

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 618 375**

51 Int. Cl.:

H05H 1/24 (2006.01)

H05H 1/36 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.07.2010 PCT/EP2010/060641**

87 Fecha y número de publicación internacional: **26.01.2012 WO2012010207**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.07.2010 E 10734147 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.12.2016 EP 2596687**

54 Título: **Flujos de plasma de oscilación volumétrica**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
21.06.2017

73 Titular/es:

**PLASMA SURGICAL INVESTMENTS LIMITED
(100.0%)
Sea Meadow House P.O. Box 116 Road Town
Tortola, VG**

72 Inventor/es:

SUSLOV, NIKOLAY

74 Agente/Representante:

SUGRAÑES MOLINÉ, Pedro

ES 2 618 375 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

Flujos de plasma de oscilación volumétrica

5 1 Campo de invención

La presente invención se refiere a flujos de plasma de oscilación volumétrica. Adicionalmente, la presente invención se refiere a sistemas y métodos para generar flujos de plasma de oscilación volumétrica y a las aplicaciones prácticas de los flujos de plasma de oscilación volumétrica.

10 2 Antecedentes

Los dispositivos de generación de plasma desempeñan un papel importante en muchas áreas. Por ejemplo, se usa un plasma en pantallas, tales como televisores y monitores de ordenador, espectrografía, en aplicaciones de pulverización tales como recubrimiento, y en medicina. En medicina, se usa un plasma para el alivio del dolor, la prevención de la propagación de la infección y la cirugía.

Tres tareas básicas que realiza un cirujano durante una cirugía son corte, vaporización y coagulación de tejido. Generalmente, el corte se refiere a la separación del tejido; vaporización se refiere a la destrucción controlada de tejido; y coagulación se refiere a la detención de hemorragia del tejido o los vasos sanguíneos en el tejido. La mayor parte de las cirugías abiertas, e incluso laparoscópicas, implican corte y coagulación de tejido. Algunas cirugías, tales como la extirpación de nódulos tumorales, también implican vaporización de tejido.

Se conoce en la técnica el uso de plasma para llevar a cabo estas tres tareas. En general, para llevar a cabo estas tareas, se dirige un flujo de plasma al tejido tratado, lo que lleva a cabo determinados efectos térmicos en el tejido. Para el corte y la vaporización, estos efectos térmicos son la sublimación y extirpación de tejido. Para la coagulación, el efecto térmico deseado es la creación de una capa sellante de tejido necrótico que impide la hemorragia adicional. Aunque se considera el plasma un modo superior de llevar a cabo las tres tareas, todavía sigue habiendo problemas con el uso de plasma.

Actualmente, un cirujano usa normalmente un dispositivo dedicado para cada una de las tres tareas quirúrgicas. Aunque esto garantiza que cada dispositivo se adapta bien a la función que está realizando, el cambio de una tarea a otra requiere el cambio de dispositivos. En un procedimiento típico, el cirujano necesitará constantemente cambiar de una función a otra, ya que el corte y la vaporización de tejido dejan al descubierto nuevo tejido con hemorragia que debe coagularse. El cambio de dispositivos durante la cirugía aumenta la duración y complejidad del procedimiento, e incrementa el riesgo para el paciente. En cirugía laparoscópica en particular, cuando los dispositivos están miniaturizados y se insertan en las cavidades corporales del paciente, el cambio de dispositivos frecuentemente es problemático. Actualmente, no existen dispositivos conocidos que puedan realizar las tres funciones suficientemente bien como para que un cirujano renuncie al uso de dispositivos especializados en favor de un solo dispositivo todo en uno.

El documento WO 2009/018837 A1 da a conocer un dispositivo y un método para generar un plasma pulsado.

El documento WO 02/30308 da a conocer un aparato quirúrgico para la extracción de átomos de gas inerte de alta energía de un generador de plasma pulsado.

Incluso el uso de dispositivos quirúrgicos de plasma especializados tiene problemas subyacentes. Por ejemplo, un dispositivo de plasma adoptado específicamente para el corte tenía que tener un pequeño diámetro de salida que da como resultado un flujo de plasma turbulento adecuado para el corte. El pequeño diámetro de salida hace que no puedan usarse tales dispositivos para la coagulación, lo que requiere generalmente un diámetro de punto relativamente grande. Además, el corte del tejido con un dispositivo de este tipo da como resultado hemorragia que no sólo afecta a la visibilidad del cirujano del tejido tratado sino que, si no se detiene de manera oportuna, era peligroso para el paciente. Como otro ejemplo, los dispositivos de plasma adoptados para la coagulación no podían detener hemorragias a alta velocidad. La detención de hemorragias incluso de velocidad media requiere una experiencia importante con el dispositivo.

Por consiguiente, existe la necesidad en la técnica de sistemas y métodos que permitan un control mejorado con respecto a las propiedades volumétricas de flujos de plasma. En particular, existe la necesidad de sistemas que lleven a cabo las tres tareas quirúrgicas de corte, vaporización y coagulación. Preferiblemente, el sistema realizará las tres tareas quirúrgicas al menos tan bien como los dispositivos conocidos actualmente.

60 3 Sumario de la invención

Se satisface esta necesidad mediante flujo de plasma de oscilación volumétrica así como sistemas y métodos para su generación. Específicamente, un flujo de plasma de oscilación volumétrica es un flujo de plasma en aire, teniendo el flujo un eje direccional y una zona activa definida por un plasma que tiene una temperatura por encima de un

umbral, en el que la zona activa se expande y se contrae volumétricamente a lo largo del tiempo según un patrón controlado. El procedimiento con oscilaciones volumétricas comprende expandir de manera controlable una zona de un flujo de plasma que tiene una temperatura por encima de un umbral y contraer de manera controlable la zona de un flujo de plasma que tiene una temperatura por encima del umbral el flujo de plasma.

5 Un sistema para generar flujo de plasma de oscilación volumétrica comprende una fuente de alimentación que puede generar una corriente eléctrica que tiene un nivel de corriente bajo distinto de cero y pulsos que alcanzan un nivel de corriente alto (de hasta 50 A), en el que los pulsos tienen una velocidad en rampa de al menos 25 A por 10 μ s, y un dispositivo de generación de plasma que puede (1) calentar un gas de generación de plasma hasta una primera temperatura con el nivel de corriente bajo de la corriente eléctrica, en el que la primera temperatura es de al menos 10.000 K, (2) calentar el gas de generación de plasma hasta una segunda temperatura con el nivel alto de la corriente eléctrica, en el que la segunda temperatura es de al menos 10.000 K por encima de la primera temperatura; y (3) descargar el gas de generación de plasma calentado como un flujo de plasma que se expande en volumen durante los pulsos de corriente eléctrica. El dispositivo de generación de plasma comprende un ánodo que forma una porción de un canal de plasma que tiene una salida con un diámetro de 0,3 - 0,8 mm. El gas de generación de plasma se suministra al dispositivo de generación de plasma a un caudal de 0,1 - 0,6 l/min a temperatura ambiente. El dispositivo de generación de plasma puede contener un canal de refrigeración con una salida cerca de la salida del canal de plasma que puede descargar un refrigerante. Adicionalmente, el dispositivo de generación de plasma puede comprender un conjunto de cátodo que comprende múltiples cátodos.

20 También se proporciona un método para generar un flujo de plasma cuyo volumen varía con el tiempo usando un dispositivo de generación de plasma que tiene una salida. El método comprende: (1) suministrar un gas de generación de plasma al dispositivo de generación de plasma, (2) proporcionar una energía con una densidad de potencia al gas de generación de plasma para formar un flujo de plasma, en el que la densidad de potencia cambia según un patrón controlado que tiene un nivel bajo y un nivel alto, y (3) descargar desde la salida del dispositivo de generación de plasma el flujo de plasma variable volumétricamente que alterna entre un plasma de baja intensidad con una temperatura en la salida de al menos 10.000 K, y un plasma de alta intensidad con una temperatura en la salida de al menos 10.000 K por encima de la temperatura del plasma de baja intensidad en la salida, y en el que el plasma de baja intensidad corresponde a la energía con la densidad de potencia de nivel bajo y el plasma de alta intensidad corresponde a la energía con el nivel de densidad de potencia de alta intensidad.

35 Para aplicaciones médicas, el umbral que define la zona de plasma activo es de aproximadamente 10.000 K. Una porción del plasma cuando se contrae la zona activa tiene una primera temperatura de al menos 10.000 K, y la porción del plasma cuando se expande la zona activa tiene una segunda temperatura al menos 10.000 K por encima de la primera temperatura. El patrón controlado puede proporcionarse mediante una fuente de alimentación que puede generar una onda de corriente que tiene un nivel de corriente bajo de 3 - 10 A y pulsos que alcanzan un nivel de corriente alto de 25 - 30 A. La velocidad en rampa de los pulsos es de al menos 25 A por 10 μ s. Dependiendo de la aplicación, la onda de corriente puede ser una onda de corriente pulsatoria polarizada de alta frecuencia con una frecuencia de por encima de 2.000 Hz (preferiblemente por encima de 20.000 Hz) y un ciclo de trabajo de 0,05 - 0,15, una onda de corriente pulsatoria polarizada de baja frecuencia con una frecuencia de 20 - 100 Hz y un ciclo de trabajo de 0,05 - 0,15, o una onda de corriente pulsatoria polarizada modulada en la que se modula una onda de alta frecuencia mediante una onda de baja frecuencia, siendo el ciclo de trabajo de la onda de alta frecuencia de 0,35 - 0,65 y siendo el ciclo de trabajo de la onda de baja frecuencia de 0,05 - 0,15.

45 Las aplicaciones de los flujos de plasma de oscilación volumétrica incluyen aplicaciones quirúrgicas, tales como las tareas de corte, coagulación y vaporización de tejido. Para el corte, se usa una onda pulsatoria polarizada de alta frecuencia y el operario mueve el dispositivo de manera adyacente al tejido para realizar un corte. Para una frecuencia por encima de 20.000 Hz, el tejido disecado se coagula durante el corte debido al efecto de cavitación en el tejido creado mediante ondas acústicas ultrasónicas generadas a esta frecuencia. Este efecto de cavitación también mejora el sellado de vasos sanguíneos. Para la tarea de vaporización, se usa una onda pulsatoria polarizada de alta frecuencia. El operario mueve el dispositivo a una distancia de aproximadamente 2 - 5 mm desde el tejido. Para frecuencias por encima de 20.000 Hz, el tejido se coagula inmediatamente y se sellan los vasos a medida que quedan al descubierto. Para la tarea de coagulación, se usa una onda pulsatoria polarizada de baja frecuencia. El operario sostiene el dispositivo a la distancia de aproximadamente 10 - 30 mm desde el tejido. Para un efecto de coagulación mejorado, se usa una onda pulsatoria polarizada modulada para crear el efecto de cavitación a partir de la coagulación y el sellado de vasos mejorados. Puede usarse el mismo sistema para las tres tareas quirúrgicas de corte, vaporización y coagulación.

60 Asimismo, pueden usarse flujos de plasma de oscilación volumétrica para aplicaciones no quirúrgicas, tales como tratamiento del dolor, cosméticos, eliminación de desechos, limpieza de superficies y otros.

4 Breve descripción de los dibujos

65 La figura 1A ilustra la estructura de un flujo de plasma típico generado con un dispositivo de generación de plasma;

la figura 1B es una gráfica de la temperatura de un flujo de plasma típico a lo largo del eje del flujo de plasma;

la figura 2 es una gráfica de la temperatura a lo largo del eje del flujo de plasma de varios flujos de plasma generados mediante un dispositivo de generación de plasma con un diámetro de salida de 0,5 mm;

5 la figura 3 ilustra el volumen de plasma activo para un flujo de plasma típico;

la figura 4A es una gráfica de la temperatura de un flujo de plasma de oscilación volumétrica a lo largo del tiempo durante una única oscilación;

10 las figuras 4B-G ilustran el comportamiento característico de partículas de plasma en diferentes etapas de una oscilación volumétrica;

la figura 5 ilustra un flujo de plasma de oscilación volumétrica;

15 la figura 6 ilustra una realización de un sistema que puede proporcionar flujos de plasma de oscilación volumétrica;

la figura 7 ilustra una sección transversal longitudinal de un dispositivo de generación de plasma con múltiples electrodos;

20 la figura 8 ilustra una sección transversal longitudinal de una realización alternativa de un dispositivo de generación de plasma con múltiples electrodos que tiene un canal de plasma que comprende una porción de expansión;

la figura 9 ilustra una forma de onda de corriente periódica arbitraria para generar un flujo de plasma de oscilación volumétrica;

25 la figura 10 muestra una fuente de alimentación que usa tres fuentes de corriente a partir de la que produce diversas ondas de corriente para generar flujos de plasma de oscilación volumétrica;

la figura 11 ilustra una onda de corriente pulsatoria polarizada;

30 la figura 12 ilustra una onda pulsatoria polarizada modulada a modo de ejemplo;

las figuras 13A-B ilustran diversas formas de onda de corriente usadas para generar flujos de plasma de oscilación volumétrica;

35 la figura 14A ilustra una sección transversal longitudinal de una realización alternativa de un dispositivo de generación de plasma adaptado específicamente para la generación de flujos de plasma intermitentes de oscilación volumétrica;

40 la figura 14B ilustra un conjunto de múltiples cátodos especializado para su uso en el dispositivo mostrado en la figura 14A;

la figura 15A ilustra un único periodo de una onda de tensión que puede aplicarse entre el cátodo y el ánodo para generar un flujo de plasma intermitente;

45 la figura 15B ilustra un único periodo de una onda de corriente que puede hacerse pasar a través del cátodo y el ánodo para generar un flujo de plasma intermitente;

50 la figura 15C ilustra un único periodo de una onda de corriente que puede hacerse pasar a través del cátodo y el ánodo para generar un flujo de plasma intermitente de oscilación volumétrica;

la figura 16 ilustra una realización alternativa de un dispositivo de generación de plasma con múltiples electrodos que comprende canales de refrigeración de flujo directo;

55 la figura 17A ilustra una onda de corriente pulsatoria polarizada de alta frecuencia;

la figura 17B ilustra una onda de corriente pulsatoria polarizada de baja frecuencia;

la figura 17C ilustra una onda de corriente pulsatoria polarizada modulada;

60 la figura 18A ilustra plasma activo durante un intervalo de baja intensidad de un flujo de plasma de oscilación volumétrica;

65 la figura 18B ilustra plasma activo durante un intervalo de alta intensidad de un flujo de plasma de oscilación volumétrica de alta frecuencia;

- la figura 18C ilustra plasma activo durante un intervalo de alta intensidad de un flujo de plasma de oscilación volumétrica de baja frecuencia;
- 5 las figuras 19A-C ilustran las diferencias en volumen entre un flujo de plasma continuo y el plasma de alta intensidad de flujos de plasma de oscilación volumétrica con baja y alta frecuencia;
- la figura 20A ilustra un flujo de plasma de oscilación volumétrica con un intervalo de alta intensidad relativamente corto;
- 10 la figura 20B ilustra un flujo de plasma de oscilación volumétrica con un intervalo de alta intensidad relativamente largo;
- las figuras 21A-C son gráficas que muestran las componentes de corriente y presión dinámica para un flujo de plasma continuo;
- 15 las figuras 21D-F son gráficas que muestran las componentes de corriente y presión dinámica para un flujo de plasma de oscilación axial;
- las figuras 22A-D ilustran el efecto de la componente radial de la presión dinámica sobre la anchura de un flujo de plasma de oscilación axial;
- 20 la figura 23 es una gráfica de la longitud del flujo de plasma de alta intensidad en función del periodo de oscilación;
- la figura 24 ilustra un sitio quirúrgico creado mediante la disección de tejido durante la cirugía;
- 25 la figura 25 ilustra un sitio quirúrgico en el que el flujo sanguíneo se ha detenido formando una capa sellante que cubre el tejido subyacente;
- la figura 26A ilustra un flujo de plasma continuo que forma una capa sellante;
- 30 la figura 26B es una gráfica del flujo calorífico en función de la distancia desde la superficie del tejido;
- las figuras 27A-C ilustran una rápida sublimación de tejido durante la coagulación con un flujo de plasma continuo que tiene un flujo calorífico relativamente alto;
- 35 la figura 28 es una gráfica que ilustra el flujo calorífico en función de la distancia desde la superficie del tejido para flujos de plasma de diversas intensidades;
- las figuras 29A-B ilustra la aplicación de una única oscilación de un flujo de plasma de oscilación volumétrica a un tejido;
- 40 las figuras 30A-F ilustran la coagulación con un flujo de plasma de oscilación axial a lo largo de tres oscilaciones;
- la figura 31A ilustra la región superficial de un tejido al final del intervalo de baja intensidad de una oscilación de flujo de plasma;
- 45 la figura 31B ilustra la región superficial de un tejido después del intervalo de alta intensidad de una oscilación de flujo de plasma;
- 50 la figura 32 ilustra una capa sellante completada formada por un flujo de plasma de oscilación axial;
- la figura 33A ilustra un sitio quirúrgico cubierto de sangre;
- la figura 33B ilustra un operario que barre un flujo de plasma de oscilación volumétrica sobre un sitio quirúrgico;
- 55 las figuras 34A-C ilustran el efecto de un flujo de plasma de oscilación volumétrica a medida que se barre a través de un sitio quirúrgico;
- la figura 35 ilustra una capa sellante de grosor variable;
- 60 la figura 36 es una gráfica de la temperatura de un flujo de plasma de oscilación volumétrica a lo largo del eje del flujo de plasma tanto durante el intervalo de alta intensidad como durante el intervalo de baja intensidad;
- la figura 37 ilustra un operario que barre un flujo de plasma continuo sobre un sitio quirúrgico;
- 65 la figura 38 es una gráfica del flujo calorífico de vaporización representado gráficamente para tres velocidades de

hemorragia diferentes en función del intervalo de alta intensidad;

la figura 39 es una gráfica de la aproximación de tiempo corto y la simulación numérica de formación de capa compacta en función del intervalo de baja intensidad;

5 la figura 40 es una gráfica de la velocidad de formación de capa compacta en función del intervalo de baja intensidad representado gráficamente basándose en datos experimentales;

10 la figura 41 es una gráfica del grosor de la capa compacta en función del número de oscilaciones para varias frecuencias diferentes;

la figura 42 ilustra un sitio quirúrgico parcialmente coagulado con un vaso sanguíneo al descubierto;

15 las figuras 43A-C ilustran la aplicación de plasma de oscilación axial para sellar un vaso sanguíneo;

la figura 44 es una gráfica del radio de una burbuja en función del tiempo bajo la influencia de cavitación ultrasónica;

las figuras 45A-C ilustran el proceso de corte con un flujo de plasma continuo típico de la técnica anterior;

20 las figuras 46A-C ilustran el proceso de corte con un flujo de plasma de oscilación radial;

la figura 47 ilustra la componente radial de un flujo de plasma de oscilación radial que sella un vaso sanguíneo;

25 las figuras 48A-E ilustran la vaporización de un tumor con un flujo de plasma de oscilación volumétrica;

las figuras 49A-B ilustran un flujo de plasma de oscilación volumétrica que sella un vaso sanguíneo al descubierto durante la vaporización;

30 la figura 50 ilustra un sistema de eliminación de desechos con plasma de oscilación volumétrica.

5 Descripción detallada de las realizaciones

5.1 Introducción al plasma de oscilación volumétrica

35 A modo de introducción, un flujo de plasma es una corriente de partículas de gas en la que un número no despreciable de las partículas de gas están ionizadas. Un modo común de generación de un flujo de plasma es calentar una corriente de gas, denominado gas de generación de plasma, hasta una temperatura suficientemente alta como para ionizar una porción de las partículas de gas. La figura 1A ilustra una sección transversal longitudinal de un flujo de plasma típico generado de esta manera. El flujo de plasma 1 se descarga mediante un dispositivo de
40 generación de plasma que comprende la punta 2 que tiene una salida 3. El flujo de plasma 1 se propaga alejándose de la punta 2 a lo largo del eje del flujo de plasma 4. En determinadas condiciones de flujo, el flujo de plasma 1 sigue siendo laminar y no se mezcla significativamente con el medio circundante 5, que es normalmente aire. Un flujo laminar, tal como el flujo de plasma 1, se caracteriza por una alta concentración de energía en el núcleo del flujo, es decir, en, o en las proximidades de, el eje 4, y una rápida disminución de temperatura radial. Normalmente, la
45 distribución de energía y temperatura en el flujo de plasma 1 de manera transversal al eje del flujo de plasma 4 es sustancialmente parabólica.

Un flujo de plasma con una distribución de temperatura sustancialmente parabólica de manera transversal al eje del flujo de plasma 4 no tiene una única temperatura. Sin embargo, para muchos propósitos, resulta útil caracterizar el
50 flujo de plasma con una única temperatura representativa. Un modo de caracterizar la temperatura del flujo de plasma es considerar la temperatura en el núcleo del flujo. Otro modo de caracterizar la temperatura del flujo de plasma es considerar la temperatura promedio en el flujo en una sección transversal dada. El término "temperatura de salida" y sus variaciones se refieren a una temperatura representativa, preferiblemente la temperatura del núcleo, del flujo de plasma a medida que se descarga a través de la salida 3.

55 La temperatura del flujo de plasma 1 disminuye a medida que se propaga a lo largo del eje 4 alejándose de la salida 3. El flujo de plasma 1 tiene una región proximal 6 con una temperatura próxima a la temperatura de salida del flujo de plasma a medida que se descarga desde la salida 3. El flujo de plasma 1 también tiene una región distal 7 con una menor temperatura. Dado que existe un escaso mezclado con el medio circundante 5, un flujo de plasma laminar mantiene una temperatura sustancialmente uniforme en la región 7 a lo largo de una distancia significativa
60 alejándose de la salida 3. La figura 1B muestra una representación gráfica de la temperatura del flujo de plasma a lo largo del eje del flujo de plasma 4. La región 10 y la región 11 en la figura 1B corresponden a las temperaturas halladas en la región proximal 6 y la región distal 7 en la figura 1A, respectivamente. Tal como se observa a partir de la figura 1B, la temperatura del flujo de plasma mantiene una temperatura relativamente constante por la región 10.
65 A la distancia 9 desde el dispositivo de generación de plasma, la temperatura del flujo de plasma disminuye significativamente. En la región 11, el flujo de plasma mantiene una temperatura relativamente constante. La

distancia 9, a la que el flujo de plasma experimenta la disminución de temperatura más significativa, se considera un punto de demarcación entre la región proximal 6 y la región distal 7.

La figura 2 muestra una serie de mediciones de temperatura del plasma tomadas a diversas distancias desde un dispositivo de generación de plasma. El diámetro de la salida 3 usado para estas mediciones fue de 0,5 mm. Cada línea en la figura 2 representa una temperatura de salida diferente. Cada línea presenta claramente una región proximal y una región distal tal como se describió anteriormente. Tal como se observa a partir de la figura 2, a medida que aumenta la temperatura de salida del flujo de plasma, las regiones proximal y distal se extienden a lo largo de mayores distancias alejándose de la salida 3 del dispositivo de generación de plasma.

No existe un límite claro del flujo de plasma. Para los propósitos de esta divulgación, los análisis de oscilaciones de plasma volumétricas deben entenderse como oscilaciones volumétricas de "plasma activo". En esta divulgación, plasma activo se define como plasma con una temperatura por encima de determinado umbral de interés. Por ejemplo, para aplicaciones quirúrgicas, tal umbral puede ser de 10.000 K. Para algunas aplicaciones industriales, este umbral puede ser mayor, mientras que para aplicaciones cosméticas este umbral puede ser menor. Un plasma con una temperatura menor que un umbral dado, en el exterior del límite de plasma activo, puede tener todavía efectos beneficiosos. En esta divulgación, este "plasma activo" proporciona un modo de describir convenientemente el volumen (o zona) de un flujo de plasma, pero no pretende delimitar la porción del mismo que puede ser plasma útil. Para la figura 2, el umbral de plasma activo ilustrado es de 10.000 K.

