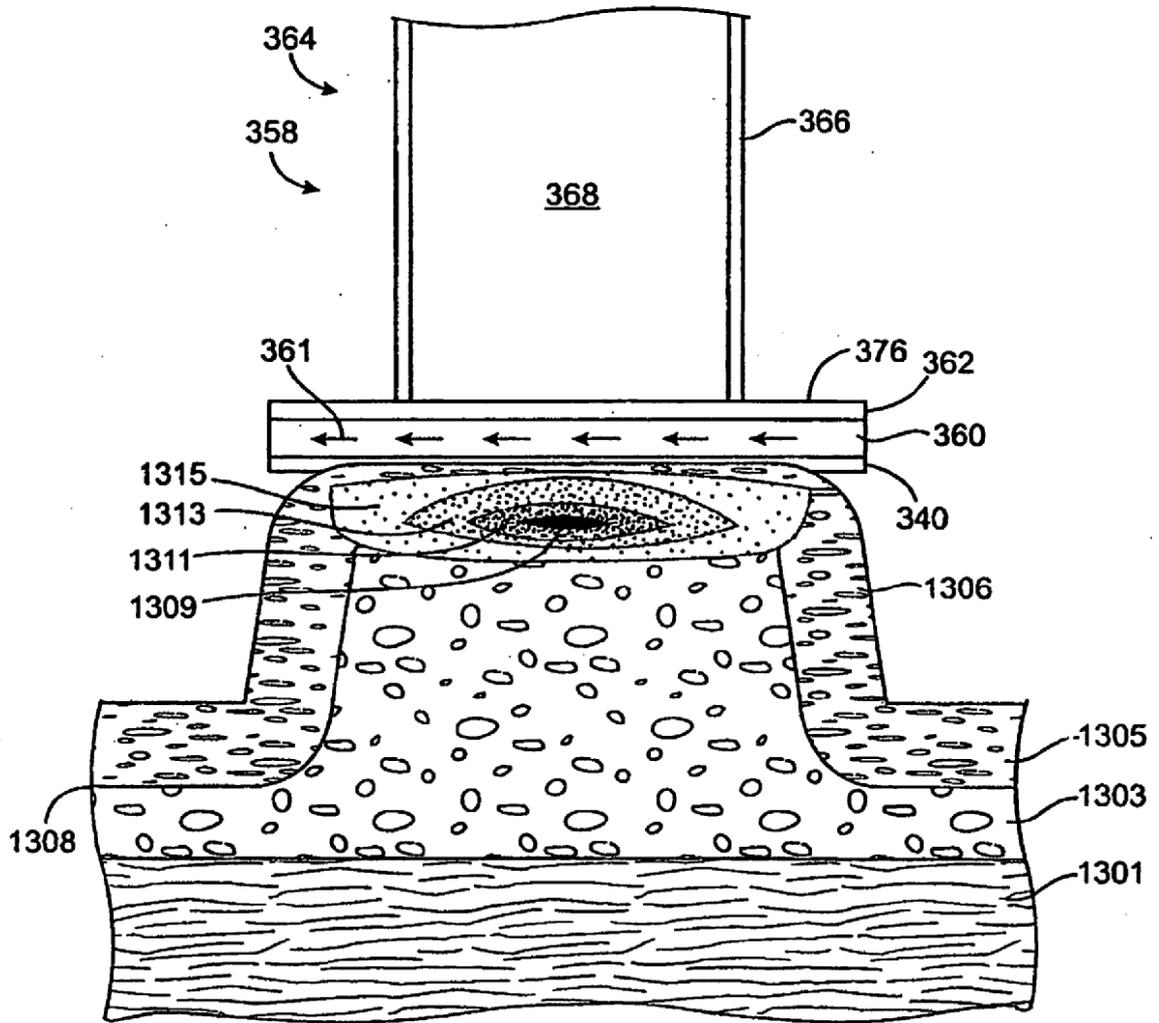


FIG. 50