Con referencia al tamaño de un flujo de plasma, para los propósitos de esta divulgación, el término "volumen" se define como el espacio ocupado por plasma activo. Cuando el flujo de plasma descargado desde la salida 3 tiene una temperatura relativamente alta, el plasma tanto en la región proximal 6 como en la región distal 7 puede contener plasma activo. Por consiguiente, el volumen de un flujo de plasma de este tipo abarcaría estas dos regiones. Por ejemplo, en la figura 2 la curva correspondiente a un flujo de plasma con una temperatura de salida de 15.000 K muestra una región distal con una temperatura de aproximadamente 12.000 K. Para un flujo de plasma con una temperatura de salida relativamente baja, por ejemplo, de aproximadamente 12.000 K, sólo la región proximal contiene plasma activo. En este caso, el volumen del flujo de plasma es significativamente más pequeño. Los flujos de plasma con una temperatura de salida menor al umbral de plasma activo no tienen por definición plasma activo y tampoco volumen.

Los términos "longitud" y "anchura", con referencia al flujo de plasma se definen de manera similar a "volumen". La "longitud" de un flujo de plasma es la distancia entre la salida 3 y el punto a lo largo del eje del flujo de plasma 4 en el que la temperatura disminuye por debajo de 10.000 K. La figura 3 muestra un flujo de plasma con el volumen de plasma activo 20. La longitud de este flujo de plasma es la distancia entre la salida 3 y el punto 21 a lo largo del eje del flujo de plasma 4. La "anchura" de un flujo de plasma a una distancia dada desde la salida 3 se define como el diámetro de una sección transversal del flujo de plasma activo de manera transversal al eje del flujo de plasma 4. Por ejemplo, el flujo de plasma en la figura 3 tiene una anchura máxima en el plano 22, que es el diámetro de la región en el plano 22 ocupada por plasma activo. El término "diámetro de punto" se refiere a la anchura del flujo de plasma en el punto en el que entra en contacto con un sustrato, tal como un tejido.

En una realización preferida, se genera plasma de oscilación volumétrica con un dispositivo de generación de plasma con componentes anulares. En esta realización, dado que la salida 3 es circular, y como resultado una sección transversal del flujo de plasma, la anchura del flujo de plasma es sustancialmente igual en cualquier ángulo en la sección transversal. En otras realizaciones, la anchura del flujo de plasma puede diferir cuando se mide en diferentes ángulos. En esas realizaciones, por conveniencia de notación, la anchura de un flujo de plasma se define como el mayor diámetro de la sección transversal del plasma activo de manera transversal al eje del flujo de plasma 4.

Un "flujo de plasma de oscilación volumétrica", tal como se usa el término en el presente documento, se refiere a un flujo de plasma cuyo volumen varía en el tiempo mediante expansión y contracción. Preferiblemente, estas variaciones volumétricas se controlan. Para aplicaciones médicas, por ejemplo, se logra el mayor beneficio cuando el volumen del plasma varía según un patrón periódico.

Puede crearse un flujo de plasma de oscilación volumétrica proporcionando al gas de generación de plasma energía con una densidad de potencia que oscila en el tiempo entre un nivel bajo durante un intervalo de baja intensidad y un nivel alto durante un intervalo de alta intensidad. Proporcionar energía con un nivel bajo densidad de potencia al gas de generación de plasma da como resultado la generación de plasma de baja intensidad, mientras que proporcionar energía con un nivel alto densidad de potencia da como resultado generación de plasma de alta intensidad.

La energía adicional proporcionada al gas de generación de plasma durante el intervalo de alta intensidad, en comparación con el intervalo de baja intensidad, da como resultado un aumento de la temperatura del flujo de plasma. En una realización preferida, se suministra energía haciendo pasar una corriente eléctrica a través del gas de generación de plasma a medida que fluye a través de un dispositivo de generación de plasma. En realizaciones alternativas, la energía puede suministrarse al gas de generación de plasma usando microondas o por medio de

campos electromagnéticos tal como se conoce en la técnica. El flujo de plasma generado mediante una energía con densidad de potencia oscilante, proporcionada al gas de generación de plasma, tiene un volumen que oscila en el tiempo con la misma frecuencia que la energía.

5 Una forma de onda de corriente a modo de ejemplo que cumple los criterios de suministrar un nivel bajo de densidad de potencia y un nivel alto de densidad de potencia al gas de generación de plasma es una onda pulsatoria polarizada, en la que se polariza la corriente en un nivel bajo, denominado "nivel de polarización" y tiene pulsos que alcanzan un nivel alto, denominado "nivel de pulso". Las figuras 4A-F ilustran el comportamiento de las partículas de plasma en diferentes momentos durante un único periodo de una oscilación volumétrica de onda pulsatoria polarizada. La figura 4A muestra la temperatura del plasma en función del tiempo, comenzando a una baja temperatura correspondiente a un plasma de baja intensidad durante un intervalo de tiempo correspondiente a la corriente de polarización, luego elevándose rápidamente hasta una alta temperatura correspondiente a un plasma de alta intensidad durante un intervalo de tiempo correspondiente a la corriente de pulso, y luego volviendo rápidamente a la baja temperatura correspondiente al plasma de baja intensidad durante el intervalo de tiempo correspondiente a la siguiente corriente de polarización. El comportamiento característico de las partículas en las etapas mostradas en la figura 4A se muestra en las figuras 4B-F, respectivamente.

Tal como se muestra en la figura 4B, partículas relativamente lentas 71, correspondientes al plasma de baja intensidad, se desplazan a lo largo del eje del flujo de plasma. Se muestran las velocidades de partícula mediante sus vectores de velocidad asociados. Debido a una temperatura relativamente baja, partículas 71 tienen una densidad relativamente alta. Tal como se muestra en la figura 4C, a medida que aumenta rápidamente la temperatura del flujo de plasma al comienzo del intervalo de alta intensidad, se aceleran partículas 73 hasta una mayor velocidad que la velocidad de las partículas 71. Debido a una temperatura relativamente alta, las partículas 73 tienen una densidad relativamente baja. Estas escasas partículas de movimiento rápido 73 se desplazan a una alta velocidad y rápidamente alcanzan a densas partículas de movimiento lento 71 aguas abajo en el flujo de plasma. Tal como se muestra la figura 4D, las colisiones entre las escasas partículas de movimiento rápido 73 y las densas partículas de movimiento lento 71 hacen que se dispersen las partículas de plasma. Las partículas dispersas 74 tienen ahora componentes para sus vectores de velocidad en ambas direcciones radial y axial. Esta dispersión hace que la anchura del flujo de plasma aumente, marcando el comienzo de una oscilación radial. Este proceso es análogo a una única bola de billar que choca con un grupo de bolas de billar, dispersando todas en diferentes direcciones después del choque.

En un determinado tiempo, denominado tiempo de transición $t_{transición}$, las partículas de baja densidad y movimiento rápido del plasma de alta intensidad han empujado lejos todas las partículas de baja intensidad y alta densidad del plasma de baja intensidad. Después de eso, las partículas de baja densidad y movimiento rápido del plasma de alta intensidad se propagan sin trabas a lo largo del eje del flujo de plasma. En este tiempo, mostrado en la figura 4E, la longitud del flujo de plasma comienza a aumentar, marcando el comienzo de una oscilación axial.

En la figura 4F, con la disminución de temperatura, provocada por la disminución de la corriente al final del pulso, la velocidad de las partículas descargadas desde el dispositivo disminuye y la densidad del plasma aumenta. Esto crea una separación de presión 75 dado que las partículas de movimiento lento 71 del siguiente intervalo de baja intensidad no alcanzan a las partículas de movimiento rápido 73.

Si se hace disminuir la corriente hasta el nivel de polarización antes del tiempo de transición $t_{transición}$, la longitud del flujo de plasma no tiene oportunidad de aumentar. En esta situación, el flujo de plasma sólo experimentaría los procesos mostrados en las figuras 4B, 4C, 4D, y 4G. Por tanto, un pulso de corriente que es más corto que el tiempo de transición $t_{transición}$ produce una oscilación predominantemente radial, mientras que un pulso de corriente que es más largo que el tiempo de transición $t_{transición}$ produce una oscilación predominantemente axial que está precedida por una única expansión radial. Se producen oscilaciones volumétricas mediante el aumento y la disminución repetidos de la corriente suministrada. En esta divulgación, el término "flujo de plasma de oscilación radial" y sus derivados se refieren a un flujo de plasma de oscilación volumétrica con oscilaciones radiales y oscilaciones axiales a pequeña escala, es decir, oscilaciones que no superan en un orden de magnitud el tamaño del diámetro de salida. El término "flujo de plasma de oscilación axial" y sus derivados se refieren a un flujo de plasma de oscilación volumétrica con oscilaciones predominantemente axiales a gran escala, es decir, oscilaciones que superan en un orden de magnitud el tamaño del diámetro de salida. Sin embargo, debe entenderse que flujo de plasma de oscilación axial se inicia con una expansión radial.

Otro modo de describir un flujo de plasma de oscilación volumétrica es mediante la observación de su comportamiento en un espacio con un volumen constante. En este espacio fijo, una porción del espacio está ocupado por plasma y la porción restante está ocupada por el medio circundante. Tal medio es normalmente aire, pero puede ser otro gas, o incluso un líquido por ejemplo en determinadas cirugías laparoscópicas o incluso aplicaciones submarinas. Para un flujo de plasma de oscilación volumétrica, la porción del espacio ocupada por plasma oscila en el tiempo. A la inversa, la porción del espacio ocupada por el medio circundante también oscila. En el espacio fijo, durante un intervalo de baja intensidad, el plasma ocupa una porción más pequeña del espacio que durante un intervalo de alta intensidad. En una realización preferida, el plasma de baja intensidad tiene una porción con una temperatura de al menos 10.000 K y el plasma de alta intensidad tiene una porción con una temperatura al

menos 10.000 K por encima a la temperatura del plasma de baja intensidad. Debe indicarse que la porción del espacio ocupada por plasma y el medio circundante no son necesariamente contiguos. Las partículas de plasma pueden dispersarse a través del medio circundante tal como se muestra en la figura 5. Además, dado que las densidades del plasma y el medio circundante pueden ser ampliamente diferentes, determinados métodos de cálculo de volumen deben tener en cuenta la densidad.

Un modo alternativo de caracterizar un flujo de plasma de oscilación volumétrica es mediante expansión y contracción de plasma activo. En una realización preferida, la expansión y contracciones son según un patrón controlado.

Los flujos de plasma de oscilación volumétrica también producen ondas acústicas. Brevemente, en el momento de la expansión del flujo de plasma, cuando la temperatura del plasma se eleva rápidamente, se desplaza aire por el flujo de plasma en expansión. En el momento de la contracción del flujo de plasma, cuando la temperatura del plasma rápidamente disminuye, se introduce el aire en la región a baja presión resultante que estaba justamente ocupada por las partículas de plasma de movimiento rápido. Cuando el flujo de plasma oscila repetidamente, estos movimientos de aire forman una onda acústica.

Los flujos de plasma de oscilación volumétrica son útiles en una variedad de aplicaciones, para las que no es ideal el uso de flujos de plasma continuos, producidos con suministro de energía constante. Las aplicaciones ilustrativas en esta divulgación son en el campo médico. Otras aplicaciones incluyen, entre otros, aplicaciones de tratamiento de componentes electrónicos, cosméticos y eliminación de desechos.

5.2 Sistema

Haciendo referencia a la figura 6, una realización de un sistema que puede proporcionar un flujo de plasma de oscilación volumétrica comprende generalmente una consola 31 y un dispositivo de generación de plasma 32. En una realización preferida, la consola 31 proporciona energía en forma de una corriente eléctrica, gas de generación de plasma y refrigerante al dispositivo de generación de plasma 32 a través del conector 33. La consola 31 tiene preferiblemente un conjunto de circuitos de control, tal como un procesador, para hacer funcionar el dispositivo de generación de plasma 32 y una interfaz de usuario que se compone de una pantalla y controles. Un operario programa el modo de funcionamiento del sistema con los controles de la consola 31 según parámetros para una aplicación dada, luego usa el dispositivo de generación de plasma 32 para descargar un flujo de plasma.

En una realización preferida adoptada específicamente para uso quirúrgico, el dispositivo de generación de plasma 32 es un dispositivo quirúrgico portátil. El operario puede ser un profesional médico formado, tal como un cirujano. El dispositivo de generación de plasma 32 puede adaptarse para realizar cirugía abierta o laparoscópica.

La figura 7 muestra una sección transversal longitudinal de un dispositivo de generación de plasma con múltiples electrodos 41 adecuado para generar flujos de plasma de oscilación volumétrica. El dispositivo de generación de plasma 41 comprende un ánodo 42, un cátodo 43 y varios electrodos intermedios 46', 46'', 46'''. Dependiendo de la aplicación, el número de los electrodos intermedios puede variar. Junto con el ánodo 42, los electrodos intermedios 46', 46'', 46''' forman un canal de plasma. El diámetro de la sección transversal de este canal de plasma puede variar con la distancia desde el cátodo. La figura 7 muestra un canal de plasma que comprende dos porciones independientes con diferentes diámetros de la sección transversal. La porción de calentamiento de canal de plasma 58 está formada por los electrodos intermedios 46', 46'' y 46'''. El ánodo 42 forma la porción de ánodo del canal de plasma 45. En esta realización el diámetro de la sección transversal de la porción de calentamiento de canal de plasma 58 es ligeramente menor que el de la porción de ánodo del canal de plasma 45. En la realización preferida, el diámetro de la sección transversal de la porción de ánodo del canal de plasma 45 corresponde al diámetro de la salida 3, que es uno de los parámetros clave que controlan las propiedades del flujo de plasma generado. Los electrodos intermedios 46', 46'', 46''' y el ánodo 42 están separados del contacto directo entre sí mediante aislantes anulares 47', 47'', 47'''. El manguito 44 forma el canal de suministro de gas 59 que discurre a lo largo del cátodo 43 al interior de la cámara de cátodo 49 que alberga la punta 48 del cátodo 43.

Durante el funcionamiento, el gas de generación de plasma se suministra al dispositivo de generación de plasma 41. Una vez en el dispositivo de generación de plasma, el gas de generación de plasma se hace pasar a la cámara de plasma 49 y luego a la porción de calentamiento de canal de plasma 58 a través del canal de suministro de gas 44. Desde ahí, el gas de generación de plasma entra en la porción de ánodo del canal de plasma 45. Después de atravesar la porción de ánodo del canal de plasma 45, el gas de generación de plasma se descarga a través de la salida 3. El gas de generación de plasma es preferiblemente argón. Alternativamente, puede usarse un gas inerte o aire como gas de generación de plasma. Se genera un flujo de plasma mediante calentamiento del gas de generación de plasma a medida que pasa a través de la porción de calentamiento de canal de plasma 58. En la realización preferida, la energía para calentar el flujo de plasma en la porción de calentamiento de canal de plasma 58 se transfiere al gas de generación de plasma mediante un arco eléctrico establecido entre el cátodo 43 y el ánodo 42. Se genera este arco eléctrico haciendo pasar una corriente desde la consola 31 entre el cátodo 43 y el ánodo 42.

Para un flujo de plasma formado con una descarga de arco de corriente eléctrica, la temperatura del flujo de plasma

depende de la corriente del arco eléctrico, el caudal del gas de generación de plasma y el diámetro de la porción de calentamiento 58. La temperatura del flujo de plasma a medida que sale de la porción de calentamiento 58 es proporcional a la razón de la corriente con respecto al diámetro de la porción de calentamiento 58, es decir,

$$T \propto \frac{I}{d_{\text{calentamiento}}}$$

5 donde T es la temperatura en K, I es la corriente en A, y $d_{\text{calentamiento}}$ es el diámetro de la porción de calentamiento 58 en mm. Tal como se observa a partir de la relación anterior, pueden lograrse altas temperaturas haciendo pasar una alta corriente a través de un dispositivo de generación de plasma con un pequeño diámetro de la porción de calentamiento. Los electrodos 46 y el ánodo 42 se componen de materiales actualmente conocidos en la técnica que pueden mantener de manera segura una temperatura continua de 12.000 - 13.000 K. Superar esta temperatura aumenta el riesgo de erosión de electrodo, que es inaceptable para aplicaciones médicas, en las que las impurezas del plasma pueden ser perjudiciales para el paciente. Sin embargo, se observó que el aumento de la temperatura hasta 30.000 K temporalmente, durante hasta varios milisegundos, no da como resultado erosión de electrodo. Se encontró que aumentos temporales de la corriente que se hace pasar entre el cátodo 43 y el ánodo 42 hasta 30 A no provocaban erosión y eran seguros por lo demás, mientras se aumentaba la temperatura del flujo de plasma hasta 20.000 - 30.000 K. Para lograr 30.000 K con esta corriente, el diámetro de la porción de calentamiento 58 debe ser de 0,6 mm o menos, y es preferiblemente de 0,3 - 0,5 mm.

20 El plasma se descarga desde la salida 3 del dispositivo de generación de plasma. El diámetro de salida preferido varía basándose en la aplicación. Por ejemplo, aplicaciones médicas, tales como el corte de tejido requieren un flujo de plasma de pequeña anchura para lograr cortes precisos. Haciendo referencia de nuevo a la figura 7, esta realización muestra un dispositivo de generación de plasma en el que el diámetro de la porción de ánodo del canal de plasma 45 y el diámetro de la salida 3 no son mucho mayores que el diámetro de la porción de calentamiento de canal de plasma 58. En la realización preferida, el diámetro de la salida 3 es de aproximadamente 0,3 - 0,8 mm, preferiblemente 0,5 mm.

25 Para algunas aplicaciones, se prefiere una salida con un diámetro grande. Un diámetro de salida grande permite generar un flujo de plasma con un diámetro de punto grande. Se prefiere tal diámetro de punto grande se prefiere para determinadas aplicaciones tales como cicatrización de heridas, cosméticos y limpieza. Algunas aplicaciones pueden no requerir que el plasma de oscilación volumétrica tenga temperaturas de salida muy altas. Pero para aquellas aplicaciones que requieren realmente altas temperaturas de salida y un diámetro de punto grande, puede usarse una realización tal como se ilustra en la figura 8.

35 Tal como se muestra en la figura 8, el diámetro del flujo de plasma puede expandirse gradualmente dentro del dispositivo. La figura 8 muestra una realización del dispositivo de generación de plasma con un canal de plasma que tiene una porción de expansión. El canal de plasma comprende la porción de calentamiento 58, la porción de expansión 57 y la porción de ánodo 45. La porción de expansión 57 comprende una o más secciones de expansión. En la realización mostrada en la figura 8, la porción de expansión 57 comprende secciones de expansión 54, 55, 56. Empezando en la porción de calentamiento 58, el diámetro de cada sección de expansión sucesiva aumenta, terminando con la porción de ánodo 45 con el diámetro de salida deseado para la aplicación particular. Para garantizar una expansión apropiada del flujo de plasma en el canal de plasma, en el contexto de los ejemplos analizados anteriormente, cada sección sucesiva debe aumentar preferiblemente de diámetro en aproximadamente 0,2 - 0,6 mm, y tener una longitud de entre aproximadamente una y dos veces su diámetro.

45 En algunas realizaciones del dispositivo de generación de plasma, la porción de calentamiento 58 y cada sección de la porción de expansión 57 están formadas por electrodos independientes. En otras realizaciones del dispositivo de generación de plasma, un único electrodo intermedio puede formar parte de dos o más secciones adyacentes. En aún algunas otras realizaciones, algunos electrodos intermedios pueden formar una porción de una sección, o toda una sección, de las porciones de calentamiento o de expansión, y otros electrodos intermedios pueden formar sólo porciones de dos o más secciones adyacentes. En la realización mostrada en la figura 8, el electrodo intermedio 46' forma una cámara de cátodo y una parte de la porción de calentamiento, el electrodo intermedio 46'' forma la sección de expansión 54 (y parte de la porción de calentamiento 58), y el electrodo intermedio 46''' forma secciones de expansión 55 y 56.

55 Volviendo a la figura 6, en la realización preferida, la consola 31 contiene un conjunto de circuitos de control que puede hacer que la fuente de alimentación suministre una corriente eléctrica adecuada para generar un flujo de plasma de oscilación volumétrica. La corriente se transmite al dispositivo de generación de plasma 41 a través de la conexión 33 a la consola 31. El conjunto de circuitos de control puede hacer preferiblemente que la fuente de alimentación proporcione una onda de corriente periódica arbitraria, tal como la onda 54 mostrada en la figura 9. La característica básica de la corriente 54 es la repetición de una forma de onda deseada con periodo τ . La corriente 54 oscila entre una corriente de nivel bajo I_L y una corriente de nivel alto I_H . Esta forma de onda de corriente arbitraria puede tener características que varían lentamente con el tiempo tal como la región lisa 55 o rápidamente tal como el pulso rectangular 56. Una variedad de ondas de corriente periódicas pueden ser adecuadas para generar un flujo de plasma de oscilación volumétrica.

Tal como se analizó anteriormente, las oscilaciones volumétricas de un flujo de plasma están provocadas por cambios de la temperatura del flujo de plasma, lo que altera la longitud, anchura y el volumen del flujo de plasma. Particularmente para oscilaciones radiales, la magnitud de estos cambios depende de cómo de rápido cambia la temperatura del plasma. Esto se debe al mecanismo de dispersión descrito anteriormente en relación con la figura 4D, que es más pronunciado cuando las diferencias de densidad y velocidad de las partículas son significativas. Por ejemplo, si la corriente 54 varía lentamente, la densidad y velocidad de las partículas cambian sólo gradualmente y la cantidad de dispersión radial es pequeña.

En una realización preferida, el conjunto de circuitos de control puede hacer que la fuente de alimentación genere pulsos rectangulares. En esta realización, la fuente de alimentación usa tres fuentes de corriente, tal como se muestra esquemáticamente en la figura 10. La primera fuente de corriente puede proporcionar una corriente de polarización constante. La segunda fuente de corriente puede proporcionar pulsos rectangulares con una frecuencia de aproximadamente 20 - 100 Hz. Preferiblemente, la segunda fuente de corriente tiene una velocidad en rampa de 25 A por 10 μ s. La tercera fuente de corriente puede generar pulsos rectangulares con una frecuencia de aproximadamente 20.000 - 100.000 Hz. La tercera fuente de corriente tiene una velocidad en rampa de al menos 20 A por 1 μ s, preferiblemente más de 25 A por 1 μ s. La fuente de alimentación genera preferiblemente hasta 50 A. Sin embargo, para aplicaciones industriales puede preferirse una mayor corriente que puede ser inaceptable para aplicaciones médicas.

Para muchas aplicaciones, resulta deseable introducir rápidas variaciones en la corriente para producir flujos de plasma de oscilación radial o axial. La figura 11 muestra una onda pulsatoria polarizada que puede producir tales oscilaciones. En esta realización preferida, la corriente oscilante usada para generar un flujo de plasma de oscilación volumétrica mantiene el nivel de corriente de polarización, acoplado con pulsos periódicos que alcanzan el nivel de corriente de pulso. Un único periodo 51 de la corriente 50 puede considerarse como el intervalo de alta intensidad 52 y el intervalo de baja intensidad 53. Durante el intervalo de baja intensidad 53, la corriente se mantiene en el nivel de corriente de polarización I_L . Durante el intervalo de alta intensidad 52 la corriente se eleva hasta el nivel de corriente de pulso I_H . El intervalo de baja intensidad 53 y el intervalo de alta intensidad 52 se mantienen durante los tiempos 53 y 52, respectivamente. El ciclo de trabajo D de corriente 50 viene dado por la razón del intervalo de alta

$$D = \frac{t_H}{t_H + t_L}.$$

intensidad 52 t_H y el periodo de la oscilación, $t_H + t_L$ como

$$f = \frac{1}{t_H + t_L}.$$

corriente 50 es

Tal como se explicó anteriormente en relación con las figuras 4A-G, una onda de corriente pulsatoria polarizada, tal como la mostrada en la figura 11, produce un flujo de plasma de oscilación volumétrica que puede oscilar radial o axialmente dependiendo de la frecuencia. Pueden generarse oscilaciones radiales significativas, por ejemplo, cuando la corriente tiene una frecuencia mayor de 2.000 Hz, preferiblemente en el rango de 20.000 - 30.000 Hz. Esta frecuencia garantiza que la duración del nivel de corriente de pulso es próxima al tiempo de transición del flujo de plasma, lo que no proporciona suficiente tiempo para que se desarrolle una oscilación axial significativa.

Para la generación de oscilaciones predominantemente axiales, la frecuencia de la onda pulsatoria polarizada es preferiblemente de 20 - 100 Hz. Este rango de frecuencia garantiza que la duración del intervalo de alta intensidad es más larga que el tiempo de transición, de modo que el flujo de plasma tiene la oportunidad de expandirse en longitud durante el pulso. Independientemente de la frecuencia usada, sin embargo, la corriente promedio está determinada por el ciclo de trabajo D de la onda pulsatoria polarizada. En general, para flujos de plasma de oscilación volumétrica, la corriente debe mantener en un nivel suficientemente bajo como para evitar el daño de componentes del dispositivo de generación de plasma. Al mismo tiempo, para crear un aumento significativo de la temperatura del flujo de plasma, el nivel de corriente de pulso, I_H , debe ser relativamente alto. El nivel de corriente de polarización de funcionamiento, I_L , es de 3 - 10 A, preferiblemente de aproximadamente 6 A, y el nivel de corriente de pulso, I_H , es de aproximadamente 25 - 30 A, siendo el ciclo de trabajo D de 0,05 - 0,15. Estos ajustes preferidos producen un nivel de corriente promedio de sólo 7,2 - 9,6 A, mientras se alterna entre una baja temperatura de 11.000 K y una alta temperatura de 20.000 - 30.000 K. Se encontró que los breves aumentos de corriente hasta 30 A no provocaban daño a los componentes del dispositivo de generación de plasma.

En algunas realizaciones, el circuito de control puede generar una onda pulsatoria polarizada modulada mostrada en la figura 12. En la onda mostrada en la figura 12, se modulan pulsos de alta frecuencia mediante pulsos de baja frecuencia. Esta onda de corriente combina los efectos de ondas pulsatorias polarizadas tanto de baja frecuencia como de alta frecuencia. Esta onda de corriente está estructurada como una onda pulsatoria polarizada de baja frecuencia, excepto porque el nivel de corriente de pulso constante durante el intervalo de alta intensidad se ha reemplazado por una onda pulsatoria polarizada de alta frecuencia. Preferiblemente, para la onda pulsatoria modulada, la frecuencia de la alta frecuencia es de 20.000 - 30.000 Hz, el ciclo de trabajo de alta frecuencia es de 0,35 - 0,65, la frecuencia de la baja frecuencia es de 20 - 100 Hz, el ciclo de trabajo de baja frecuencia es de 0,05 - 0,15, el nivel de corriente de polarización es de 3 - 10 A y el nivel de corriente de pulso es de 25 - 30 A. En una

realización de la onda pulsatoria polarizada modulada, mostrada en la figura 12, el periodo de baja frecuencia τ_1 es de 30 ms y el ciclo de trabajo de baja frecuencia D_1 es de 0,13. El periodo de alta frecuencia τ_2 es de 40 mm y el ciclo de trabajo de alto periodo D_2 es de 0,5. Cuando se usa una onda de corriente de este tipo para generar un flujo de plasma de oscilación volumétrica, el flujo de plasma resultante presenta oscilaciones axiales significativas acopladas con oscilaciones radiales de alta frecuencia durante el intervalo de alta intensidad. El gran ciclo de trabajo de alta frecuencia D_2 garantiza que las oscilaciones de alta frecuencia no limitan la longitud del flujo de plasma durante el intervalo de alta intensidad.

En vez de un pulso de baja frecuencia rectangular, pueden usarse otras funciones de envolvente. Las figuras 13A y 13B muestran ejemplos de tales ondas. En la figura 13A, se usa una onda sinusoidal como envolvente para los pulsos de alta frecuencia. En la figura 13B, se usa una onda modulada en frecuencia como envolvente del pulso de baja frecuencia. El uso de una envolvente no constante para el pulso de alta frecuencia proporciona modulación en amplitud de la onda de corriente durante el intervalo de alta intensidad. Además, no es necesario que el nivel de corriente de polarización sea constante. En algunas realizaciones, el nivel de corriente de polarización cambia en el tiempo. Todas las formas de onda de corriente eléctrica que se dan a conocer en relación con las realizaciones preferidas pueden proporcionar energía al gas de generación de plasma que puede proporcionarse alternativamente mediante otros medios tales como campo magnético o microondas.

El dispositivo 32 también puede adaptarse para generar un flujo de plasma intermitente. Un flujo de plasma intermitente es un flujo que se calienta mediante un arco eléctrico periódicamente. El arco eléctrico se “enciende” y se “apaga” periódicamente. Durante el estado “encendido”, se establece el arco entre el cátodo 43 y el ánodo 42 y se mantiene. Durante el estado “apagado”, se extingue el arco y gas de generación de plasma se descarga a temperatura ambiente desde la salida 3. Un flujo de plasma intermitente, en el que el flujo de plasma cesa, no debe confundirse con un flujo de plasma de oscilación volumétrica, en el que el volumen del plasma aumenta y disminuye. Para producir plasma intermitente, el dispositivo de generación de plasma tiene que superar dos problemas. En primer lugar, durante el arranque del estado “encendido”, los electrodos se erosionan creando impurezas introducidas en el flujo de plasma. Mientras que esto no supone un problema para un flujo de plasma no intermitente en el que el arranque se produce una vez para todo el procedimiento, para el plasma intermitente, las impurezas generadas para cada periodo “encendido” pueden hacer que el dispositivo sea inadecuado para uso médico. Este problema se supera mediante el uso de una secuencia de corriente de arranque especial antes de que la corriente se aumente en rampa hasta el nivel de funcionamiento durante el estado “encendido” tal como se muestra en la figura 15B. En segundo lugar, el área de unión de arco eléctrico al cátodo crece con cada estado “encendido” posterior hasta que incluye el soporte de cátodo. Cuando el área de la unión de arco eléctrico alcanza el soporte de cátodo, el soporte de cátodo comienza a fundirse, lo que introduce impurezas en el flujo de plasma. Este problema se supera mediante el uso del conjunto de múltiples cátodos especializado dado a conocer en la patente estadounidense n.º 7.589.473.

La figura 14A muestra una realización alternativa del dispositivo de generación de plasma 32 adaptado específicamente para la generación de un flujo de plasma intermitente de oscilación volumétrica. Un dispositivo de este tipo usa el conjunto de múltiples cátodos especializado 90 que comprende múltiples cátodos 91, 92, 93, mantenidos juntos por el soporte de cátodo 94, mostrado en la figura 14B. Cuando el conjunto de múltiples cátodos especializado 90 se usa para generar flujos de plasma intermitentes, el área de unión de arco eléctrico en el conjunto de cátodo 90 se asienta sobre un único cátodo durante cada estado “encendido”. Esto permite que los demás cátodos se enfríen cuando no están usándose para que pase corriente. Dado que sólo una porción limitada de los cátodos 91, 92, 93 se calienta para poder emitir los electrodos, el conjunto de cátodo mantendrá una temperatura estable y el área de la unión de arco eléctrico no alcanzará el soporte de cátodo 94. Aunque este conjunto de múltiples cátodos especializado es particularmente adecuado para generar flujos de plasma intermitentes, también puede usarse para generar flujos de plasma no intermitentes.

Con referencia a la figura 8, cuando el dispositivo de generación de plasma genera un flujo de plasma intermitente, el nivel de corriente de funcionamiento puede no lograrse inmediatamente. Con referencia a la figura 15B, la corriente de funcionamiento que se produce entre los tiempos t_8 y t_9 se hace posible aplicando el patrón de tensión mostrado en la figura 15A y haciendo pasar la corriente mostrada en la figura 15B, hasta el tiempo t_8 , a través del conjunto de cátodo 90 y el ánodo 42 (no mostrado en la figura 14A). A tiempo t_8 , se alcanza la corriente de funcionamiento, y el plasma se comporta como un flujo de plasma continuo desde el tiempo t_8 hasta el tiempo t_9 ya que la corriente de funcionamiento se mantiene en un nivel constante. Durante el funcionamiento de un dispositivo de este tipo, el flujo de plasma cesa por completo durante el estado “apagado”.

Durante un único estado “encendido” del flujo de plasma intermitente, pueden producirse muchos periodos de oscilación volumétrica. En una realización, la duración de un estado “encendido” puede controlarse a través de la consola. Para algunas aplicaciones, la duración óptima del estado “encendido” es de aproximadamente 5 ms. Durante un estado “encendido” con esta duración, pueden producirse varias oscilaciones de plasma radiales. Para un estado “encendido” más largo, tal como de 1 s, hay suficiente tiempo para generar varias oscilaciones axiales así oscilaciones radiales.

Reemplazando la corriente de funcionamiento constante durante el estado “encendido” por una onda pulsatoria

polarizada tal como la corriente 50 mostrada en la figura 11, la realización de flujo de plasma intermitente genera un flujo de plasma de oscilación volumétrica durante el estado "encendido". La figura 15C muestra un único periodo de una onda de corriente con estas propiedades, que es adecuada para generar un flujo de plasma intermitente de oscilación volumétrica. En una realización preferida, la duración del estado "encendido" es de 1 - 100 ms con un nivel de corriente de polarización constante de 1 - 3 A. El nivel de corriente de pulso es preferiblemente de aproximadamente 30 - 50 A. Se logran oscilaciones durante el estado "encendido" mediante una onda pulsatoria polarizada de alta frecuencia con un ciclo de trabajo de 0,5 y una frecuencia de 20.000 - 100.000 Hz.

Haciendo referencia de nuevo a la figura 6, la consola 31 también contiene un conjunto de circuitos de control, tal como un procesador, para regular el flujo de gas de generación de plasma al dispositivo de generación de plasma 32. En una realización preferida, la consola 31 se monta en un módulo de servicio 34 que aloja el suministro de gas de generación de plasma y preferiblemente refrigerante. Alternativamente, la consola 31 puede montarse en un brazo elevado o en un carro. La consola 31 proporciona preferiblemente un caudal estable y de baja variabilidad del gas de generación de plasma durante el funcionamiento. En realizaciones adaptadas para intervenciones quirúrgicas, el caudal se mantiene relativamente bajo para garantizar tanto un flujo de plasma laminar como un nivel de potencia adecuado para la cirugía. En una realización preferida, el caudal del gas de generación de plasma durante el funcionamiento es de aproximadamente 0,1 - 0,6 l/min a temperatura ambiente, preferiblemente de aproximadamente 0,2 - 0,5 l/min a temperatura ambiente. El gas de generación de plasma fluye al dispositivo 32 a través del conector 33. Para mantener un caudal de plasma estable y constante, el conjunto de circuitos de control mantiene preferiblemente el flujo de plasma a un caudal dado con una precisión de aproximadamente 10 ml/min. En una realización preferida, el operario puede seleccionar un caudal usando la consola 31 empezando a 0,1 l/min y aumentando en incrementos de aproximadamente 30 ml/min.

Durante el funcionamiento, la temperatura de los componentes del dispositivo 41, tales como el cátodo 43, los electrodos intermedios 46', 46", 46''' y el ánodo 42, debe mantenerse por debajo del punto de fusión. Para refrigerar estos elementos, en algunas realizaciones, uno o más canales de refrigeración 40 están dispuestos de modo que un refrigerante circula dentro del dispositivo de generación de plasma 41. Preferiblemente, se usa agua como refrigerante, sin embargo pueden usarse otros tipos de fluidos. En una realización preferida, el refrigerante fluye en los canales 40A y 40B. En la figura 7, por ejemplo, el refrigerante procedente de la consola 31 entra en el dispositivo 41 a través del canal 40A, luego pasa alrededor del ánodo 42, y sale del dispositivo 41 a través del canal 40B. A medida que el refrigerante atraviesa los canales 40A y 40B, absorbe parte del calor generado durante el funcionamiento del dispositivo 41.

En otras realizaciones, mostradas en la figura 16, los canales de refrigeración pasan a través del dispositivo 41. En estas realizaciones, el refrigerante puede descargarse desde el dispositivo en salidas de refrigerante 400 ubicadas cerca de la salida 3. Se da a conocer un sistema de refrigeración de este tipo en la publicación de patente estadounidense n.º 2007/0029292, para los propósitos de dar a conocer un sistema de refrigeración de flujo directo. Los sistemas de refrigeración de flujo directo tienen algunas ventajas. Dado que no hay necesidad de retornar el refrigerante calentado y todos los canales de refrigeración portan el refrigerante sólo en una dirección, se requiere una menor velocidad de refrigerante y puede miniaturizarse el dispositivo de generación de plasma. Además, mediante la descarga del refrigerante junto con el flujo de plasma es posible localizar el efecto de calentamiento del flujo de plasma.

Preferiblemente, la consola 31 también contiene un conjunto de circuitos de control para regular el flujo de refrigerante a través del sistema. Manteniendo un flujo estacionario de refrigerante a través del dispositivo de generación de plasma 32, la consola 31 impide el sobrecalentamiento, que puede provocar daño al dispositivo 32. Preferiblemente, para los sistemas de refrigeración cerrados mostrados en la figura 7, la consola 31 monitoriza el aumento de temperatura del refrigerante después de que pase a través del dispositivo de generación de plasma 32. Esta diferencia de temperatura puede usarse para calcular la salida de potencia del dispositivo, que puede mostrarse en la pantalla de la consola 31. En algunas realizaciones, si el cambio de temperatura del refrigerante supera un umbral determinado, por ejemplo 10 K, el conjunto de circuitos de refrigerante deshabilita el sistema como precaución de seguridad.

El conector 33 transfiere corriente, gas de generación de plasma y refrigerante entre la consola 31 y el dispositivo de generación de plasma 32. Pueden usarse conexiones independientes para cada uno, sin embargo, en un entorno médico en que se tienen múltiples conexiones o cables que conducen al dispositivo de generación de plasma 32 es inconveniente. Preferiblemente, todas las conexiones requeridas se encierran en un único conector. En una realización, el conector 33 comprende cables blindados para aplicar corriente al dispositivo de generación de plasma, y tubos flexibles adecuados para transportar el gas de generación de plasma al dispositivo de generación de plasma 32 y hacer circular el refrigerante dentro y fuera del dispositivo de generación de plasma 32.

Los componentes adicionales de un sistema para generar flujos de plasma de oscilación volumétrica pueden incluir un módulo de succión para retirar tejido extraño durante intervenciones quirúrgicas. Puede incorporarse un canal de succión en el dispositivo de generación de plasma 32 que permite que el sistema de succión retire la materia extraña del sitio quirúrgico a través del conector 33 y al interior de la consola 31 para almacenamiento y eventual eliminación.

5.3 Generación de flujo de plasma de oscilación volumétrica

Se ilustran aspectos adicionales de esta divulgación con referencia a las figuras 17A-C. La figura 17A muestra una onda pulsatoria polarizada de alta frecuencia. El nivel de corriente de polarización se muestra con el número de referencia 144. El nivel de corriente de pulso se muestra con el número de referencia 145. El periodo de alta frecuencia se muestra con el número de referencia 143. El intervalo de alta intensidad se muestra con el número de referencia 141 y el intervalo de baja intensidad se muestra con el número de referencia 142. La figura 17B muestra una onda pulsatoria polarizada de baja frecuencia. Todas las características de esta onda se muestran con los mismos números de referencia que en la figura 17A. La figura 17C muestra una onda pulsatoria polarizada modulada. Se hace referencia a todas las características de esta onda mediante los mismos números de referencia, excepto el periodo de alta frecuencia que se muestra con el número de referencia 146 y el periodo de baja frecuencia que se muestra con el número de referencia 143.

Pasando a los mecanismos físicos que dan lugar a la formación de flujos de plasma de oscilación volumétrica, en una realización una corriente oscilante tal como la corriente 50 mostrada en la figura 11 se aplica a un gas de generación de plasma. El gas de generación de plasma calentado por la corriente de polarización I_L forma un flujo de plasma de baja intensidad, mientras que el gas de generación de plasma calentado por la corriente de pulso I_H forma un flujo de plasma de alta intensidad. Considerado a lo largo del tiempo, el flujo de plasma resultante es un flujo de plasma de baja intensidad con ráfagas del flujo de plasma de alta intensidad. La frecuencia de las ráfagas de plasma de alta intensidad corresponde a la frecuencia de pulso de corriente.

El cambio periódico de intensidad del flujo de plasma da como resultado la oscilación de varias propiedades clave del flujo de plasma, tales como la presión dinámica $P_d(T)$, la presión estática $p(T)$, la densidad $\rho(T)$, la entalpía $h(T)$, y la potencia $P(T)$, todas las cuales son funciones de la temperatura del plasma. El efecto de estas oscilaciones sobre el volumen del flujo de plasma depende de la escala temporal de estas oscilaciones. Las oscilaciones de alta frecuencia, es decir oscilaciones con una frecuencia mayor de 2.000 Hz, dan como resultado un flujo de plasma de oscilación radial, es decir, un flujo de plasma de oscilación volumétrica con oscilaciones radiales y oscilaciones axiales a pequeña escala. Por otro lado, oscilaciones de menor frecuencia en el rango de 20 - 100 Hz dan como resultado un flujo de plasma de oscilación axial, es decir, un flujo de plasma de oscilación volumétrica con oscilaciones predominantemente axiales a gran escala.

Las figuras 18A-C ilustran oscilaciones volumétricas de alta y baja frecuencia de flujo de plasma. La figura 18A muestra el plasma activo 61 durante el intervalo de baja intensidad. Esta ilustración se aplica igualmente al intervalo de baja intensidad de oscilaciones de o bien alta o bien baja frecuencia. El volumen de plasma activo 61 del flujo de plasma de baja intensidad es relativamente limitado. En una realización preferida, un nivel de corriente de polarización I_L de 6 A produce plasma con una temperatura de aproximadamente 11.000 - 12.000 K. En estas condiciones, el volumen de plasma activo es relativamente pequeño y está limitado a la región proximal 6, tal como se muestra en la figura 1A. En el exterior de la región de plasma activo 61 mostrada en la figura 18A, se mezcla aire con las partículas de plasma y las enfría hasta una temperatura por debajo de 10.000 K.

La figura 18B muestra la dinámica de oscilaciones de alta frecuencia de un flujo de plasma. La frecuencia de oscilación es mayor de 2.000 Hz, y está preferiblemente en el rango ultrasónico, es decir mayor de 20.000 Hz. En este ejemplo, el ciclo de trabajo de la onda de corriente es de aproximadamente 0,05 - 0,15. En una realización preferida en el que el nivel de corriente de pulso I_H es de 30 A, la temperatura de salida del plasma de alta intensidad es de 20.000 - 30.000 K. Durante el intervalo de alta intensidad, el plasma activo ocupa la región 62. El aumento del volumen de plasma activo de la región 61 a la región 62 se debe principalmente a un aumento significativo de la anchura del flujo de plasma. Este aumento de la anchura está acompañado por un aumento moderado de la longitud del flujo de plasma. Significativamente, cuando se producen oscilaciones a alta frecuencia, el flujo de plasma de alta intensidad es más corto y más ancho de lo que sería un flujo de plasma continuo con una temperatura de salida de 20.000 - 30.000 K. Sin embargo, debido a las limitaciones de los materiales conocidos actualmente, la generación de un flujo de plasma de este tipo continuo actualmente no es difícil. Un flujo de plasma de este tipo continuo tendría un gran volumen debido a la presencia de una región distal larga que contiene plasma activo. En el caso de oscilaciones de alta frecuencia, no se forma tal región distal.

En cambio, ondas de corriente de baja frecuencia producen flujos de plasma que presentan oscilaciones predominantemente axiales significativas. La figura 18C muestra la dinámica de un flujo de plasma de oscilación volumétrica que oscila a baja frecuencia. En una realización preferida, la corriente es una onda de corriente pulsatoria polarizada en la que la frecuencia de pulsos de corriente es de 20 - 100 Hz, el ciclo de trabajo de la onda de corriente es de 0,05 - 0,15, y el nivel de corriente de polarización I_L y nivel de corriente de pulso I_H son de 6 A y 30 A, respectivamente. Durante una oscilación de baja frecuencia, el volumen del flujo de plasma aumenta de la región 61 a la región 62, mostradas en la figura 18B, y luego a la región 63. El mayor aumento del flujo de volumen del plasma puede atribuirse a un aumento sustancial de la longitud del flujo de plasma. Esta longitud puede oscilar hasta 40 mm, de una longitud de aproximadamente 15 mm a 55 mm. En cambio, después del tiempo de transición $t_{transición}$, la anchura del flujo de plasma de alta intensidad en la región proximal es sólo ligeramente más grande en comparación con la anchura del flujo de baja intensidad. Aunque la forma del flujo de plasma de alta intensidad se asemeja a la forma de un flujo de plasma continuo con una temperatura similar, las dos formas no son iguales. La

anchura del flujo de plasma de oscilación axial en un punto significativamente retirado de la salida a lo largo del eje 4 es sustancialmente mayor que la anchura de un flujo de plasma continuo a la misma distancia. Para un flujo de plasma de oscilación axial descargado desde un dispositivo con un diámetro de salida de 0,5 mm, la anchura puede alcanzar hasta 5 - 6 mm a una distancia de 20 - 50 mm desde la salida 3. Para lograr la misma anchura con un flujo de plasma continuo a 20.000 - 30.000 K, sería necesario que el diámetro de salida fuese de 1,2 mm.

Las figuras 19A-C destacan las diferencias de volumen entre un flujo de plasma continuo y el plasma de alta intensidad de flujos de oscilación volumétrica con baja y alta frecuencia. La figura 19A muestra el volumen de un flujo de plasma continuo con una temperatura de salida de 20.000 K descargado desde un diámetro de salida de 0,5 mm. La figura 19B muestra un flujo de plasma de alta intensidad durante el intervalo de alta intensidad de una oscilación de alta frecuencia. La figura 19C muestra un flujo de plasma de alta intensidad durante el intervalo de alta intensidad de una oscilación de baja frecuencia. En el flujo de plasma continuo mostrado en la figura 19A, la temperatura de salida es de 20.000 K. La comparación de la figura 19A con la figura 19B muestra que la anchura del flujo de plasma cerca de la salida es significativamente mayor cuando se usan oscilaciones volumétricas de alta frecuencia, mientras que la longitud del flujo de plasma es significativamente menor que el flujo de plasma continuo. La comparación de la figura 19A con la figura 19C muestra que mientras que las longitudes de los dos flujos de plasma son comparables, la anchura del flujo de plasma de oscilación volumétrica a la distancia 100 es significativamente mayor que la anchura del flujo de plasma continuo a la misma distancia. Estas diferencias entre flujos de plasma de oscilación volumétrica y flujos de plasma continuos se producen dada la dinámica de las partículas que forman el flujo de plasma durante un periodo de oscilación.

La dinámica de las partículas que forman el flujo de plasma puede explicarse de la siguiente manera. El caudal másico del plasma, que es constante para un caudal de gas de generación de plasma dado, puede expresarse mediante la siguiente ecuación:

$$\dot{m} = \rho u A,$$

donde m es el caudal másico en kg/s, ρ es la densidad en kg/m³, u es la velocidad de flujo en m/s, y A es el área de flujo másico en m². El área de flujo másico es constante en la salida 3. Dado que el caudal másico en este punto es el mismo durante el intervalo de alta intensidad y el intervalo de baja intensidad, se cumple la siguiente relación:

$$\rho_{baja} U_{baja} = \rho_{alta} U_{alta} .$$

Además, dado que la densidad del plasma disminuye significativamente a mayores temperaturas:

$$\rho_{baja} \gg \rho_{alta} ,$$

la velocidad del plasma durante la porción de alta intensidad de la oscilación es significativamente más grande, es decir:

$$U_{baja} \ll U_{alta} .$$

Si el intervalo de alta intensidad t_H es muy corto, el flujo de plasma está dominado por el comportamiento de dispersión observado durante el tiempo de transición $t_{transición}$. Esta situación se ilustra en la figura 20A. En este caso, las ráfagas de alta intensidad se terminan alrededor del tiempo de transición $t_{transición}$, de modo que la longitud del flujo de plasma no tiene oportunidad de expandirse significativamente hasta la longitud mostrada en la figura 19C. En su lugar, la oscilación del volumen del flujo de plasma se debe principalmente al cambio de anchura que se produce a medida que se dispersan las partículas alejándose del eje del flujo de plasma. Frecuencias mayores de 2.000 Hz producen flujos de plasma de oscilación radial tal como se muestra en la figura 6B.