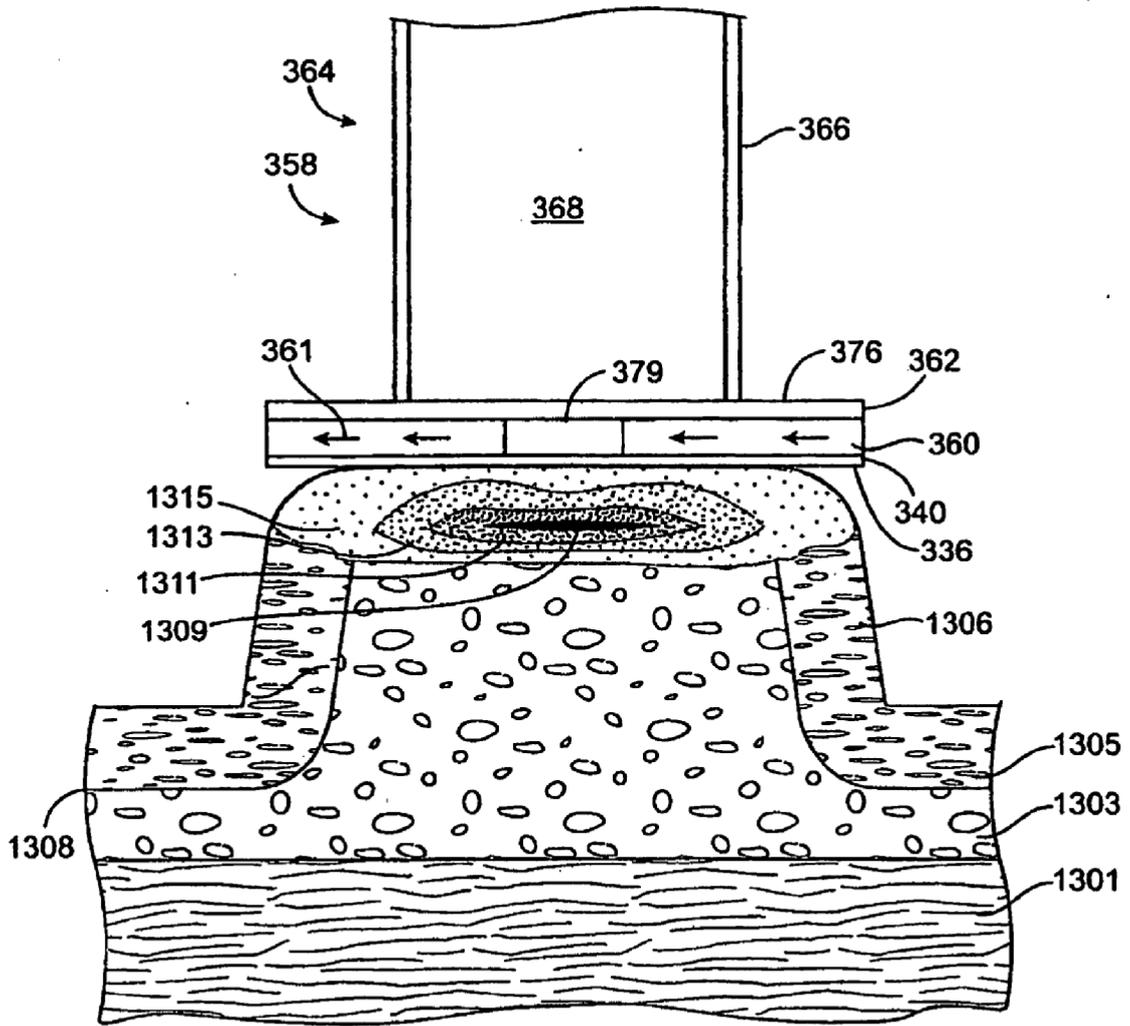


FIG. 51