Cuando se usan longitudes de pulso más largas, el intervalo de alta intensidad t_H puede ser mucho mayor que el tiempo de transición $t_{transición}$. Esta situación se produce cuando las ráfagas de alta intensidad son de 0,5 - 5 ms, lo que corresponde a un rango de frecuencia de 20 - 100 Hz, que tiene un ciclo de trabajo de 0,05 - 0,15. Esta situación se muestra en la figura 20B. En este caso, la ráfaga de alta intensidad dura lo suficiente como para que las partículas de plasma de velocidad relativamente alta y baja densidad extiendan el flujo de plasma activo hasta una longitud significativa y logren la forma mostrada en la figura 19C. Aunque parece que la dispersión radial que se produce durante el tiempo de transición puede afectar sólo a la forma del flujo de plasma muy al comienzo de un pulso largo, en realidad se encontró que la dispersión radial tiene un efecto bastante más allá del tiempo de transición $t_{transición}$.

Más allá de solo aumentar la anchura del flujo de plasma, la dispersión radial de partículas de plasma cambia la presión dinámica del flujo de plasma. La presión dinámica puede expresarse con la siguiente ecuación:

$$P_d = \frac{1}{2} \rho v^2$$

donde P_d es la presión dinámica en pascales, ρ es la densidad del fluido en kg/m^3 , y v es la velocidad del fluido en m/s. La presión dinámica es una propiedad de los flujos de plasma que influye en cuánto penetra en un medio, tal como aire o tejido, el flujo de plasma. Para un flujo de plasma, la presión dinámica P_d tiene la componente axial, P_{da} , y la componente radial, P_{dr} . En flujos de plasma laminares continuos, la velocidad de las partículas se alinea sustancialmente con el eje del flujo de plasma, de modo que la componente axial de la presión dinámica, P_{da} , es relativamente alta, mientras que la componente radial, P_{dr} , es despreciable. Las componentes de presión dinámica para un flujo de plasma continuo se reflejan en la figura 21A-C. La figura 21A muestra una corriente constante que genera un flujo de plasma continuo. La figura 21B muestra una componente radial casi inexistente de la presión dinámica, P_{dr} . La figura 21C muestra una componente axial sustancial de la presión dinámica, P_{da} . La distribución de la componente radial y axial de la presión dinámica del flujo de plasma cambia cuando el flujo de plasma oscila volumétricamente. Estos cambios se reflejan en la figura 21D-F. La figura 21D muestra un pulso de corriente arbitrario, que es más largo que el tiempo de transición. La figura 21E muestra la componente radial de la presión dinámica, P_{dr} . Al comienzo del intervalo de alta intensidad, debido a dispersión, la componente radial de la presión dinámica P_{dr} alcanza rápidamente su máximo. A medida que las partículas de alta densidad y movimiento lento se empujan lejos por las partículas de baja densidad y movimiento rápido, la componente radial P_{dr} disminuye gradualmente. Al final del intervalo de alta intensidad, debido a la separación de presión, descrita en relación con la figura 4F, la componente radial de la presión dinámica es negativa. A medida que las partículas de alta densidad y movimiento lento del siguiente intervalo de baja intensidad llenan la separación, la componente radial de la presión dinámica P_{dr} se nivela. La figura 21F muestra la componente axial correspondiente de la presión dinámica, P_{da} . La suma de las dos componentes de presión dinámica durante el intervalo de alta intensidad es constante. Por consiguiente, a medida que disminuye la componente radial, disminuye la componente axial.

Una presión dinámica radial significativa permite que el flujo de plasma de oscilación volumétrica penetre en un medio sustancialmente adyacente al flujo de plasma, más que sólo en el medio de manera transversal al eje del flujo de plasma. En una realización, se usa un flujo de plasma de oscilación radial para cortar tejido durante la cirugía. Mientras que el flujo de plasma logra un corte eficaz a lo largo del eje del flujo de plasma, la componente radial de la presión dinámica permite una penetración simultánea en las paredes del corte para obtener hemostasia.

La componente radial de la presión dinámica también es responsable del aumento de la anchura de un flujo de plasma de oscilación axial, tal como puede observarse en las figuras 22A-D. La figura 22A muestra un flujo de plasma de baja intensidad 120, justo antes del inicio de un intervalo de alta intensidad. Las figuras 22B-D muestran el desarrollo del flujo de plasma de alta intensidad. La figura 22B muestra la dispersión radial de partículas de plasma, que aumenta rápidamente la componente radial de la presión dinámica. Este rápido aumento de la componente radial de la presión dinámica provoca una onda de presión 121, que perturba el flujo de aire que rodea el flujo de plasma. La figura 22C muestra que poco después de que transcurra el tiempo de transición, el volumen del flujo de plasma comienza a aumentar en la dirección axial. Se forman corrientes parásitas de aire 122 como resultado de la onda de presión radial al comienzo del intervalo de alta intensidad. Las corrientes parásitas de aire 122 crean una perturbación duradera del aire, que continúa bastante después de pasado el tiempo de transición. La figura 22D muestra la expansión resultante de la anchura 123 del flujo que se produce debido a las corrientes parásitas de aire 122 que interactúan con el flujo de plasma en toda la duración del pulso de alta intensidad.

Debido a cambios de presión dinámica, las oscilaciones del flujo de plasma crean ondas acústicas. Específicamente, la expansión del flujo de plasma con el aumento acompañante de presión dinámica provoca el desplazamiento de aire moléculas lejos del flujo de plasma. Por otro lado, la contracción del flujo de plasma, con la disminución acompañante de presión dinámica, crea un área de baja presión alrededor del flujo de plasma. Irrumpe aire, que está a presión atmosférica, en el área de baja presión. En una única oscilación, se empuja aire lejos por el plasma en expansión luego se succiona de vuelta al área de baja presión, lo que da como resultado una única oscilación de aire. Las oscilaciones de aire siguen a las oscilaciones de flujo de plasma. A medida que el flujo de plasma oscila radial y axialmente, el aire también oscila tanto radial como axialmente. Esto se muestra en la figura 18B para un flujo de plasma de oscilación radial y en la figura 18C para un flujo de plasma de oscilación axial.

Cuando la frecuencia de las oscilaciones de plasma es mayor de 20.000 Hz, las ondas acústicas son ultrasónicas, y pueden transmitir energía mecánica ultrasónica del flujo de plasma a un tejido u otro medio. En medicina, se sabe que las ondas ultrasónicas provocan cavitación, que se ha mostrado que provoca o potencia la coagulación. La cantidad de energía transferida por ondas acústicas a un medio depende de la amplitud de las oscilaciones volumétricas de flujo de plasma que generan las ondas acústicas. La amplitud de oscilaciones volumétricas en un flujo de plasma depende, a su vez, de (1) la diferencia de temperaturas entre el plasma de baja intensidad y el plasma de alta intensidad, (2) el intervalo de alta intensidad t_H y (3) la frecuencia del pulso.

La figura 23 muestra la longitud del plasma de alta intensidad en función del periodo τ de oscilación. El dispositivo de generación de plasma usado en el experimento tenía un diámetro de salida de 0,5 mm y generó una onda de

corriente pulsatoria polarizada con un ciclo de trabajo de 0,10. Para mostrar la influencia de la temperatura sobre la longitud del flujo de plasma, se realizaron varias mediciones cada una con una temperatura de salida diferente del plasma de alta intensidad. En cada medición, la temperatura del flujo de plasma de baja intensidad fue de 10.000 K, y la longitud del plasma durante el intervalo de baja intensidad fue de aproximadamente 8 mm, tal como se indica mediante la línea 131. Tal como se observa a partir de la figura 23, mayores temperaturas de salida del plasma de alta intensidad dan como resultado flujos más largos. De manera similar, periodos más largos dan como resultado flujos más largos dado que el flujo de plasma tiene una mayor oportunidad de extenderse.

La figura 23 también muestra cómo varía la amplitud de las oscilaciones volumétricas con la frecuencia. Para oscilaciones de alta frecuencia, es decir, cuando τ es menor de 0,5 ms ($f > 2.000$ Hz), las oscilaciones de longitud son pequeñas. En este modo, la dispersión del flujo de plasma durante el tiempo de transición es el mecanismo dominante de las oscilaciones volumétricas y, por tanto, las oscilaciones volumétricas son predominantemente radiales. Durante periodos más largos de 5 ms se observan oscilaciones de longitud significativas. Por ejemplo, es posible una extensión axial de hasta 50 mm durante periodos de 50 ms ($f = 20$ Hz).

Independientemente de la frecuencia de las oscilaciones, la diferencia de temperaturas entre el plasma de alta intensidad y el plasma de baja intensidad tiene una influencia drástica sobre la amplitud de oscilación. Por ejemplo, una diferencia de temperatura de aproximadamente 5,300 K produce una oscilación con una amplitud menor de 10 mm durante un periodo de 50 ms tal como se muestra en la figura 23, mientras que una diferencia de temperatura de 10.000 K produce una oscilación de aproximadamente 40 mm durante un periodo de 50 ms. Por tanto, en la realización preferida, la temperatura del plasma de alta intensidad es preferiblemente al menos 10.000 K mayor que la temperatura del plasma de baja intensidad.

También es posible combinar oscilaciones axiales de baja frecuencia con oscilaciones radiales de alta frecuencia, de modo que un flujo de plasma de oscilación axial genera ondas acústicas ultrasónicas. Tal como se analizó anteriormente, la aplicación de la onda pulsatoria polarizada de baja frecuencia mostrada en la figura 11 da como resultado oscilaciones axiales, pero no produce oscilaciones en la presión dinámica más rápidas de 100 Hz. El uso de una forma de onda pulsatoria polarizada de alta frecuencia produce un flujo de plasma que no tiene oscilaciones axiales significativas. Sin embargo, la onda pulsatoria polarizada modulada mostrada en la figura 12 puede producir, de hecho, un flujo de plasma que oscila significativamente en longitud mientras que todavía proporciona energía ultrasónica durante la porción de alta intensidad. Básicamente, la onda pulsatoria polarizada modulada es una onda pulsatoria polarizada de alta frecuencia modulada mediante pulsos de baja frecuencia. La envolvente de la corriente 150, mostrada en la figura 12, se asemeja a una corriente adecuada para un flujo de plasma de oscilación axial de baja frecuencia. En una realización, la corriente 150 tiene un periodo de baja frecuencia τ_1 de 30 ms ($f \approx 33$ Hz) y un ciclo de trabajo de baja frecuencia D_1 de 0,13. Sin embargo, durante el intervalo de alta intensidad de τ_1 , la corriente 150 modula preferiblemente los pulsos de alta frecuencia que tienen un periodo de alta frecuencia τ_2 de 40 μ s y un ciclo de trabajo de alta frecuencia D_2 de 0,5. El ciclo de trabajo de alta frecuencia D_2 de la onda pulsatoria polarizada modulada es mayor de los 0,05 - 0,15 usados para un flujo de plasma de oscilación radial. El ciclo de trabajo más grande no perturba la expansión axial durante el intervalo de alta intensidad. En esta realización preferida, el flujo de plasma proporciona tanto oscilaciones axiales como oscilaciones radiales durante el intervalo de alta intensidad. Para aplicaciones que requieren energía ultrasónica, la frecuencia de las oscilaciones radiales está en el rango ultrasónico, por encima de 20.000 Hz.

5.4 Aplicaciones quirúrgicas

Volviendo ahora a aplicaciones específicas de flujos de plasma de oscilación volumétrica, debido a las propiedades únicas analizadas anteriormente, los flujos de plasma de oscilación volumétrica son útiles, por ejemplo, para llevar a cabo tareas quirúrgicas básicas tales como corte, vaporización y coagulación.

5.4.1 Coagulación

5.4.1.1 Principios de coagulación con plasma

Para apreciar los beneficios de los flujos de plasma de oscilación volumétrica cuando se usan para la coagulación, se proporciona una visión general de la coagulación con flujos de plasma continuos. Haciendo referencia a la figura 24, se crea el sitio quirúrgico 161 mediante la disección de tejido 163 durante la cirugía. Alternativamente, puede crearse tal sitio involuntariamente como resultado de una herida. Se produce hemorragia en la superficie de tejido 169, que forma sangre acumulada 167. Los flujos sanguíneos 165 continúan a una velocidad sustancialmente constante hasta que se coagula el tejido. Normalmente, se mide el flujo sanguíneo en ml/min o l/min, sin embargo, también es posible expresar la velocidad de hemorragia R_{sangre} en mm/s. Dicho de otro modo, la velocidad de hemorragia en un tejido puede medirse mediante cómo de lejos se desplaza una partícula de sangre en una unidad de tiempo.

La velocidad de hemorragia varía según el tipo de tejido, y oscila entre ser despreciable en tejidos tales como cartílago y ser muy intensa para tejido altamente vascular tal como hígado o riñón. Para los propósitos de esta divulgación, se definen los tipos de hemorragia tal como se muestra en la tabla 1.

Tabla 1

Tipo de hemorragia	Velocidad de hemorragia, R_{sangre} [mm/s]
Baja	< 0,3
Media	0,3 - 1,0
Alta	1,0-2,0
Intensa	2,0-3,0
Muy intensa	> 3,0

5 Para un tejido dado, la velocidad de hemorragia en mm/s se mide normalmente de la siguiente manera. Se practica una pequeña herida que tiene un área A en la superficie de un órgano. Normalmente, esta herida es un círculo de 8 mm de diámetro. Se recoge sangre de la herida a lo largo de un periodo de 30 segundos y se mide la masa de la sangre M en gramos. Se calcula la velocidad de hemorragia R_{sangre} usando la siguiente ecuación:

$$10 \quad R_{sangre} = \frac{M}{30 \times \rho_{sangre} \times A},$$

15 donde M es la masa de sangre en gramos recogida en 30 segundos, ρ_{sangre} es la densidad de sangre en g/mm^3 , y A es el área de la herida en mm^2 . En general, y especialmente para procedimientos que implican velocidades de hemorragia alta, intensa o muy intensa, lograr la hemostasia de tejidos con hemorragia es una tarea quirúrgica esencial.

20 Un modo de lograr hemostasia es mediante la aplicación de calor al tejido con hemorragia. Este calor crea cambios térmicos que dan como resultado la formación de una capa sellante, que impide un flujo sanguíneo adicional. La figura 25 muestra un sitio quirúrgico en el que el flujo sanguíneo 165 se ha detenido formando una capa sellante que cubre el tejido subyacente 163. La capa sellante 171 se compone de dos capas: la capa esponjosa 173 y la capa compacta 175. La capa esponjosa 173 es una región en la que todos los fluidos se han vaporizado, dejando sólo un componente sólido. El componente fluido de células de tejido, sangre y fluido intersticial componen aproximadamente el 80% del tejido. Como resultado, una vez que se vaporiza el componente fluido, lo que queda es una capa sustancialmente porosa, denominada capa esponjosa dado que se asemeja a una esponja. Los diámetros de poro no son uniformes dentro de la capa esponjosa 173, pero se conocen porosidades y tamaños de poro promedio para tipos de tejido particulares. La tabla 2 presenta porosidades y diámetros de poro promedio para tipos de tejido típicos.

30 Tabla 2

Tipo de tejido	Diámetro, d [mm]	Porosidad, P [%]
Pulmón	0,06 - 0,09	90-95
Bazo	0,04 - 0,07	85-90
Hígado	0,035 - 0,06	75-80
Riñón	0,02 - 0,04	65-70

35 Haciendo referencia de nuevo a la figura 25, la capa compacta 175 se encuentra por debajo de la capa esponjosa 173, es decir está entre la capa esponjosa y el tejido subyacente 163. Por conveniencia, el término "por debajo de" cuando hace referencia a capas de tejido significa más alejado de la superficie y el término "por encima de" significa más cerca de la superficie del tejido. La capa compacta 175 se compone principalmente de proteínas desnaturalizadas presentes en el tejido y la sangre. Cuando se forma, la capa compacta 175 es un sólido similar a un gel y es sustancialmente impermeable al flujo de fluido, impidiendo de ese modo el paso del flujo sanguíneo 165 desde el tejido subyacente 163 a la superficie del tejido 169.

40 Una capa sellante preferida tiene tanto una capa esponjosa como una capa compacta. Para detener por completo la hemorragia en el sitio quirúrgico, la capa sellante 171 debe ser lo suficientemente gruesa como para soportar la presión del flujo sanguíneo 165. Por otro lado, la capa sellante 171 debe ser lo más delgada posible mientras que todavía logre la coagulación, dado que se destruye tejido sano 163 en el proceso de creación de la capa sellante 171. Una destrucción mínima de tejido sano es particularmente importante en tejidos sensibles tales como el cerebro
45 y páncreas. En general, una destrucción mínima de tejido conduce a tiempos de recuperación reducidos.

50 Cuando se usa un flujo de plasma para la coagulación, el flujo de plasma se dirige al sitio quirúrgico 161. Partículas de plasma de alta energía transfieren calor al tejido mediante colisión con moléculas de tejido. Haciendo referencia de nuevo a la figura 25, el calor del flujo de plasma 177 evapora fluido en el tejido, formando la capa esponjosa 173. El flujo de plasma ha perdido calor a medida que pasó a través de la capa esponjosa y no puede vaporizar la sangre por debajo de la capa esponjosa. En esa región, el flujo de plasma 177 eleva la temperatura del tejido lo suficientemente alta como para desnaturalizar la proteína y para la capa compacta 175. Los grosores de las capas

esponjosa y compacta dependen de la velocidad a la que flujo de plasma 177 transfiere calor al tejido a una profundidad dada, y el tiempo durante el que el flujo 177 se dirige al tejido 163.

5 La velocidad a la que se transfiere calor al tejido viene dada por el flujo calorífico q , medido en W/m^2 . El flujo calorífico puede relacionarse con la temperatura del flujo de plasma del siguiente modo:

$$q = \frac{P}{A} = \frac{E(T) \times F_{Plasma}}{A},$$

10 donde la potencia P se mide en W , la entalpía E , que es una función de la temperatura, se mide en J/kg , el área A se mide en m^2 , y el caudal másico F_{Plasma} se mide en kg/s . El nivel de potencia inicial del flujo de plasma puede calcularse usando la temperatura y el caudal másico del plasma descargado desde la salida 3 del dispositivo de generación de plasma. Sin embargo, a medida que el flujo de plasma se propaga a lo largo del eje de flujo, las interacciones con el medio circundante reducen tanto la temperatura como el caudal y aumentan el área por la que se distribuye el flujo de plasma.

15 La figura 26A muestra un flujo de plasma continuo que forma una capa sellante 171 en el sitio quirúrgico 161, mientras que la figura 26B muestra el flujo calorífico q en función de la distancia desde la superficie del tejido 169. Tal como se analizó anteriormente, la capa esponjosa 173 se forma cuando se vaporiza el fluido presente en el tejido. La superficie del tejido 169 experimenta un flujo calorífico 181 máximo, y se vaporizan rápidamente los fluidos. A medida que el flujo de plasma 177 pasa adicionalmente al interior del tejido, transfiriendo calor por el camino, pierde energía y disminuye el flujo calorífico. La formación de la capa esponjosa 173 a una profundidad dada se produce sólo si el flujo calorífico es lo suficientemente grande como para evaporar de manera continua el flujo sanguíneo 165. Por ejemplo, se requiere un flujo calorífico de aproximadamente $2,3 W/m^2$ para evaporar un caudal de sangre de $1 mm/s$.

25 Para aplicaciones con flujo de plasma continuo, el límite de fluido 179 marca la ubicación en la que el flujo calorífico 32 es igual al flujo calorífico requerido para evaporar el flujo sanguíneo 165. En el límite de fluido 179, existe sangre líquida en su punto de ebullición, aproximadamente $100^\circ C$.

30 En la capa compacta 175, el flujo calorífico es demasiado bajo como para evaporar la sangre entrante. Por consiguiente, la sangre en esta región continúa fluyendo hacia el límite de fluido 179. Aunque no es suficiente para vaporizar sangre y otros fluidos, el flujo calorífico en la capa compacta sí que eleva la temperatura del tejido y sangre. Cuando se calienta un tejido, la proteína presente en las células de tejido y la sangre experimenta una reacción irreversible, denominada desnaturalización. Aunque la desnaturalización de proteínas se produce a $40 - 41^\circ C$, a tales temperaturas el proceso de desnaturalización lleva unas pocas horas. Si se calienta un tejido hasta $65^\circ C$, la proteína en las células de tejido y sangre se desnaturaliza en un tiempo adecuado para la cirugía, en menos de $1 ms$. Con los propósitos de esta divulgación, la capa compacta se refiere a la capa directamente por debajo de la capa esponjosa en la que se ha desnaturalizado una cantidad sustancial de proteína. Para un flujo de plasma continuo, tal como se muestra en la figura 26A, se muestra que la capa compacta se extiende desde el límite de fluido 179 hasta el límite de desnaturalización 172. En la capa 163 por debajo de la capa compacta, no se desnaturaliza una cantidad sustancial de proteína en el tejido. Debe indicarse que la proteína desnaturalizada se vuelve visible en muestras morfológicas sólo varias horas después de que se haya calentado el tejido, sin embargo, la proteína desnaturalizada impide el flujo de sangre inmediatamente. Por consiguiente, muestras morfológicas tomadas en el plazo de unas pocas horas después del procedimiento pueden no mostrar la verdadera extensión de la desnaturalización.

45 La coagulación con dispositivos de generación de plasma continuos de la técnica anterior requirió un ajuste cuidadoso del flujo calorífico del flujo de plasma de modo que el flujo de plasma crease una capa esponjosa y una capa compacta de suficiente grosor. Esto se realizó normalmente controlando de manera precisa la distancia desde la salida del dispositivo de generación de plasma hasta la superficie del tejido para un flujo de plasma dado. Con un flujo de plasma continuo, se lograron de manera fiable una capa esponjosa de $200 - 300 \mu m$ acoplada con una capa compacta de $300 - 500 \mu m$. Estos grosores pueden formarse en tejido con niveles de hemorragia bajo o medio, pero no puede formarse en tejido con mayores velocidades de hemorragia. Además, no se conocen modos fiables para aumentar estos grosores para detener hemorragias más abundantes. Intuitivamente, si se suministra un flujo de plasma de mayor intensidad a un tejido con una alta velocidad de hemorragia, ese flujo sublima la superficie de la capa esponjosa. Esta sublimación sucede más rápido que la formación de las capas esponjosa y compacta.

60 La coagulación de un tejido con una alta velocidad de hemorragia con un flujo de plasma continuo se muestra esquemáticamente en las figuras 27A-C, que representan tres tiempos consecutivos. En la figura 27A, un flujo de plasma con un flujo calorífico relativamente alto acaba de dirigirse al tejido. Rápidamente, el flujo de plasma forma una capa esponjosa relativamente gruesa 173. Dado que el proceso de vaporización de fluido, que forma la capa esponjosa, es mucho más rápido que el proceso de difusión de calor, que forma la capa compacta, la capa compacta 175 es todavía relativamente delgada. (El proceso de vaporización se refiere a (1) la vaporización del componente fluido o (2) de manera simultánea la sublimación del componente sólido y la vaporización del

componente fluido contenido en el mismo. El proceso de vaporización no debe confundirse con la tarea quirúrgica de vaporización analizada a continuación). La figura 27B muestra el tejido un breve tiempo posterior, después de la aplicación continuada del flujo de plasma con un flujo calorífico muy alto. Debido a la gran cantidad de calor transferido al tejido en la superficie, el grosor 191 de la capa esponjosa se ha sublimado por completo. A pesar del movimiento hacia dentro del límite de fluido 179, la capa esponjosa 173 no ha aumentado de grosor. Adicionalmente, la capa compacta 175 permanece relativamente delgada, ya que no ha transcurrido suficiente tiempo como para desnaturalizar la proteína en el tejido subyacente. La figura 27C muestra el tejido en aún un tiempo posterior. De manera similar, el resultado de la aplicación continuada del flujo de plasma es que se ha sublimado un grosor 191 de tejido sin ningún aumento de grosor de la capa sellante. Tampoco sería útil el aumento del flujo calorífico aumentando la temperatura del flujo de plasma o acortando la distancia al tejido (lo que aumentaría el flujo calorífico). Si el flujo de plasma tiene un flujo calorífico demasiado alto, la superficie de la capa sellante se traslada hacia dentro a medida que se vaporiza tejido sin aumentar el grosor de la capa sellante. Este resultado es indeseable ya que se destruye innecesariamente tejido sano y la capa sellante resultante, que tiene sólo una capa compacta delgada, no se forma para tener el grosor requerido para detener hemorragias abundantes.

El problema fundamental de la coagulación con flujo de plasma continuo se ilustra en la figura 28. El grosor mínimo de la capa esponjosa requerido para la coagulación es de al menos 200 μm para un plasma continuo. La figura 28 muestra representaciones gráficas de flujo de plasma flujo calorífico en función de la distancia desde la superficie en la capa esponjosa. Cada curva corresponde a un flujo de plasma con un flujo calorífico de superficie del tejido diferente. Se sabe que un flujo calorífico de 5,3 W/mm^2 o superior da como resultado una rápida sublimación de tejido. También se sabe que se requiere un flujo calorífico de 2,3 W/mm^2 para vaporizar sangre que fluye a una velocidad de 1 mm/s . Tal como se observa a partir de la gráfica, se requiere un flujo calorífico de 4,2 W/mm^2 en la superficie para establecer un flujo calorífico de 2,3 W/mm^2 200 μm por debajo de la superficie del tejido. Como otro ejemplo, se requiere un flujo calorífico de 4,6 W/mm^2 para vaporizar sangre que fluye a una velocidad de 2 mm/s a una distancia de 200 μm desde la superficie del tejido. Tal como se observa en la figura 28, para lograr tal flujo calorífico a 200 μm desde la superficie del tejido, el flujo calorífico de superficie debe ser de al menos 7,4 W/mm^2 , lo que supera el umbral de sublimación. Esto significa que no es posible coagular tejido con hemorragia con un caudal de sangre que supere los 1,4 mm/s , lo que corresponde a un flujo calorífico en la superficie del tejido igual al umbral de sublimación. El aumento del flujo calorífico para hacer frente a un alto caudal de sangre no es efectivo dado que la sublimación del tejido de superficie compensaría la formación de la capa esponjosa.

5.4.1.2 Coagulación con flujo de plasma de oscilación volumétrica

Usando un flujo de plasma de oscilación volumétrica para la coagulación, en particular un flujo de plasma de oscilación axial, es posible evitar los problemas inherentes de los flujos de plasma continuos. Tal como se analizó anteriormente, se requiere un alto flujo calorífico en el límite de fluido para altas velocidades de hemorragia, y, como consecuencia, un flujo calorífico incluso mayor está presente en la superficie del tejido. Este flujo calorífico de superficie $q_{\text{superficie}}$ provoca una rápida sublimación si se mantiene de manera continua, o durante un período de tiempo prolongado. Sin embargo, si el flujo calorífico se reduce rápidamente después de que se forme la capa esponjosa, es posible reducir significativamente o preferiblemente eliminar por completo la sublimación. Una vez que se forma un determinado grosor de la capa esponjosa, incluso un flujo de plasma de baja intensidad es suficiente para calentar el tejido por debajo de la capa esponjosa y para formar una capa compacta. Este plasma de baja intensidad tiene un flujo calorífico de superficie $q_{\text{superficie}}$ que puede dirigirse a la superficie del tejido sin provocar una sublimación significativa dado que está por debajo del umbral de sublimación $q_{\text{sublimación}}$. Al mismo tiempo, el plasma de baja intensidad tiene un flujo calorífico que calienta el tejido por debajo de la capa esponjosa, formando de ese modo la capa compacta mientras que sólo provoca una mínima sublimación de la capa esponjosa.

La aplicación de una única oscilación de flujo de oscilación volumétrica de baja frecuencia se muestra en las figuras 35A-B. En la figura 29A, el flujo de plasma de alta intensidad 210 con una longitud L_{alta} correspondiente se dirige al tejido 215. Dado que la longitud de un flujo de plasma es una función de su temperatura, la longitud es un indicador útil del flujo calorífico que proporciona el flujo de plasma. En este caso, el flujo de plasma de alta intensidad 210 tiene un flujo calorífico suficiente como para formar rápidamente la capa esponjosa 212 (y un grosor despreciable de la capa compacta 213). El intervalo de alta intensidad viene dado por la baja frecuencia preferida de 20 - 100 Hz y el ciclo de trabajo preferido de 0,05 - 0,15 de la onda pulsatoria polarizada de baja frecuencia usada para generar el flujo de plasma de oscilación axial. Por ejemplo, para la frecuencia de 50 Hz y el ciclo de trabajo de 0,1, el plasma de alta intensidad se aplica durante 2 ms. Esta aplicación relativamente corta del flujo de plasma de alta intensidad evapora la sangre y otros fluidos de la capa de tejido exterior. Tal como se mencionó anteriormente, la aplicación continuada del flujo de plasma de alta intensidad 210, sin embargo, provocaría una rápida sublimación en la superficie 214. Además, la aplicación continuada de plasma de alta intensidad puede provocar la erosión de los componentes del dispositivo de generación de plasma. Por consiguiente, una aplicación prolongada del plasma de alta intensidad no es ni deseable ni factible.

Pasando a la figura 29B, el flujo de plasma de alta intensidad 210 mostrado en la figura 29A se ha cambiado al flujo de plasma de baja intensidad 211 que tiene una longitud L_{baja} . La longitud reducida L_{baja} indica que el flujo calorífico proporcionado por el flujo de plasma de baja intensidad 211 es menor que el flujo calorífico proporcionado por el flujo de plasma de alta intensidad 210. Este flujo calorífico reducido no sublima rápidamente la superficie 214. Sin

embargo, el flujo de plasma de baja intensidad 211 continúa proporcionando calor al tejido por debajo de la capa esponjosa 212 sin una destrucción excesiva de la capa esponjosa 212 al formar la capa compacta 213. Este calor aumenta el grosor de la capa compacta, mejorando la resistencia de toda la capa sellante. Los flujos de plasma de oscilación axial, que alternan entre plasma de baja intensidad que tiene una longitud relativamente pequeña y ráfagas de plasma de alta intensidad que tienen una longitud relativamente grande, presentan una mejora sustancial en la coagulación de tejido con respecto a un flujo de plasma continuo.

Las figuras 30A-F ilustran la coagulación con un flujo de plasma de oscilación axial a lo largo de tres periodos de oscilación. La figura 30A muestra el efecto del primer pulso de alta intensidad de plasma que tiene una longitud L_{alta} . Después de este primer pulso de alta intensidad, la capa esponjosa 212 tiene un grosor de aproximadamente un diámetro de poro. Se ha determinado experimentalmente que un diámetro de poro de la capa esponjosa es el grosor preferido de la capa esponjosa que debe formarse en una única ráfaga de plasma de alta intensidad. Debe indicarse que los diámetros de poro son diferentes para diferentes tejidos, sin embargo $30\ \mu\text{m}$ es una aproximación útil. Se prefiere un diámetro de poro por dos motivos. En primer lugar, este grosor es lo suficientemente pequeño como para garantizar que el pulso de alta intensidad de plasma es lo suficientemente corto como para evitar una sublimación sustancial de la superficie del tejido. En segundo lugar, este grosor es suficiente como para formar una capa esponjosa de grosor adecuado de aproximadamente $250\ \mu\text{m}$ en un número razonable de oscilaciones. Por ejemplo, en un tejido con un diámetro de poro de $30\ \mu\text{m}$, lleva aproximadamente 8 pulsos de alta intensidad formar una capa esponjosa de grosor adecuado. Incluso en el límite inferior de 20 Hz, el operario necesita suministrar el plasma a un único punto durante menos de 0,5 s para formar una capa esponjosa de grosor adecuado.

La figura 30B muestra el efecto del flujo de plasma de baja intensidad. En comparación con el plasma de alta intensidad, el plasma de baja intensidad 211 tiene una menor longitud L_{baja} y un flujo calorífico correspondientemente menor. Como resultado, durante el intervalo de baja intensidad, la superficie 214 no se ha sublimado significativamente a pesar de una amplia exposición al flujo de plasma de baja intensidad. Sin embargo, debido a la aplicación continuada del flujo de plasma de baja intensidad 211, la proteína en capas de tejido más profundas continúa desnaturalizándose. Esto da como resultado un aumento del grosor de la capa compacta 213. El intervalo de baja intensidad determina la profundidad de la capa compacta formada en una única oscilación del flujo de plasma.

De dos a cuatro diámetros de poro es un grosor preferido de la capa compacta que se forma en una única porción de baja intensidad de una oscilación del flujo de plasma. Durante la siguiente ráfaga de plasma de alta intensidad aproximadamente un diámetro de poro de la capa compacta se convertirá en la capa esponjosa a medida que el plasma vaporiza el componente fluido en esa región. La formación de dos a cuatro diámetros de poro de nueva capa compacta durante un único intervalo de baja intensidad garantiza que a lo largo de varias oscilaciones la capa compacta aumente de grosor a al menos la misma velocidad que la capa esponjosa.

El flujo calorífico del plasma de baja intensidad se fija para que preferiblemente no tenga efecto sobre la capa esponjosa y para mantener el límite de fluido en la profundidad hasta la que se hizo avanzar durante el intervalo de alta intensidad para el caudal de sangre de tejido de 2 mm/s. Dicho de otro modo, el flujo calorífico del plasma de baja intensidad en el límite de fluido debe ser suficiente para mantener el límite de fluido al mismo nivel durante el intervalo de baja intensidad. Por supuesto, esto no puede lograrse siempre. En algunos casos, el flujo calorífico de plasma de baja intensidad superará el flujo calorífico requerido para vaporizar fluidos en el límite de fluido. Esto sucede, por ejemplo, para un caudal de sangre por debajo de un caudal de sangre promedio de 2 mm/s. En ese caso, la capa esponjosa se formaría lentamente durante el intervalo de baja intensidad.

Por otro lado, en algunos casos, el flujo calorífico de plasma de baja intensidad en el límite de fluido puede ser insuficiente como para vaporizar toda la sangre entrante. En este caso, el flujo calorífico proporcionado por el plasma de baja intensidad 211 es el del flujo calorífico necesario para vaporizar por completo la sangre entrante desde el tejido 215, q_f ya no puede proporcionarse en el límite de fluido 220 mostrado en la figura 30A. Por consiguiente, el límite de fluido 220 se ha movido más cerca de la superficie del tejido durante este plasma de baja intensidad de la primera oscilación.

La figura 31A muestra un mayor detalle de la región superficial del tejido 215 al final del intervalo de baja intensidad de la primera oscilación ilustrada en la figura 30B. En la figura 31A, la capa 212 es la capa esponjosa y la capa 213 es la capa compacta. Sin embargo, debido al retroceso del límite de fluido 220 durante el intervalo de baja intensidad, algunos poros de la capa esponjosa entre estas dos distancias se llenan de sangre y otros fluidos. La sangre y los fluidos pueden entrar en los poros de capa esponjosa 232 desde la capa compacta 213 o desde capas de tejido más profundas a través de la capa compacta 213. Los poros de capa esponjosa 212 que están por encima del límite de fluido 220 no se llenan de ningún fluido dado que el flujo calorífico es suficiente en este caso para vaporizar fluidos incluso durante el intervalo de baja intensidad.

Pasando a la figura 30C, una vez que se ha formado un grosor adecuado de la capa compacta 213 mediante plasma de baja intensidad 211, una segunda ráfaga de plasma de alta intensidad 210 se dirige al tejido. Tal como se muestra en la figura 30C, la capa esponjosa 212 aumenta de grosor en otro diámetro de poro debido a la vaporización de fluido en tejido que formaba parte previamente de la capa compacta 213. Como resultado, se

reduce el grosor de la capa compacta. Esta reducción se compensa parcialmente por un ligero aumento del grosor de la capa compacta a medida que se desnaturaliza parte de la proteína en el tejido por debajo de tejido de capa compacta.

5 La figura 31B muestra la región superficial de tejido 215 después del flujo de plasma de alta intensidad en la situación representada en la figura 31A. La figura 31B corresponde a la figura 30C. Además de hacer avanzar el límite de fluido de forma más profunda en el tejido, el plasma de alta intensidad ha evaporado el componente fluido de la sangre 232 (mostrado en la figura 31A), que estaba presente en los poros de la capa esponjosa 231. El componente sólido 233 de la sangre se ha quedado atrás, sumándose al componente sólido basado en tejido de la capa esponjosa. Este componente sólido extra aumenta la densidad de la capa esponjosa y mejora su capacidad de sellado. Adicionalmente, tal como se analizó anteriormente, el plasma de alta intensidad de la segunda oscilación sublimó aproximadamente un diámetro de poro de la capa esponjosa.

15 La figura 30D muestra el intervalo de baja intensidad del flujo de plasma de la segunda oscilación. Los efectos de este plasma de baja intensidad sobre el tejido son similares a los del primer intervalo de baja intensidad descritos en la figura 30B. De nuevo, puede fluir sangre a parte de la capa esponjosa dado que el límite de fluido retrocede hasta un nivel más cerca de la superficie. Incluso si retrocede el límite de fluido, este flujo de sangre a la capa esponjosa normalmente será menor que durante el intervalo de baja intensidad de la primera oscilación. Esto se debe al aumento significativo del grosor de la capa compacta que se produjo a medida que se proporcionó calor al tejido subyacente. En general, hasta un punto dado se ha coagulado totalmente menos sangre y otros fluidos fluyen a la capa esponjosa durante cada intervalo posterior de baja intensidad. Las figuras 30E y 30F muestran las porciones de alta y baja intensidad de la tercera oscilación en el flujo de plasma, respectivamente, que tienen efectos sobre el tejido similares a las oscilaciones anteriores.

25 La figura 32 muestra una capa sellante completada formada por un flujo de plasma de oscilación axial. La capa esponjosa 240 se compone de varias subcapas. Cada subcapa se formó mediante una ráfaga de plasma de alta intensidad. En cambio, una capa esponjosa formada con un flujo de plasma continuo no tiene una estructura multicapa de este tipo. Para los casos en los que el límite de fluido retrocede durante los intervalos de baja intensidad, la densidad de la capa esponjosa generalmente aumenta hacia la superficie. Esto se debe a la presencia de glóbulos rojos que permanecen en la capa esponjosa después de que se evapore la sangre que fluye a la capa esponjosa durante los intervalos de baja intensidad, dejando componentes sólidos adicionales.

35 El resultado final de aplicar un flujo de plasma de oscilación axial a tejido con hemorragia es la formación de una capa sellante fuerte y robusta a través del proceso alterno descrito anteriormente. En general, en una única oscilación axial del flujo de plasma, se forma rápidamente el tejido de la capa esponjosa durante el intervalo de alta intensidad mientras que la capa compacta se forma durante el intervalo de baja intensidad.

40 El análisis se ha centrado hasta ahora en la coagulación de un único punto. En la práctica, el operario debe coagular un área de tejido mayor que el diámetro de punto. Para hacer esto, el operario barre el sitio quirúrgico con el flujo de plasma moviendo el dispositivo de generación de plasma en paralelo a la superficie del tejido. La figura 33A muestra un sitio quirúrgico 270 cubierto de sangre 273. La sangre 273 oculta el sitio quirúrgico y la hemorragia debe detenerse antes de que el operario pueda reanudar la intervención quirúrgica. En una realización preferida, el operario barre a través del sitio quirúrgico 270 a lo largo de una trayectoria a modo de ejemplo 271 mostrada en la figura 33B. A medida que el flujo de plasma pasa por cualquier posición particular, se producen varias oscilaciones del flujo de plasma y forman una capa sellante en el tejido tal como se describió con referencia a las figuras 30A-F.

50 Las figuras 34A-C muestran el efecto de un flujo de plasma de este tipo a medida que se barre a lo largo de la trayectoria a modo de ejemplo 271. El flujo de plasma 280 se mueve a lo largo del tejido 281 a una velocidad lenta suficiente para garantizar que se genera una capa sellante de grosor apropiado en cada posición. Tal como se analizó anteriormente, la capa esponjosa 282 es preferiblemente de 250 μm de grosor y la capa compacta 283 tiene preferiblemente al menos 200 - 500 μm de grosor. Para un tejido típico con un diámetro de poro de 30 μm , una capa esponjosa de 250 μm de grosor requiere aproximadamente 8 pulsos de alta intensidad (cada pulso forma aproximadamente un diámetro de poro de tejido esponjoso). Cada punto de tejido 281 debe someterse por tanto a 8 oscilaciones del flujo de plasma para generar la capa esponjosa de grosor apropiado.

55 La figura 35 muestra una situación más realista en la que la velocidad de hemorragia en el tejido varía a lo largo de un único sitio quirúrgico, indicado mediante el tamaño relativo de las flechas 290 y 291 en el tejido 281. Pueden coagularse puntos con menores niveles de hemorragia con una capa sellante más delgada. Esto es preferible dado que se destruye menos tejido sano para formar la capa sellante. En la práctica, el operario puede barrer el flujo de plasma rápidamente a lo largo del sitio quirúrgico 270 para crear una capa sellante delgada. Esta capa sellante delgada coagula áreas de baja hemorragia 290 pero continúan con hemorragia las áreas de alta hemorragia 291. Este rápido barrido puede dar como resultado, por ejemplo, 5 pulsos de alta intensidad por diámetro de punto. Una vez que se establece esta capa sellante delgada, el operario se centra en áreas de alta hemorragia 291, en las que la exposición continuada al flujo de plasma crea una capa sellante de mayor grosor. Este método alternativo garantiza que la capa sellante es del grosor apropiado en cada punto de la superficie tratada. Esta capa sellante de grosor variable se muestra en la figura 35, en la que la capa esponjosa 282 y la capa compacta 283 son gruesas en

áreas de alta hemorragia 291 pero son delgadas en áreas de baja hemorragia 290.

La velocidad de formación de la capa sellante puede variar con variaciones de la distancia entre el dispositivo de generación de plasma y el tejido. Idealmente, el operario sostiene el dispositivo de generación de plasma a una distancia constante desde el tejido a medida que lo barre a lo largo de la trayectoria a modo de ejemplo 271 mostrada en la figura 33B. En realidad, el operario puede no ser capaz de mantener el dispositivo de generación de plasma nivelado en la totalidad del proceso. Por tanto, para tener en cuenta movimientos de la mano del operario, es importante que el efecto de coagulación no cambie sustancialmente con la distancia a lo largo de un rango adecuado. La figura 36 muestra la temperatura de un flujo de plasma a lo largo de un eje del flujo de plasma tanto durante la porción de alta intensidad como durante la porción de baja intensidad de un flujo de plasma de oscilación volumétrica. La región 313, en la que las temperaturas del plasma tanto de alta como de baja intensidad son sustancialmente constantes, es ideal para realizar la coagulación. Esta región corresponde a aproximadamente 10 - 30 mm cuando el plasma de alta intensidad tiene una temperatura de salida de 20.000 - 30.000 K y el plasma de baja intensidad tiene una temperatura de salida de aproximadamente 11.000 K. Durante la coagulación, el operario mantiene esta distancia, dentro del rango de 10 - 30 mm, preferiblemente 15 - 25 mm, garantizando que el efecto de coagulación no varía significativamente a pesar del inevitable movimiento.

La velocidad a la que un operario puede coagular un área de tejido con hemorragia también depende del diámetro de punto. La figura 37 muestra la trayectoria 272 requerida por la que tendría que desplazarse un flujo de plasma con un diámetro de punto relativamente pequeño para lograr la coagulación en el tejido 270. Si el diámetro de punto a la distancia de 10 - 30 mm es relativamente pequeño, la coagulación de un sitio quirúrgico lleva demasiado tiempo y no es factible. Por este motivo, los dispositivos de coagulación de la técnica anterior tenían grandes diámetros de salida, en el rango de 0,8 - 1,2 mm. Tales diámetros grandes son aceptables, y pueden incluso preferirse, cuando el dispositivo de generación de plasma sólo es pretende usarse para la coagulación, pero son demasiado grandes como para usarse para el corte. Sin embargo, un flujo de plasma de oscilación axial tiene un aumento de anchura en comparación con un flujo de plasma continuo, tal como se explicó anteriormente con referencia a las figuras 22A-D. Para una oscilación axial, perturbaciones en el flujo de aire que rodea el flujo de plasma hacen que aumente el diámetro de punto del flujo de plasma. Esto permite un dispositivo de generación de plasma con un pequeño diámetro de salida para generar un flujo de plasma de oscilación volumétrica con un diámetro de punto relativamente grande adecuado para la coagulación. Por ejemplo, en una realización preferida con un diámetro salida de 0,5 mm, a la distancia preferida de 10 - 30 mm, el diámetro de punto puede alcanzar los 5 - 6 mm. Para lograr el mismo diámetro de punto con un flujo de plasma continuo, se requeriría un diámetro de salida de 1,2 mm.

En una realización preferida, cuando el dispositivo de generación de plasma se programa para funcionar en modo de coagulación, se optimizan las características de un flujo de plasma de oscilación axial (por ejemplo, el ciclo de trabajo, la frecuencia y temperatura) para lograr una coagulación eficaz. Tal como se muestra en la figura 20B, el flujo de plasma alterna entre plasma de alta intensidad y plasma de baja intensidad. Las características del plasma de alta y baja intensidad concuerdan con modelos matemáticos de los procesos de coagulación y también se confirmaron experimentalmente.

Los principales procesos en la coagulación de tejido incluyen la formación de la capa esponjosa y de la capa compacta. La formación de la capa esponjosa puede modelarse con la siguiente ecuación:

$$q_f = (u_f + u_b) \times \rho L,$$

donde q_f es el flujo calorífico requerido en el límite de fluido en W/mm^2 , u_f es la velocidad del límite de fluido a medida que se mueve hacia dentro en mm/s, u_{sangre} es el caudal de sangre en mm/s, ρ_{tejido} es la densidad del tejido en kg/mm^3 , y L es la energía requerida para la vaporización en J/kg. La densidad ρ_{tejido} y la energía de vaporización L pueden aproximarse con la densidad y energía de vaporización del agua (10^3 kg/m^3 y $2,26 \times 10^6$ J/kg, respectivamente). La velocidad u_f puede reescribirse como

$$u_f = \frac{d}{t_H},$$

donde d es el grosor deseado de la capa esponjosa formada en una ráfaga de alta intensidad en mm, y t_H es el intervalo de alta intensidad en s. Tal como se analizó anteriormente, d es preferiblemente un diámetro de poro d_p . La ecuación para el flujo calorífico requerido en el límite de fluido puede reescribirse por tanto como

$$q_v = \left(\frac{d_p}{t_H} + u_b \right) \times \rho L.$$

La figura 38 muestra la gráfica de flujo calorífico de vaporización q_f representado gráficamente para tres velocidades de hemorragia diferentes en función de t_H . Tal como se observa a partir de la figura 38, la velocidad de hemorragia

tiene una influencia mucho mayor sobre el flujo calorífico requerido para pulsos de alta intensidad más largos. Por ejemplo, para un intervalo de alta intensidad de 8 ms, la diferencia en flujo calorífico de vaporización q_f es del 40%, cuando el caudal de sangre cambia de 1 mm/s a 3 mm/s.

5 Para garantizar la coagulación de tejidos con velocidades de hemorragia diferentes, el flujo de plasma debe proporcionar el flujo calorífico requerido para detener la mayor velocidad de hemorragia. Volviendo a la figura 38, el flujo de plasma debe proporcionar al menos 16 W/mm² para detener la hemorragia con una velocidad de 3 mm/s cuando t_H es de 8 ms. Si se dirige un flujo de plasma de este tipo a tejido con una menor velocidad de hemorragia de 1 mm/s, habrá un calentamiento excesivo de la capa esponjosa, que puede dar como resultado una sublimación no deseada significativa. Dado que, tal como se mencionó anteriormente, la velocidad de hemorragia puede variar significativamente a lo largo del sitio quirúrgico, este problema se produce a medida que el operario coagula diferentes puntos en el mismo tejido. Mantener un intervalo de alta intensidad corto elimina este problema. Por ejemplo, si la ráfaga de plasma de alta intensidad es sólo de 1 ms de largo, el flujo calorífico requerido varía sólo el 5% entre velocidades de hemorragia de 1 mm/s a 3 mm/s. Por tanto t_H se mantiene preferiblemente bajo. Adicionalmente, la exposición del tejido a ráfagas de alta intensidad más cortas, tales como de 1 ms, evita la pirolisis y carbonización dado que una duración tan corta, aunque suficiente para vaporizar fluidos, no es suficiente para que comience la reacción de pirolisis.

La figura 38 también muestra que si t_H es muy corto, es decir de menos de 1 ms, el flujo calorífico requerido para formar un diámetro de poro de tejido esponjoso se vuelve extremadamente alto. Y dado que q_f es el flujo calorífico requerido en el límite de fluido, el flujo calorífico correspondiente en la superficie $q_{superficie}$ es incluso mayor. Por consiguiente, el intervalo de alta intensidad es preferiblemente de aproximadamente 1 ms.

La capa compacta se forma mediante difusión de calor a través del límite de fluido al tejido subyacente. La formación de la capa compacta depende principalmente de la duración del plasma de baja intensidad aplicado. Este proceso de difusión de calor puede modelarse mediante la ecuación diferencial de difusión de calor biológico (*Bio-Heat*):

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + h_m + h_b,$$

30 donde ρ es la densidad del tejido en kg/mm³, C es el calor específico del tejido en J/kg·K, h_m es la velocidad de producción de calor metabólico por volumen unitario de tejido y h_b es la velocidad de transferencia de calor entre sangre y tejido por volumen unitario de tejido en J/kg·s. La velocidad de producción de calor metabólico h_m es así mucho menor que el flujo calorífico del flujo de plasma que puede ignorarse, y la velocidad de transferencia de calor entre sangre y tejido h_b puede expresarse mediante:

$$h_b = \rho_{sangre} C_{pb} \omega (T_a - T),$$

40 donde ρ_{sangre} es la densidad de la sangre (aproximadamente 1050 kg/m³), C_{pb} es la capacidad calorífica de la sangre (que es de aproximadamente de 3.600 J/kg·K), ω es la perfusión sanguínea (que es del orden de 1 - 10 s⁻¹) y T_a es la temperatura de la sangre arterial que fluye en el volumen (que es de aproximadamente 36,6°C).

Usando esta ecuación es posible calcular el grosor de la capa compacta formada en función del tiempo. Estos cálculos pueden proporcionar orientación sobre la duración óptima del intervalo de baja intensidad del flujo de plasma. Para tiempos cortos, la solución de la ecuación anterior proporciona la siguiente aproximación analítica:

$$h = 20 \times \sqrt{t_L},$$

50 donde h es el grosor en μm y t_L es la duración del intervalo de baja intensidad de una oscilación (en s). La figura 39 muestra esta aproximación de tiempo corto representado gráficamente junto con la simulación numérica de formación de la capa compacta en función de t_L . Queda claro a partir de la figura 39 que existe una concordancia sustancial entre las dos curvas para tiempos menores de 70 ms. Tal como se mencionó anteriormente, se generan preferiblemente de dos a cuatro diámetros de poro de la capa compacta en un único periodo de oscilación. En el límite inferior, lleva al menos 10 ms producir una capa compacta de dos diámetros de poro (suponiendo poros de 30 μm).

55 La velocidad de creación de la capa compacta disminuye a medida que aumenta el tiempo. Esta velocidad se expresa como una derivada de h :

$$h' = \frac{10}{\sqrt{t_L}}.$$

La figura 40 muestra la velocidad de formación de la capa compacta en función de t_L . Tal como se observa a partir de la figura 40, para t_L mayor de 60 ms la velocidad de formación de la capa compacta es menor que la velocidad de hemorragia mínima en tejido, que se supone que es de 1 mm/s. Por consiguiente, la aplicación del flujo de plasma de baja intensidad más allá de 60 ms no forma capa compacta adicional. Por tanto, el intervalo de baja intensidad debe ser de 10 - 60 ms, y es preferiblemente de 1 - 35 ms.

Basándose en estas consideraciones biológicas así como otros requisitos, es posible determinar las características óptimas de un flujo de plasma de oscilación axial generado con una corriente de onda pulsatoria polarizada de baja frecuencia. A partir de los requisitos del dispositivo, el ciclo de trabajo preferido D de 0,05 - 0,15 garantiza que la corriente promedio permanece baja mientras que todavía se logra una alta corriente pico. El nivel de corriente alto I_H es preferiblemente de 30 A y el nivel de corriente bajo preferido es de 6 A. Usando una onda de corriente de este tipo, el flujo de plasma de oscilación volumétrica preferido oscila entre la baja temperatura preferida de al menos 11.000 K y la alta temperatura preferida de 20.000 - 30.000 K.

Para producir flujos de plasma adecuados para múltiples tareas quirúrgicas, tales como coagulación, corte y vaporización, el diámetro de salida es preferiblemente de 0,5 mm. Con este diámetro de salida preferido, un flujo de plasma de oscilación axial adaptada para la coagulación tiene un diámetro de punto de 5 - 6 mm cuando el dispositivo se mantiene a 15 - 25 mm desde el tejido. En estas circunstancias, la coagulación en el punto afectado se lleva a cabo en 250 - 400 ms. El tiempo de reacción del ser humano es de aproximadamente 200 - 300 ms. Esto significa que el operario no necesita centrarse en la coagulación de un punto dado. El operario puede mover el dispositivo sin considerar la velocidad con la que lo hace, mientras que lleva a cabo una coagulación fiable.

Tal como se determinó anteriormente, cuando se examina la formación de la capa esponjosa, cada punto de tejido requiere 8 ráfagas de plasma de alta intensidad para formar el grosor mínimo de la capa esponjosa. Para garantizar el suministro de 8 pulsos a un punto dado, debe usarse una frecuencia de al menos 20 Hz, que es el límite inferior preferido para flujos de plasma de oscilación volumétrica longitudinales para la coagulación. Para una onda con una frecuencia de 20 Hz con un ciclo de trabajo D de 0,05 - 0,15, el periodo τ de 50 ms y un intervalo de pulso de alta intensidad t_H de 2,5 - 7,5 ms. Esta es la frecuencia mínima a la que la coagulación es fiable con un flujo de plasma de oscilación axial generado usando una corriente de onda pulsatoria polarizada de baja frecuencia. En la realización preferida, la corriente de onda pulsatoria polarizada tiene una frecuencia de 40 Hz con un ciclo de trabajo D de 0,05 - 0,15, tiene un periodo τ de 25 ms y un intervalo de pulso de alta intensidad t_H de 1,25 - 3,75 ms.

Puede encontrarse un límite superior en la frecuencia examinando la cantidad de tejido de capa compacta formado en 8 oscilaciones del flujo de plasma. La figura 41 muestra una representación gráfica del grosor de la capa compacta en función del número de oscilaciones para varias frecuencias diferentes. El grosor de la capa compacta debe ser de 200 - 500 μm . Usando el grosor mínimo como condición límite, la frecuencia de las oscilaciones de plasma es preferiblemente menor de 70 Hz. Un flujo de plasma de oscilación volumétrica generado mediante una onda de corriente con una frecuencia de 70 Hz con un ciclo de trabajo D de 0,05 - 0,15 tiene un periodo τ de 14 ms y un intervalo de alta intensidad t_H de 0,7 - 2,1 ms. Si la frecuencia se aumenta por encima de este límite superior preferible, el grosor de la capa compacta es insuficiente para la coagulación.

Cuando se coagula tejido, también deben sellarse los vasos sanguíneos cortados para detener totalmente la hemorragia. En algunos órganos, el caudal de sangre del vaso puede aproximarse a los 30 mm/s. La figura 42 muestra un vaso sanguíneo 275 que tiene una pared de vaso sanguíneo 274, que se deja al descubierto a través del proceso de coagulación. Estos vasos sanguíneos pueden sellarse mediante calentamiento de las paredes interiores del vaso sanguíneo al descubierto, tal como se da a conocer en la solicitud estadounidense n.º 12/696.411 incorporada como referencia al presente documento para todos los propósitos. Este calentamiento hace que se desnaturalice el colágeno en la pared de vaso sanguíneo 274 y se hinche hacia dentro, cerrando el vaso sanguíneo 275. Para pequeños vasos sanguíneos (menores de aproximadamente 1 mm de diámetro) el calentamiento de la superficie del tejido es suficiente para sellar los vasos sanguíneos. El sellado de vasos sanguíneos más grandes requiere el calentamiento de las paredes de vaso sanguíneo hasta una profundidad de 1 - 1,5 diámetros de vaso sanguíneo. El calentamiento hasta esta profundidad sólo puede llevarse a cabo usando un flujo de plasma si el flujo de plasma tiene una alta presión dinámica dirigida al vaso sanguíneo. Un flujo de plasma de oscilación axial o continuo con una temperatura de salida mayor de 11.000 K puede proporcionar una presión dinámica a lo largo del eje del flujo de plasma que cumple este criterio. A esta temperatura, el plasma tiene suficiente energía y velocidad para vaporizar la sangre, penetrar en el vaso sanguíneo hasta la profundidad requerida, y calentar las paredes de vaso sanguíneo desde el interior. En una realización preferida, el flujo de plasma de oscilación volumétrica, incluso durante el intervalo de baja intensidad, tiene una temperatura de salida de más de 11.000 K y, por tanto, es adecuado para sellar grandes vasos sanguíneos, tal como se da a conocer en la solicitud estadounidense n.º 12/696.411.

Las figuras 43A-C muestran la aplicación de un flujo de plasma de oscilación axial para sellar un vaso sanguíneo. En la figura 43, un flujo de plasma 320 se ha dirigido a un vaso sanguíneo al descubierto. Se ha vaporizado sangre 321 hasta una profundidad de 1 - 1,5 diámetros de vaso sanguíneo. El flujo de plasma 320 calienta las paredes de vaso sanguíneo 322 al descubierto con las que entra en contacto. La figura 43B muestra las paredes de vaso sanguíneo 322 al descubierto que se hinchan hacia dentro una hacia otra. Después de que se haya producido un hinchamiento

suficiente, las paredes 322 sellan por completo el vaso sanguíneo y detienen que fluya sangre 321 hasta la superficie. Este hinchamiento puede no ocluir por completo el vaso, particularmente si el diámetro del vaso es relativamente grande, es decir, mayor de 3 mm. En este caso, el operario barre el tejido que rodea el vaso constreñido con el flujo de plasma en un movimiento circular. Esto calienta el tejido circundante, que también se hincha y fuerza las paredes de vaso sanguíneo a ocluir por completo el vaso.

5.4.1.3 Coagulación con flujos de plasma modulado

En otra realización, se introducen oscilaciones de alta frecuencia durante el intervalo de alta intensidad de un flujo de plasma de oscilación axial. Se genera este flujo de plasma de oscilación volumétrica mediante la onda de corriente pulsatoria polarizada modulada, de la que se muestra un ejemplo en la figura 12. Como la realización que usa la onda pulsatoria polarizada de baja frecuencia mostrada en la figura 11, este flujo de plasma también es especialmente adecuado para la coagulación. Manteniendo el mismo nivel de corriente de polarización I_L , nivel de corriente de pulso I_H , baja frecuencia y el ciclo de trabajo de baja frecuencia que la onda pulsatoria polarizada de baja frecuencia, esta realización también produce un flujo de plasma con oscilaciones axiales que llevan a cabo de manera eficiente la coagulación, tal como se describió anteriormente. Las oscilaciones de alta frecuencia, que producen oscilaciones radiales durante el intervalo de alta intensidad del flujo de plasma, se producen con una frecuencia mayor de 2.000 Hz, preferiblemente mayor de 20.000 Hz. El ciclo de trabajo de la oscilación de alta frecuencia es de 0,35 - 0,65, preferiblemente de 0,5. Para las oscilaciones de alta frecuencia de 2.000 Hz con un ciclo de trabajo D de 0,35 - 0,65, el periodo τ es de 0,5 ms y un intervalo de pulso de alta intensidad t_H de 175 - 325 μ s. Un intervalo de pulso de alta intensidad correspondiente a 20.000 Hz y D de 0,35 - 0,65 es de manera correspondiente de 17,5 - 32,5 μ s. El ciclo de trabajo D de 0,36 - 0,65 garantiza que la longitud del plasma no disminuya entre ráfagas de alta frecuencia. Dicho de otro modo, la longitud del flujo de plasma se mantiene en su estado expandido durante el intervalo de alta intensidad. Si las oscilaciones de alta frecuencia son ultrasónicas, estas oscilaciones de alta frecuencia mejoran el efecto de coagulación proporcionando adicionalmente ondas de presión ultrasónicas al tejido.

Las ondas de presión ultrasónicas, tales como las proporcionadas por un flujo de plasma que funciona a alta frecuencia, tienen al menos dos efectos sobre el tejido. Estos efectos pueden observarse cuando la frecuencia de las oscilaciones es mayor de 20 kHz. En primer lugar, las vibraciones acústicas a esta frecuencia generan calor. Sin embargo, este calor de vibración es despreciable en comparación con el calor proporcionado por el propio flujo de plasma a temperaturas de salida de 11.000 K y superiores. En segundo lugar, y más importante para la coagulación, la naturaleza de la transferencia de calor a la capa compacta cambia en presencia de cavitación. Específicamente, el plasma que no oscila de manera ultrasónica calienta la capa compacta mediante difusión de calor al tejido desde el límite de fluido. En cambio, el plasma que utiliza oscilaciones ultrasónicas tiene un mecanismo de cavitación adicional para el calentamiento del tejido. Cavitación se refiere a la acción de las ondas de presión ultrasónicas sobre burbujas de gas en un líquido. Tal como se explicó anteriormente, las oscilaciones del flujo de plasma dan como resultado oscilaciones acústicas, que son ondas de presión. Cuando las ondas de presión actúan sobre un líquido, pueden formarse burbujas de gas en el líquido cuando la presión disminuye por debajo de la presión de vapor característica de ese líquido. Cuando las ondas de presión son ultrasónicas, estas burbujas oscilan violentamente y luego implosionan creando potentes ondas de choque localizadas. Estos mecanismos calientan rápidamente la sangre y el tejido circundantes. La cavitación da como resultado una formación más rápida de la capa compacta y una coagulación mejorada.

La figura 44 muestra el efecto de una onda de presión ultrasónica sobre el tamaño de una burbuja. La figura 44 es una representación gráfica del tamaño de burbuja en función del tiempo. El intervalo 331 corresponde a la formación de la burbuja durante un frente de onda de baja presión de la onda ultrasónica. La burbuja se expande cuando la presión disminuye y se contrae cuando la presión aumenta. El intervalo 332 muestra la contracción de la burbuja durante la siguiente onda de alta presión. La burbuja alterna entre expansión y contracción, pero se expande más rápido de lo que se contrae. Cuando la onda de presión ultrasónica se genera mediante oscilaciones de alta frecuencia de un flujo de plasma, los ciclos de expansión y contracción siguen a las oscilaciones de alta frecuencia. La expansión y contracción de burbujas crea flujo de fluido localizado. Estos flujos de fluido localizados pueden tener altas velocidades y tensiones de corte suficientemente grandes como para destruir células y otras estructuras celulares en un tejido.

A altas intensidades ultrasónicas, la burbuja mostrada en la figura 44 implosionará después de unos pocos ciclos de oscilación. Durante la implosión, se producen tensiones de corte, ondas de choque, presiones y temperaturas muy altas. El resultado de estas explosiones es la destrucción y fragmentación de la estructura local del tejido. Adicionalmente, el calor generado a partir de las tensiones de corte y los colapsos de burbuja puede desnaturalizar proteínas y aumentar la velocidad de coagulación.

Dado que el plasma es un gas ionizado, existen importantes efectos sinérgicos cuando la energía ultrasónica se acopla con un flujo de plasma para lograr la coagulación. A medida que pasa el flujo de plasma a través de la capa esponjosa de un tejido, impacta con el límite de fluido. Parte del plasma pasa al tejido por debajo de la capa esponjosa como gas disuelto. Esta cantidad aumentada de gas disuelto forma entonces burbujas que actúan como receptores de energía ultrasónica y cavitan. El resultado de combinar un plasma de alta temperatura con

ultrasonidos es que el efecto de cavitación se potencia enormemente, lo que mejora la coagulación.

Muestras morfológicas presentan que cuando se usan oscilaciones ultrasónicas durante la coagulación, la capa compacta tiene dos subcapas diferenciadas. La subcapa adyacente a la capa esponjosa es una capa densa y homogénea con toda la estructura celular destruida debido a cavitación. La subcapa inferior es la capa compacta habitual tal como se describió anteriormente. La subcapa de la capa compacta resultante formada como resultado de la cavitación es una capa densa y homogénea que muestra características de sellado mejoradas. Además, una capa esponjosa formada a partir de tejido que se ha perturbado mediante cavitación tiene un tamaño de poro significativamente reducido, que oscila entre 20 - 25 μm en vez de 30 - 70 μm .

La adición de ultrasonidos también es beneficiosa para sellar vasos sanguíneos con hemorragia. La cavitación que se produce en las paredes de vaso y la sangre en el interior del vaso acelera el proceso de sellado. La destrucción y fragmentación del tejido de vaso potencia enormemente el proceso de hinchamiento formando el sello del vaso sanguíneo. Se ha observado que la adición de oscilaciones ultrasónicas de alta frecuencia aumenta el hinchamiento de las paredes de vaso sanguíneo hasta en cinco veces y aceleran enormemente el proceso de sellado. Por consiguiente, pueden sellarse incluso grandes vasos sanguíneos con un alto caudal de sangre rápidamente sin necesidad de dirigir el flujo de plasma al vaso sanguíneo y luego en el tejido circundante durante un amplio periodo de tiempo.

Por consiguiente, en esta realización preferida, en la que se genera un flujo de plasma de oscilación volumétrica mediante una onda de corriente pulsatoria polarizada modulada, el operario simplemente barre el tejido con el flujo de plasma sin considerar la naturaleza del tejido y la presencia de los vasos sanguíneos. Las propiedades de coagulación mejoradas para un flujo de plasma de este tipo facilitan el rápido sellado de los vasos sanguíneos sin dedicar tiempo extra en dirigir el flujo de plasma al vaso. No es necesario prestar una especial atención a los vasos sanguíneos, ya que se sellan incluso grandes vasos sanguíneos con un caudal de sangre de 30 mm/s rápidamente mediante este proceso de barrido.

5.4.2 Corte con plasma de oscilación radial

Más allá de la coagulación de tejido, también pueden usarse flujos de plasma para llevar a cabo la tarea quirúrgica de corte. Durante esta tarea quirúrgica se destruye una pequeña región de tejido para separar el tejido. Mediante la separación del tejido, el operario puede retirar tejido no deseado o dejar al descubierto tejidos subyacentes para cirugía adicional. Para la coagulación tal como se describió anteriormente, determinados efectos térmicos y mecánicos se llevan a cabo en el tejido mientras que se evita una sublimación significativa. Sin embargo, cuando se corta usando un flujo de plasma, se pretende la sublimación del tejido. En las realizaciones preferidas, la sublimación está acompañada por la coagulación simultánea del tejido que acaba de separarse. Esta coagulación simultánea se lleva a cabo mediante el uso de un flujo de plasma de oscilación volumétrica. Usando las realizaciones preferidas, pueden cortarse incluso tejidos con velocidades de hemorragia característicamente altas sin hemorragia significativa o sin hemorragia en absoluto.

Como visión general, se han usado flujos de plasma continuos de la técnica anterior para llevar a cabo el corte. Un flujo de plasma típico adecuado para el corte tenía una componente axial significativa de la presión dinámica y proporcionaba un alto flujo calorífico. Se lograba un corte delgado usando un dispositivo de generación de plasma con un pequeño diámetro de salida. Manteniendo el corte delgado, se limitaba el daño de tejido a una región muy pequeña del tejido y la precisión del corte era alta. Los efectos de coagulación, tales como la formación de capas esponjosa y compacta, eran despreciables. El resultado del uso de un flujo de plasma continuo para el corte era un corte delgado, preciso con hemorragia significativa. El tejido con hemorragia que se dejaba al descubierto mediante este corte se coagularía normalmente usando un dispositivo independiente.

Las figuras 45A-C ilustran el proceso de corte con un flujo de plasma continuo típico de la técnica anterior. El dispositivo de generación de plasma 340 se coloca en la superficie 341 del tejido. Manteniendo el dispositivo de generación de plasma 340 adyacente a la superficie del tejido, la superficie del tejido está en la región de corte 311 tal como se muestra en la figura 36. Volviendo a la figura 45A, el flujo de plasma 342 vaporiza una parte del tejido, formando un corte. El corte tiene paredes 343 que son tejidos al descubierto debido a la destrucción de tejido adyacente. Dado que la componente radial de presión dinámica en un flujo de plasma continuo es despreciable, las paredes 343 no se coagulan mediante el flujo de plasma continuo y comienzan a presentar hemorragia. En el fondo del corte, se forma una capa sellante delgada que consiste en la capa esponjosa 344 y la capa compacta 345. Sin embargo, debido al flujo calorífico muy alto proporcionado por el flujo de plasma, esta capa sellante se traslada hacia dentro en vez de aumentar de grosor.

Para alargar el corte, el dispositivo de generación de plasma 340 se mueve a lo largo de la superficie del tejido para formar una hendidura. Para cortar hasta mayor profundidad o separar por completo el tejido en trozos independientes, el dispositivo de generación de plasma puede moverse de manera más profunda en el corte para sublimar más tejido. Esto se muestra en la figura 45B. Adicionalmente, durante el proceso de corte, los vasos sanguíneos 346 se disecan mediante el flujo de plasma y sus extremos al descubierto se abren en el corte. De manera importante, un flujo de plasma continuo usado para el corte no coagula eficazmente el tejido o los vasos

sanguíneos al descubierto a lo largo de las paredes del corte. La hemorragia de tejido 347 y la hemorragia de vaso 348, mostradas en la figura 45C, deben coagularse de algún otro modo, tal como un flujo de plasma independiente adaptado para la coagulación o mediante algún otro medio.

5 Usando un flujo de plasma de oscilación radial, puede llevarse a cabo el corte mientras que simultáneamente se coagula tejido al descubierto mediante el corte, dando como resultado un corte con escasa ausencia de hemorragia. En la realización preferida, se usa una onda pulsatoria polarizada de alta frecuencia de corriente para generar un flujo de plasma con oscilaciones sustancialmente radiales. La frecuencia de las oscilaciones es mayor de 2.000 Hz, y es preferiblemente de 20.000 - 30.000 Hz. En una realización, la corriente de onda pulsatoria polarizada tiene una
10 frecuencia de 20.000 Hz con un ciclo de trabajo D de 0,05 - 0,15, tiene un periodo τ de 50 μ s y un intervalo de pulso de alta intensidad t_H de 2,5 - 7,5 μ s. Se representa un ejemplo de un flujo de plasma de este tipo en la figura 20A. A tan alta frecuencia, la dispersión de partículas de plasma dirige el plasma tanto axial como radialmente. El plasma dirigido radialmente crea una componente sustancialmente radial de la presión dinámica y el flujo calorífico. Estas componentes sustancialmente radiales, únicas de los flujos de plasma de oscilación volumétrica, se usan para
15 coagular los tejidos a lo largo de las paredes del corte a medida que se realiza el corte. Adicionalmente, dado que el intervalo de alta intensidad de los pulsos de alta frecuencia no es lo suficientemente largo como para que el flujo de plasma se extienda hasta una longitud significativa, la energía del flujo de plasma, incluso durante el intervalo de alta intensidad, se concentra en un volumen cerca de la salida del dispositivo de generación de plasma.

20 Esta concentración de energía resulta evidente en las figuras 18A-B. El volumen de plasma activo es de sección decreciente hasta un punto en el eje del flujo de plasma, que puede considerarse la "punta de corte" del flujo de plasma. Dada la punta de corte muy centrada, el corte resultante formado por el flujo de plasma de oscilación radial será delgado y minimizará la cantidad de tejido destruido. Esta punta de corte está presente para plasma tanto de alta como de baja intensidad.

25 Un flujo de plasma de oscilación radial lleva a cabo tanto la sublimación como la coagulación de tejido simultáneamente. Las figuras 46A-C ilustran el proceso de corte (tanto sublimación como coagulación de tejido) con un flujo de plasma de oscilación radial. Volviendo en primer lugar al aspecto de corte del proceso, la figura 46A muestra que un flujo de alta intensidad 350 se dirige desde el dispositivo de generación de plasma 351 durante el intervalo de alta intensidad de la onda de corriente pulsatoria polarizada de alta frecuencia. El dispositivo de generación de plasma 32 se sitúa en la superficie del tejido. El plasma de alta intensidad, que tiene una temperatura de salida de 20.000 - 30.000 K, sublima tejido para formar un corte. Dado que el plasma de alta intensidad con la temperatura de salida de 20.000 - 30.000 Hz se mantiene durante sólo unos pocos μ s, no provoca un amplio daño al
30 tejido. El plasma de alta intensidad tiene un flujo calorífico dirigido tanto axial como radialmente, de modo que la anchura del corte corresponde a la anchura máxima del flujo de plasma, que puede ser de hasta 1,5 mm, el plasma es relativamente ancho a la salida con el diámetro de 0,5 mm.

La figura 46B muestra un intervalo de baja intensidad posterior del flujo de plasma tras el pulso de alta intensidad mostrado en la figura 46A. El plasma de baja intensidad tiene una temperatura de salida de al menos 11.000 K y una distribución de flujo calorífico con una componente axial significativa y una componente radial relativamente pequeña. Esto garantiza que durante el intervalo de baja intensidad, no se produce sublimación radial de tejido. El plasma de baja intensidad hace avanzar el corte adicionalmente en la dirección axial, profundizándolo. Por consiguiente, plasma tanto de alta intensidad como de baja intensidad proporcionados contribuyen al corte de tejido.

45 En cuanto a la coagulación, tal como se muestra en la figura 46A, las oscilaciones radiales crean un efecto de coagulación en todas las direcciones similar al efecto que tienen las oscilaciones axiales en la dirección axial para la coagulación de tejido. Específicamente, durante un intervalo de alta intensidad, la componente radial del flujo calorífico del flujo de plasma crea la capa esponjosa 353 en las paredes del corte. Al mismo tiempo, la componente axial del flujo calorífico del flujo de plasma crea la capa esponjosa 353 a lo largo del fondo del corte. Adicionalmente, la ráfaga de plasma de alta intensidad comienza a formar la capa compacta 354 a medida que el calor se difunde pasada la capa esponjosa 353. Al final del intervalo de alta intensidad, la capa compacta 354 es relativamente delgada dado que el intervalo es corto en comparación con el tiempo requerido para una difusión de calor significativa desde el límite de fluido 355. Por consiguiente, sólo un grosor muy pequeño de tejido por debajo de la capa esponjosa tiene una cantidad sustancial de proteína desnaturalizada.

55 Tal como se muestra en la figura 46B, durante el intervalo de baja intensidad posterior, el plasma de baja intensidad 352 proporciona un menor flujo calorífico al tejido en las paredes del corte. Este menor flujo calorífico aumenta el grosor de la capa compacta 354 sin provocar sublimación adicional de la capa esponjosa 353 en las paredes del corte. Después de varias oscilaciones volumétricas, las paredes del corte se coagulan por completo. El resultado se muestra en la figura 46C, en la que el tejido se ha separado por completo mientras que al mismo tiempo una gruesa capa sellante que comprende la capa esponjosa 353 y la capa compacta 354 impide por completo la hemorragia.

65 Cuando la frecuencia de las oscilaciones es ultrasónica, se mejora el efecto coagulante de un flujo de plasma de oscilación volumétrica sobre un tejido mediante la adición de energía ultrasónica. Tal como se describió con referencia a la tarea quirúrgica de coagulación, esta energía ultrasónica actúa como fuente extra de calentamiento y provoca cavitación en el tejido. La cavitación que se produce en la superficie del tejido ayuda a la tarea quirúrgica de

corte perturbando el tejido en la superficie y provocando fragmentación. Esta cavitación, además de la sublimación, da como resultado una eficiencia de corte potenciada.

5 Para hacer un repaso breve, en la tarea quirúrgica de coagulación la adición de energía ultrasónica da como resultado una capa sellante enormemente mejorada. Asimismo, la energía ultrasónica mejora de manera espectacular la coagulación durante la tarea quirúrgica de corte. En primer lugar, un rápido calentamiento del tejido por debajo del límite de fluido a través del mecanismo de cavitación acelera la reacción de desnaturalización que forma la capa compacta. Esto significa que se acelera enormemente la formación de la capa compacta, que es lenta en comparación con la formación de la capa esponjosa. En segundo lugar, la perturbación de tejido debida a 10 cavitación ultrasónica tiene muchos efectos beneficiosos sobre la resistencia de la capa sellante. Por ejemplo, los diámetros de poro de la capa esponjosa se disminuyen significativamente, lo que hace que esta capa sea más densa y mejor en la detención del flujo sanguíneo. La cavitación también crea una subcapa de la capa compacta en la que las propias células se han visto perturbadas, creando una estructura más homogénea que es mejor en la detención del flujo sanguíneo. El resultado de estos efectos es que la capa sellante puede hacerse 15 significativamente más delgada mientras que al mismo tiempo es significativamente mejor en la detención de la hemorragia.

Con respecto a los vasos sanguíneos disecados durante el proceso de corte, la figura 47 muestra cómo la componente radial del flujo calorífico de un flujo de plasma de oscilación radial puede sellar los vasos sanguíneos. 20 Tal como se analizó en el caso de la coagulación, la penetración del plasma en los vasos sanguíneos requiere que el plasma tenga baja densidad y alta presión dinámica dirigida al vaso sanguíneo. Dado que el plasma de alta intensidad 360 tiene una gran presión dinámica con una componente radial significativa, puede proporcionar una gran presión dinámica 361 al vaso sanguíneo 362. El plasma de alta intensidad puede penetrar en el vaso sanguíneo 361 y calentar las paredes al descubierto del vaso sanguíneo 363 para crear el efecto de sellado descrito 25 con referencia a las figuras 43A-C.

El efecto cavitacional debido a ondas ultrasónicas generadas como resultado de oscilación radial pueden ocluir por completo los orificios de vasos cortados a medida que continúa realizándose el corte con oscilaciones ultrasónicas. De manera similar a los tejidos circundantes, las paredes de vaso sanguíneo y la sangre se perturban y se coagulan 30 mediante la onda acústica ultrasónica. El efecto cavitacional actúa junto con la penetración del plasma en el vaso para llevar a cabo el sellado del vaso.

Dados los beneficios asociados con ondas acústicas ultrasónicas, en la realización preferida para la tarea quirúrgica de corte la frecuencia de oscilaciones es ultrasónica. El flujo de plasma de oscilación volumétrica se genera preferiblemente usando una onda pulsatoria polarizada de alta frecuencia que oscila con una frecuencia de 20.000 - 35 30.000 Hz. En esta realización preferida, el nivel de corriente de polarización es de 6 A, el nivel de corriente de pulso es de 30 A y el ciclo de trabajo es de 0,05 - 0,15.

Los resultados en pruebas con animales han mostrado que puede acoplarse la coagulación eficaz con la tarea 40 quirúrgica de corte usando la realización preferida. Se han cortado tejidos con velocidades de hemorragia características muy intensas sin hemorragia significativa o ausencia de la misma. Adicionalmente, se han sellado vasos con diámetros de hasta 4 mm a medida que se cortaban.

5.4.3 Vaporización con plasma de oscilación radial

45 Además de las tareas quirúrgicas de coagulación y de corte, también puede usarse un flujo de plasma para llevar a cabo la tarea quirúrgica de vaporización. Como con el corte, el objetivo primario de la vaporización es la destrucción de tejido. En el corte, se destruía una pequeña cantidad del tejido para separar trozos de tejido entre sí. En la vaporización, por otro lado, se destruye una determinada cantidad de tejido superficial enfermo o no deseable por lo 50 demás. En tal situación, el objetivo es destruir por completo el tejido no deseable mientras que se provoca el menor daño colateral posible. Este daño colateral incluye vaporización accidental de tejido sano adyacente y hemorragia de los tejidos al descubierto durante la vaporización. Por ejemplo, puede ser necesario tener que vaporizar nódulos tumorales cancerosos situados en un tejido que debe preservarse tal como en la médula espinal, el cerebro o los ovarios en vez de extirparse para proteger el tejido delicado que hay debajo.

55 Un flujo ideal de plasma para la vaporización debe proporcionar un control preciso de la profundidad de vaporización de tejido mientras que al mismo tiempo coagula eficazmente el tejido al descubierto durante la vaporización. Para este propósito, puede usarse un flujo de plasma de oscilación radial. De hecho, el mismo flujo de plasma de oscilación radial preferido para la tarea quirúrgica de corte también se prefiere para la tarea de vaporización. Es decir, se genera el flujo de plasma de oscilación volumétrica usando una corriente de onda pulsatoria polarizada de 60 alta frecuencia que tiene una frecuencia mayor de 2.000 Hz, preferiblemente de 20.000 - 30.000 Hz. El ciclo de trabajo del flujo de plasma de oscilación volumétrica es preferiblemente de 0,05 - 0,15, la corriente de polarización es de 6 A y la corriente de pulso es de 30 A. Un flujo de plasma de oscilación radial generado con esta onda de corriente pulsatoria polarizada de alta frecuencia se analizó con referencia a la figura 20A. En este caso, cortos 65 intervalos de alta intensidad limitan la longitud del flujo de plasma a diferencia de concentrar la energía próxima a la salida del dispositivo de generación de plasma. Adicionalmente, tal como se describió anteriormente con referencia

al corte, un flujo de plasma de este tipo de oscilación volumétrica se optimiza para coagular eficazmente tejido al descubierto después de la vaporización de la superficie. Si la frecuencia de las oscilaciones es ultrasónica, también se proporciona energía ultrasónica al tejido, lo que mejora tanto la vaporización como la coagulación, tal como se describió anteriormente con referencia al corte.

5 Aunque el flujo de plasma de oscilación volumétrica preferido es el mismo para el corte y la vaporización, el proceso para realizar la tarea difiere. En el corte, el dispositivo se sostiene en la superficie del tejido, es decir a 0 mm desde la salida hasta el tejido. Esta posición maximiza la cantidad de vaporización de tejido y acelera el proceso de corte. En la vaporización, por otro lado, se requiere un control preciso de la profundidad de destrucción. La figura 36 muestra que la distancia óptima para la tarea de vaporización está en la región 312. Preferiblemente, el dispositivo de generación de plasma 32 se sostiene a una distancia de 2 - 5 mm desde la superficie del tejido. Dado que la temperatura disminuye rápidamente a lo largo de esta región, el operario tiene un buen control de la velocidad de vaporización simplemente moviendo el dispositivo hacia o lejos de la superficie del tejido.

15 Las figuras 48A-E muestran la vaporización de un tumor según la realización preferida. La figura 48A muestra el tumor 371 que crece en la superficie de tejido sano 370 antes de la aplicación del flujo de plasma de oscilación radial. El objetivo del proceso es destruir por completo todo el tejido no deseado del tumor 371 mientras que se coagula simultáneamente el tejido subyacente. En la figura 48B, el dispositivo de generación de plasma 372 ha producido el flujo de plasma de oscilación radial 373 y se dirige a una parte del tumor 371. El dispositivo de generación de plasma 372 se sostiene entre 2 - 5 mm desde la superficie del tumor 371. El operario ajusta la distancia del dispositivo de generación de plasma 372 para mantener una velocidad de vaporización controlada y estable. Mientras que el flujo de plasma 373 se dirige al tumor 371, se producen múltiples oscilaciones del flujo de plasma. Durante los intervalos de alta intensidad, el plasma de alta intensidad lleva a cabo tanto la sublimación de tejido tumoral como la rápida formación de la capa esponjosa 374. Durante los intervalos de baja intensidad, el plasma de baja intensidad también lleva a cabo la sublimación de tejido tumoral. Debido a su menor temperatura y flujo calorífico, la velocidad de sublimación lograda mediante el plasma de baja intensidad es mucho menor que la velocidad lograda mediante el plasma de alta intensidad. Sin embargo, el plasma de baja intensidad se aplica durante 8,5 - 20 veces más tiempo que el plasma de alta intensidad, de modo que puede llevarse a cabo una sublimación significativa incluso con la menor velocidad. Así se produce una sublimación sustancial incluso durante el intervalo de baja intensidad. Además de sublimación, el plasma de baja intensidad también proporciona calor a la capa compacta a través del proceso de difusión de calor desde el límite de fluido. Este proceso alternativo de coagulación, en el que el plasma de alta y de baja intensidad actúan juntos para formar eficazmente una capa sellante, se describió anteriormente con respecto tanto a la coagulación como al corte. Cuando el operario mueve el dispositivo de generación de plasma 372 lateralmente hasta la posición mostrada en la figura 48C, el flujo de plasma de oscilación radial ha vaporizado parte del tumor 371 y formado simultáneamente una capa sellante para impedir la hemorragia.

La figura 48C muestra el tumor 371 después de haberse dirigido varias oscilaciones de flujo de plasma 373 a otra parte del tumor. Normalmente, el operario mueve el dispositivo de generación de plasma en un movimiento circular en paralelo a la superficie del tejido 370 de modo que se vaporiza todo el tumor a velocidad controlada y uniforme. En este momento, la parte superior del tumor 371 se ha destruido, pero cierta cantidad de tejido no deseado permanece incrustado en el tejido sano 370. En este punto del proceso, el operario puede retirar opcionalmente el dispositivo de generación de plasma 372 y determinar si el tumor 370 se ha destruido por completo. Un modo de determinar si el tumor se ha destruido por completo es mediante examen visual o táctil. Si el tumor está presente todavía, tendrá una textura perceptiblemente diferente a la del tejido sano 370.

Tal como se muestra en la figura 48D, el operario dirige de nuevo el dispositivo de generación de plasma 372 al tumor 371. Para mantener la misma velocidad de vaporización, el dispositivo de generación de plasma se mueve hacia delante ligeramente, permaneciendo dentro de 2 - 5 mm desde la superficie que está vaporizándose. Como resultado, se vaporiza más tejido tumoral no deseado. La figura 48D muestra que el plasma ha vaporizado pasado el fondo del tumor 371 y ha comenzado a vaporizar el tejido sano 370. Dado el control preciso que el operario tiene sobre la profundidad de destrucción, el operario podrá cesar sistemáticamente la vaporización poco después de que se alcance el tejido sano 370. Adicionalmente, el tejido por debajo del tumor 371 se coaguló mediante el flujo de plasma de oscilación radial, de modo que no se produce hemorragia. La vaporización del tejido por debajo de la superficie del tejido 370 ha formado una depresión en el tejido que tiene paredes 376. Dada la componente radial significativa de la presión dinámica proporcionada por un flujo de plasma de oscilación radial, las paredes 376 también se coagularán eficazmente.

Para terminar el procedimiento, el dispositivo de generación de plasma se dirige de nuevo a otras partes del tumor 371. Este movimiento se muestra en la figura 48E, en la que el dispositivo de generación de plasma 372 se ha movido sustancialmente en paralelo a la superficie de tejido 370. La aplicación continuada de flujo de plasma de oscilación radial 373 ha destruido por completo el tumor 371. Todo lo que queda es tejido sano 370, junto con una capa sellante que detiene por completo incluso hemorragia muy intensa. Tal como se explicó anteriormente con referencia a la coagulación y el corte, la capa sellante tiene una morfología única para los flujos de plasma de oscilación volumétrica que los hace preferidos para detener altos niveles de hemorragia. La capa esponjosa 374, formada principalmente por un plasma de alta velocidad y baja densidad durante el intervalo de alta intensidad, tiene

muchas subcapas correspondientes a cada intervalo de alta intensidad. Además, la capa compacta 375 es relativamente gruesa en comparación con la capa esponjosa 375. Esto es posible dado que durante el intervalo de baja intensidad, el plasma de baja intensidad tuvo la oportunidad de calentar el tejido en la capa compacta sin destruir por completo la capa esponjosa formada durante el intervalo de alta intensidad.

5 El análisis anterior de la vaporización se aplica a flujos de plasma de oscilación radial con frecuencias mayores de 2.000 Hz. Si la frecuencia es ultrasónica, la tarea quirúrgica de vaporización se mejora mediante la energía ultrasónica adicional transferida al tejido. En la realización preferida, la frecuencia de las oscilaciones es de 20.000 - 10 30.000 Hz. Los beneficios de la energía ultrasónica para la vaporización son muy similares a los beneficios observados en la tarea quirúrgica de corte. Específicamente, la cavitación en la superficie del tejido provoca fragmentación, que ayuda en la destrucción del tumor. La cavitación dentro del tejido también mejora la estructura de las capas sellantes. Por ejemplo, los diámetros de poro de la capa esponjosa se reducen. Adicionalmente, la capa compacta tiene una subcapa que se compone de tejido homogeneizado cuando la cavitación ha destruido la estructura celular individual. Esta subcapa homogeneizada es particularmente efectiva para la coagulación. El resultado final es que el grosor de la capa sellante puede ser relativamente delgado sin sacrificar la capacidad para 15 detener una hemorragia muy intensa. Esto es particularmente importante para la tarea quirúrgica de vaporización, en la que debe destruirse tejido mientras que se minimiza el daño colateral.

Además de la coagulación de tejido, un flujo de plasma de oscilación radial usado para la vaporización también puede sellar simultáneamente los vasos sanguíneos al descubierto mediante el proceso de vaporización. Las figuras 20 49A-B muestran el vaso sanguíneo 38 que se sella durante la vaporización. La figura 49A muestra el tejido 370 cerca del final del procedimiento de vaporización. El vaso sanguíneo 378, que proporciona sangre al tejido recién vaporizado, está ahora al descubierto. A menos que se selle el vaso sanguíneo 378, continuará fluyendo sangre 379 fuera del vaso. Cuando se observa tal vaso al descubierto, el operario puede usar el mismo flujo de plasma de oscilación radial usado para la vaporización para sellar el vaso al descubierto. Para hacerlo, el operario dirige el flujo de plasma de oscilación radial 373 al vaso 378. Debido a la presión dinámica y el flujo calorífico elevados, el flujo de plasma 373 puede evaporar sangre 379 y penetrar de manera profunda en el vaso sanguíneo 378. Debido a esto, las paredes del vaso sanguíneo 377 se calentarán hasta una profundidad de 1 - 1,5 diámetros de vaso. A medida que se calientan las paredes 377 se hincharán hasta que ocluyan por completo el vaso sanguíneo 378, formando un sello para detener el flujo sanguíneo. Esto se muestra en la figura 49B. Aunque se muestra el vaso 378 en el fondo de la depresión formada por el procedimiento de vaporización, es posible que el vaso sanguíneo pudiera estar al descubierto a lo largo de la pared 376 de la depresión. Incluso aunque el vaso 378 no esté alineado con el eje del flujo de plasma en este caso, el flujo de plasma de oscilación radial todavía puede llevar a cabo el sellado del vaso. Esto se debe a una componente radial significativa de la presión dinámica del flujo de plasma 373.

35 Aunque el análisis anterior de las figuras 49A-B describe el proceso de sellado del vaso por separado de la vaporización, debe indicarse que el proceso de sellado del vaso se produce simultáneamente al proceso de vaporización. El operario no altera significativamente el procedimiento de vaporización descrito con referencia a las figuras 48A-E. Como mucho, el operario puede necesitar dedicar ligeramente más tiempo en dirigir el flujo de plasma 40 373 a una parte particular del tumor 371 para sellar un vaso, antes de proceder a terminar el procedimiento de vaporización para todo el tumor.

Además, en la realización preferida, con una frecuencia de oscilaciones en el rango de 20.000 - 30.000 Hz, el efecto cavitacional debido a las ondas acústicas ultrasónicas ayuda a sellar los vasos sanguíneos. Experimentos muestran que el grosor de las paredes de vaso sanguíneo aumenta en un factor de 5, en comparación con el hinchamiento que se obtiene con una onda ultrasónica, lo que facilita un rápido sellado del vaso.

5.5 Aplicaciones no quirúrgicas

50 Los flujos de plasma de oscilación volumétrica también son útiles para una variedad de aplicaciones no quirúrgicas. Estas incluyen aplicaciones médicas, aparte de cirugía así como aplicaciones que no son médicas.

5.5.1 Tratamiento de heridas, cosméticos y tratamiento del dolor

55 Los flujos de plasma de oscilación volumétrica pueden usarse para aplicaciones médicas no quirúrgicas. Por ejemplo, estos flujos de plasma pueden usarse en procedimientos para tratamiento de heridas, tratamiento del dolor y cirugía plástica. En estos procedimientos, un flujo de plasma de oscilación volumétrica se dirige a un tejido. El objetivo del procedimiento es llevar a cabo efectos beneficiosos generando y administrando determinados productos químicos de manera profunda en el tejido en presencia de calor y luz. Estos productos químicos, como NO u ozono, pueden formarse a medida que se introducen los reactantes en el flujo de plasma. Estos reactantes pueden ser aire, otros gases, o de manera concebible otros materiales. Una vez introducidos en el flujo de plasma, estos reactantes se calientan y participan en reacciones químicas que forman los productos químicos deseados. Estos productos químicos se dirigen entonces a la superficie del tejido. En estas aplicaciones, el calor total proporcionado al tejido es preferiblemente bajo. Por tanto, en una realización preferida, el flujo de plasma de oscilación volumétrica dirigido al 60 tejido es un flujo de plasma intermitente de oscilación volumétrica.

Un beneficio clave del uso de flujos de plasma para llevar a cabo la administración de fármacos en estas aplicaciones es el alto nivel de penetración de fármacos en el tejido. Se ha mostrado que la administración era significativamente mejor cuando se usaban flujos de plasma en comparación con métodos que administran los fármacos en "frío" a la superficie del tejido. El uso de un flujo de plasma de oscilación volumétrica en vez de un flujo de plasma continuo, esta administración de fármacos es incluso más eficaz. El beneficio de los flujos de plasma de oscilación volumétrica se debe a las ráfagas de plasma de alta intensidad que alcanzan mayores temperaturas que las que puede alcanzar un plasma continuo sin dañar los componentes del dispositivo. Estas temperaturas aumentadas disminuyen la densidad y aumentan la presión dinámica, lo que da como resultado penetración de fármacos y plasma mejorada.

Se ha mostrado que los ultrasonidos tienen un efecto sinérgico con algunos fármacos, denominado quimiopotenenciación. Los ultrasonidos afectan a las membranas celulares y aumentan temporalmente su permeabilidad. Cuando se combinan con fármacos terapéuticos, más moléculas de fármaco difunden a las células y producen un efecto terapéutico potenciado. Este efecto sinérgico hace que el tratamiento con estos fármacos sea más eficaz. En una realización preferida, el flujo de plasma de oscilación volumétrica oscila con una frecuencia ultrasónica, es decir la frecuencia de las oscilaciones es mayor de 20.000 Hz.

5.5.2 Eliminación de desechos con plasma

Los flujos de plasma de oscilación volumétrica pueden usarse para destruir desechos de manera eficaz. El uso de plasma continuo para la eliminación de desechos se conoce bien, y el proceso se denomina gasificación por arco de plasma. En la gasificación, se dirigen uno o más flujos de plasma a los desechos en el interior de un horno grande equipado para capturar subproductos gaseosos y sólidos. Los flujos de plasma con una alta temperatura provocan disociación molecular en los desechos y los convierten en componentes químicos simples. Este proceso destruye de manera segura desechos municipales, peligrosos y médicos en vez de almacenarlos en vertederos. Los subproductos resultantes del proceso de gasificación incluyen metales y silicatos regenerados valiosos, combustible y productos intermedios de combustible tales como gas de síntesis, y productos químicos útiles para aplicaciones industriales.

Los flujos de plasma de oscilación volumétrica y particularmente los flujos que oscilan a frecuencias ultrasónicas pueden usarse para mejorar la eficacia de la eliminación de desechos con plasma. Si oscilan a una frecuencia ultrasónica, los flujos de plasma suministran energía ultrasónica a los desechos además de las altas temperaturas de un flujo de plasma típico. Esta energía ultrasónica agita los desechos y los fragmenta en pequeños trozos. Esta agitación acelera preferiblemente las reacciones químicas que destruyen los desechos.

Un problema actual de los sistemas de gasificación por arco de plasma es la rápida descomposición de los componentes del sistema de eliminación de desechos con plasma expuestos a las altas temperaturas del plasma. Por ejemplo, los revestimientos de los hornos de plasma en sistemas típicos pueden tener una vida útil de un año o menos. Las cortas vidas de los componentes aumentan los costes de mantenimiento de tales sistemas. Sin embargo, usando un flujo de plasma de oscilación volumétrica, la temperatura promedio puede mantenerse relativamente baja mientras que se proporcionan ráfagas de plasma de alta intensidad a temperaturas muy altas. Esta menor temperatura promedio reduce preferiblemente la tensión sobre los componentes del sistema y aumenta sus vidas útiles.

La figura 50 muestra una realización a modo de ejemplo de un sistema de eliminación de desechos con plasma de oscilación volumétrica. Los desechos 401 entran en el horno 402 a través de la entrada de desechos 403. Los dispositivos de generación de plasma 404 proporcionan flujos de plasma de oscilación volumétrica 405 que durante el funcionamiento destruyen los desechos 401. Se acumula escoria 406 que se compone de subproducto sólido fundido en el fondo del horno 402 y se recoge para procesamiento adicional. Se capturan los subproductos gaseosos mediante el sistema de ventilación 407.

En algunas realizaciones, los dispositivos de generación de plasma 404 pueden tener dimensiones mucho más grandes que las dimensiones preferidas para realizaciones adoptadas para aplicaciones médicas. Para el procesamiento de desechos a gran escala, los niveles de corriente, los caudales de gas de generación de plasma y los diámetros de diversas porciones del canal de calentamiento pueden ser muchas veces más grandes que las dimensiones correspondientes de realizaciones quirúrgicas descritas anteriormente.

5.5.3 Limpieza con plasma

Los flujos de plasma de oscilación volumétrica también pueden usarse en sistemas y métodos mejorados para la limpieza con plasma. En realizaciones preferidas, componentes de un plasma interactúan con una superficie de varios modos para retirar contaminantes y crear una superficie ultralimpia. En primer lugar, los átomos de gas de generación de plasma neutros se dirigen con una alta velocidad a la superficie que está tratándose, retirando y vaporizando contaminantes. En segundo lugar, otros gases introducidos en el flujo de plasma, tales como oxígeno, se activan y reaccionan con contaminantes para formar nuevos compuestos que se retiran fácilmente de la superficie. En tercer lugar, los fotones generados por el flujo de plasma descomponen enlaces moleculares en los

contaminantes, facilitando su retirada. Por ejemplo, pueden retirarse contaminantes orgánicos de alto peso molecular de un sustrato semiconductor para crear una superficie ultralimpia apropiada para la fabricación de componentes electrónicos.

5 Los flujos de plasma de oscilación volumétrica que oscilan a frecuencias ultrasónicas proporcionan energía ultrasónica adicional que mejora preferiblemente el proceso de limpieza. De manera similar a la acción de un sonicador, la adición de energía ultrasónica agita la superficie que está tratándose y mejora la eficacia de los reactantes en la retirada de partículas fuertemente adheridas o incrustadas.

10 **6 Equivalentes**

Pueden realizarse muchas modificaciones y variaciones de esta invención sin apartarse de su alcance, tal como resultará evidente para los expertos en la técnica. Las realizaciones específicas descritas en el presente documento se ofrecen únicamente a modo de ejemplo, y la invención ha de limitarse sólo mediante los términos de las reivindicaciones adjuntas, junto con el alcance total de los equivalentes a los que tienen derecho tales reivindicaciones.

20

REIVINDICACIONES

1. Sistema que comprende:
 - 5 a) una fuente de energía (31); y
 - b) un dispositivo de generación de plasma (32) que comprende una punta (2) que tiene una salida (3), estando el dispositivo configurado para generar y descargar a través de dicha salida (3) un flujo de plasma en aire, teniendo el flujo un eje direccional y una zona activa definida por un plasma que tiene una temperatura por encima de un umbral, **caracterizado porque**
 - 10 la fuente de energía (31) está configurada para proporcionar energía con una densidad de potencia que varía según un patrón controlado;
 - 15 la zona activa se expande y se contrae volumétricamente a lo largo del tiempo según el patrón de densidad de potencia de la fuente de energía, en el que una porción del plasma en una zona activa contraída tiene una primera temperatura de al menos 10.000 K; y
 - 20 la porción del plasma en una zona activa expandida tiene una segunda temperatura de al menos 10.000 K por encima de la primera temperatura.
2. Sistema según la reivindicación 1, en el que el umbral es de 10.000 K.
3. Sistema según la reivindicación 1, en el que la zona activa se expande y se contrae a una frecuencia de al menos 20 Hz.
4. Sistema según la reivindicación 2, en el que la porción del plasma en la zona activa expandida retiene la segunda temperatura durante aproximadamente 2,5 - 7,5 ms.
5. Sistema según la reivindicación 1, en el que la zona activa se expande y se contrae a una frecuencia de al menos 2.000 Hz.
6. Sistema según la reivindicación 5, en el que la porción del plasma en la zona activa expandida retiene la segunda temperatura durante aproximadamente 25 - 75 μ s.
7. Sistema según la reivindicación 5, en el que la zona activa se expande y se contrae a una frecuencia de al menos 20.000 Hz.
8. Sistema según la reivindicación 7, en el que la porción del plasma en la zona activa expandida retiene la segunda temperatura durante aproximadamente 2,5 - 7,5 μ s.
9. Sistema según la reivindicación 7, en el que la porción del plasma cuando se expande la zona activa tiene la segunda temperatura durante 17,5 - 32,5 μ s.
10. Sistema según la reivindicación 9, en el que, periódicamente, las oscilaciones de la primera porción del espacio duran 2,5 - 7,5 ms, y un tiempo en el que no se producen oscilaciones de la primera porción del espacio dura 42,5 - 47,5 ms.
11. Método de generación de un flujo de plasma usando un dispositivo de generación de plasma (32) que comprende una punta (2) que tiene una salida (3), comprendiendo el método:
 - a. suministrar un gas de generación de plasma al dispositivo de generación de plasma;
 - b. proporcionar una energía con una densidad de potencia al gas de generación de plasma para formar un flujo de plasma, en el que la densidad de potencia cambia según un patrón controlado que tiene un nivel bajo y un nivel alto; y
 - c. descargar desde la salida (3) del dispositivo de generación de plasma el flujo de plasma que alterna entre
 - 60 i. un plasma de baja intensidad con una temperatura en la salida de al menos 10.000 K, y
 - ii. un plasma de alta intensidad con una temperatura en la salida (3) de al menos 10.000 K por encima de la temperatura del plasma de baja intensidad en la salida, y
 - 65 en el que el plasma de baja intensidad corresponde a la energía con la densidad de potencia de

nivel bajo y el plasma de alta intensidad corresponde a la energía con el nivel de densidad de potencia de alta intensidad.

- 5 12. Método según la reivindicación 11, en el que el patrón controlado es una onda pulsatoria polarizada modulada, en el que una onda pulsatoria polarizada de alta frecuencia se modula mediante una onda pulsatoria polarizada de baja frecuencia.
- 10 13. Método según la reivindicación 12, en el que se proporciona la energía mediante un arco eléctrico que pasa a través del gas de generación de plasma.
- 15 14. Método según la reivindicación 13, en el que el arco eléctrico tiene una corriente de nivel bajo de 3 - 10 A y una corriente de nivel alto de 25 - 30 A.
- 20 15. Método según la reivindicación 14, en el que la frecuencia de la onda pulsatoria polarizada de alta frecuencia es de 20.000 Hz o superior.
- 25 16. Método según la reivindicación 15, en el que el ciclo de trabajo de la onda pulsatoria polarizada de alta frecuencia es de 0,35- 0,65.
- 30 17. Método según la reivindicación 16, en el que la frecuencia de la onda pulsatoria polarizada de baja frecuencia es de 20 - 100 Hz.
- 35 18. Método según la reivindicación 17, en el que el ciclo de trabajo de la onda pulsatoria polarizada de baja frecuencia es de 0,05- 0,15.
- 40 19. Método según la reivindicación 18, en el que el gas de generación de plasma se suministra al dispositivo de generación de plasma a un caudal de 0,1 - 0,6 l/min a temperatura ambiente.
- 45 20. Método según la reivindicación 12, en el que el plasma descargado experimenta variaciones volumétricas radiales y variaciones volumétricas axiales a gran escala.
- 50 21. Método según la reivindicación 11, en el que el patrón controlado es una onda pulsatoria polarizada.
- 55 22. Método según la reivindicación 21, en el que se proporciona la energía mediante un arco eléctrico que pasa a través del gas de generación de plasma.
- 60 23. Método según la reivindicación 22, en el que el arco eléctrico tiene un nivel de corriente bajo de 3 - 10 A y un nivel de corriente alto de 25 - 30 A.
- 65 24. Método según la reivindicación 23, en el que la frecuencia de la onda pulsatoria polarizada de alta frecuencia es de 20 - 200 Hz.
25. Método según la reivindicación 24, en el que el ciclo de trabajo de la onda pulsatoria polarizada es de 0,05 - 0,15.
26. Método según la reivindicación 25, en el que el gas de generación de plasma se suministra al dispositivo de generación de plasma a un caudal de 0,1 - 0,6 l/min a temperatura ambiente.
27. Método según la reivindicación 19, en el que el plasma descargado experimenta variaciones volumétricas axiales a gran escala.
28. Método según la reivindicación 26, en el que la frecuencia de la onda pulsatoria polarizada es de 2.000 Hz o superior.
29. Método según la reivindicación 22, en el que la frecuencia de la onda pulsatoria polarizada es de 20.000 Hz o superior.
30. Método según la reivindicación 29, en el que el ciclo de trabajo de la onda pulsatoria polarizada es de 0,05 - 0,15.
31. Método según la reivindicación 30, en el que el gas de generación de plasma se suministra al dispositivo de generación de plasma a un caudal de 0,1 - 0,6 l/min a temperatura ambiente.
32. Método según la reivindicación 21, en el que el plasma descargado experimenta variaciones volumétricas radiales.

33. Método según la reivindicación 21, en el que se proporciona la energía mediante una corriente de funcionamiento de un flujo de plasma intermitente.

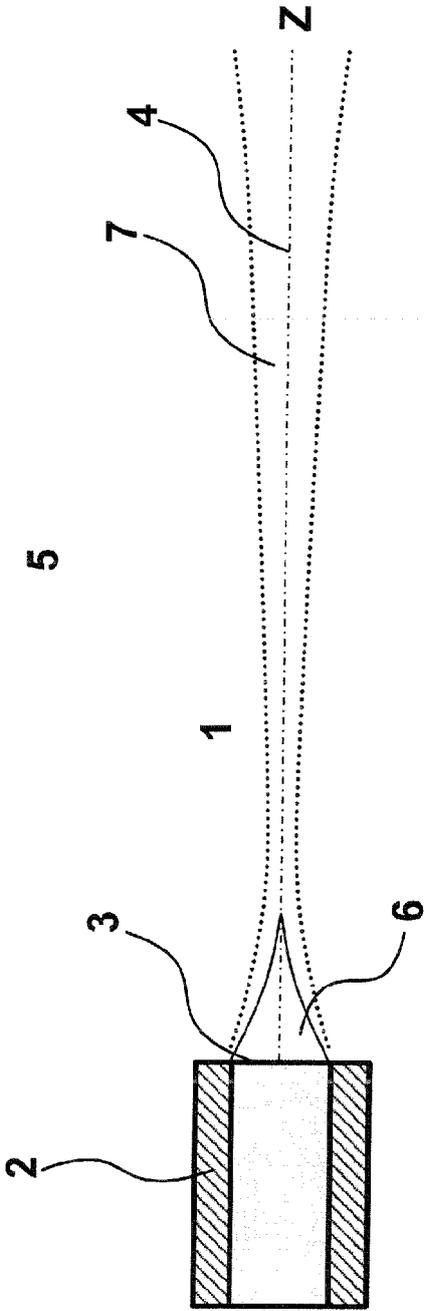


FIG. 1A

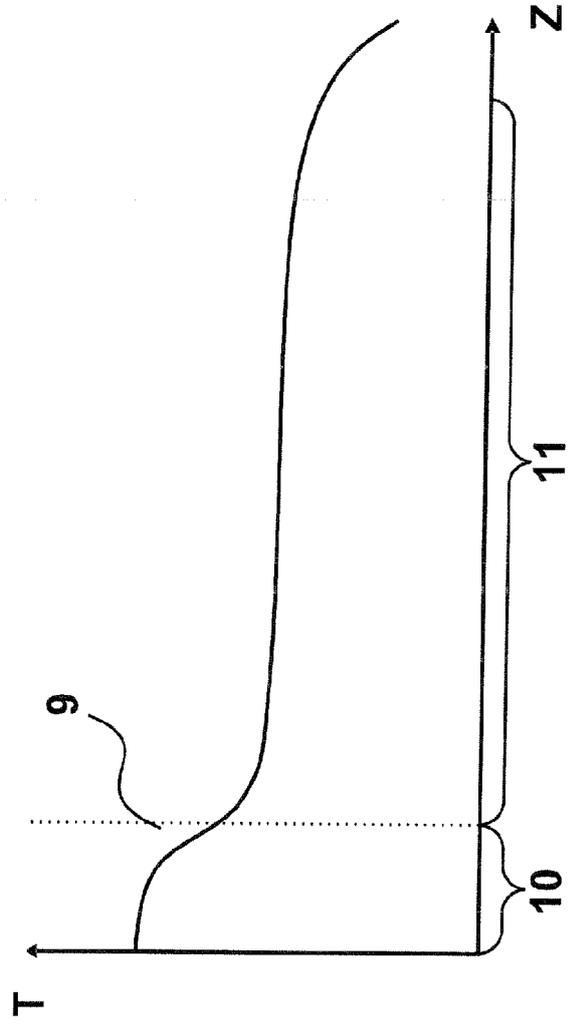


FIG. 1B

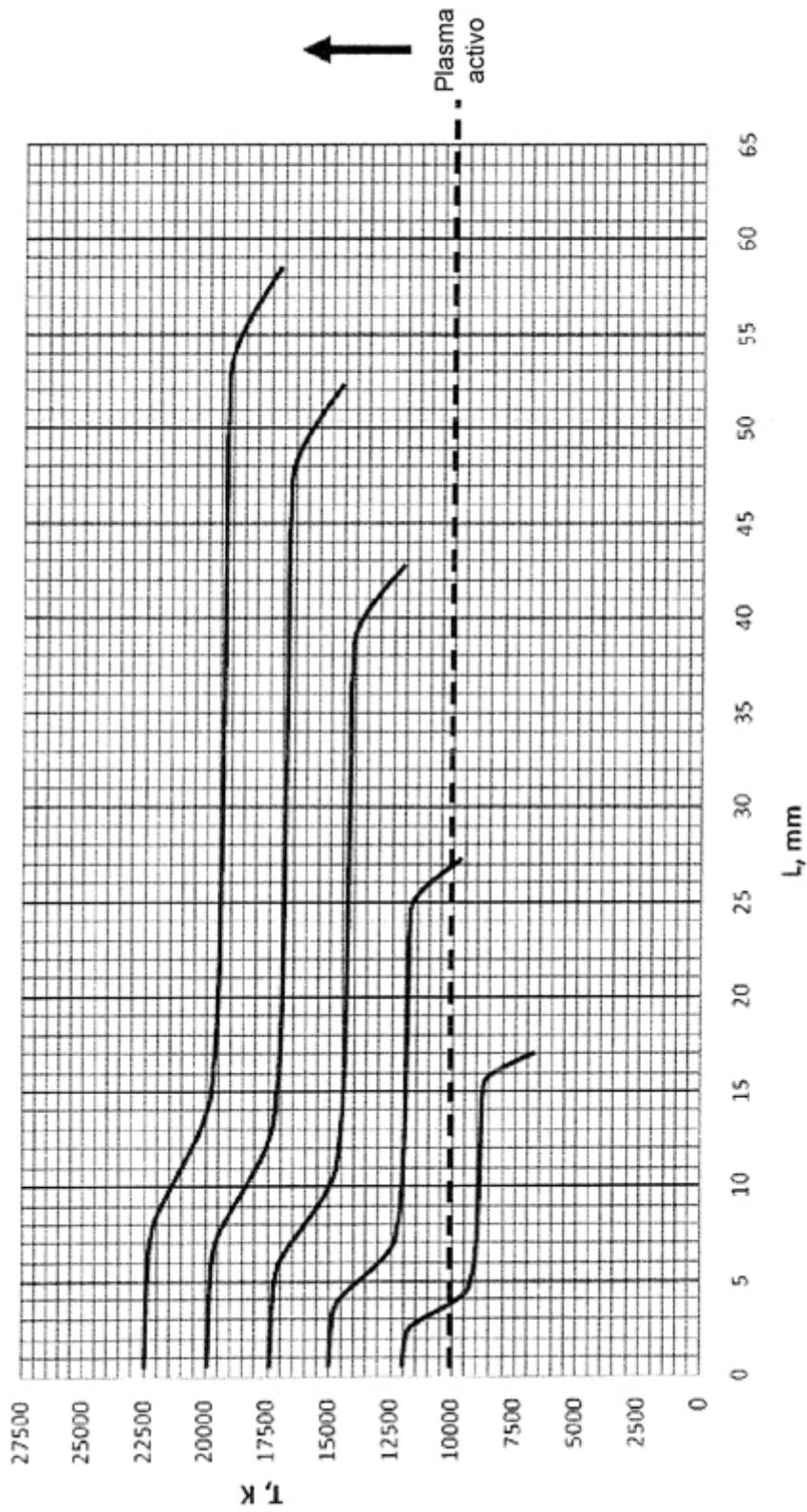


FIG. 2

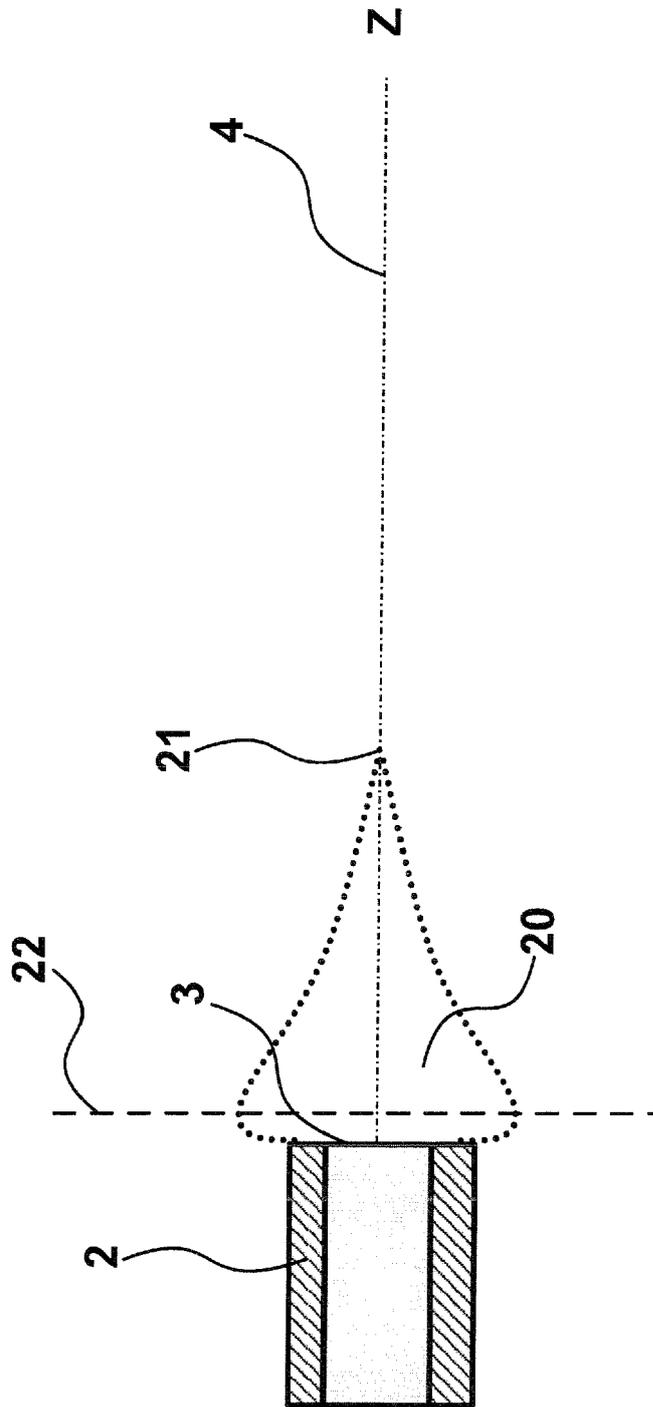


FIG. 3

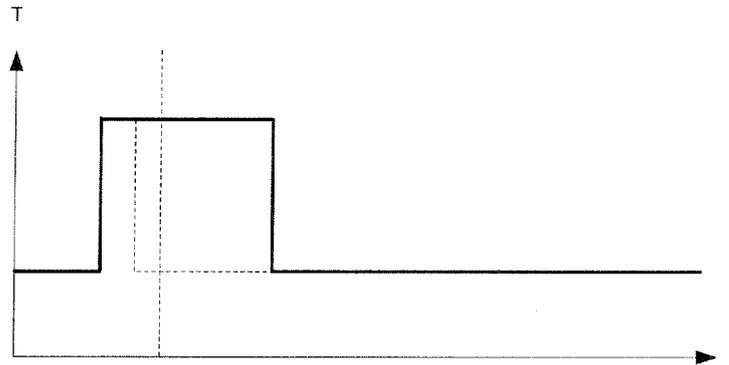


FIG. 4A

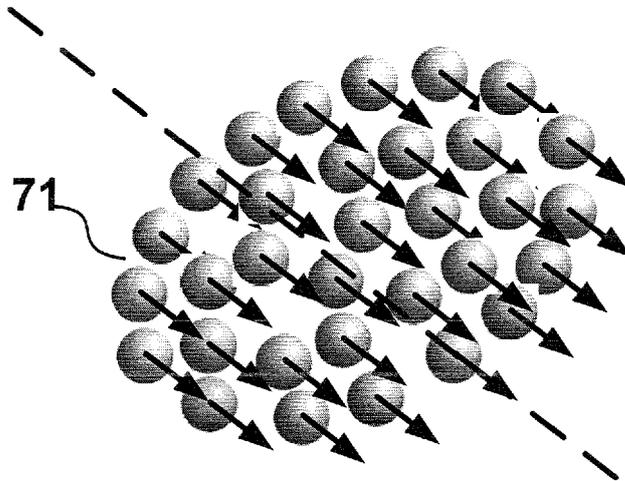


FIG. 4B

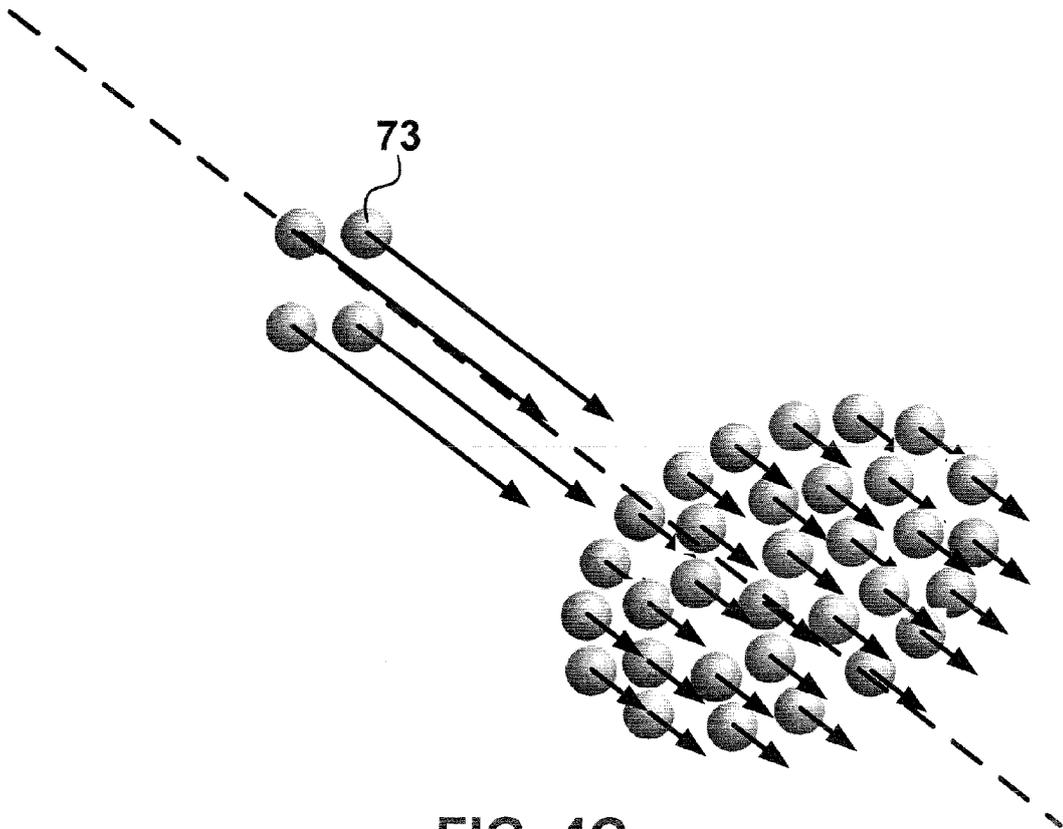


FIG. 4C

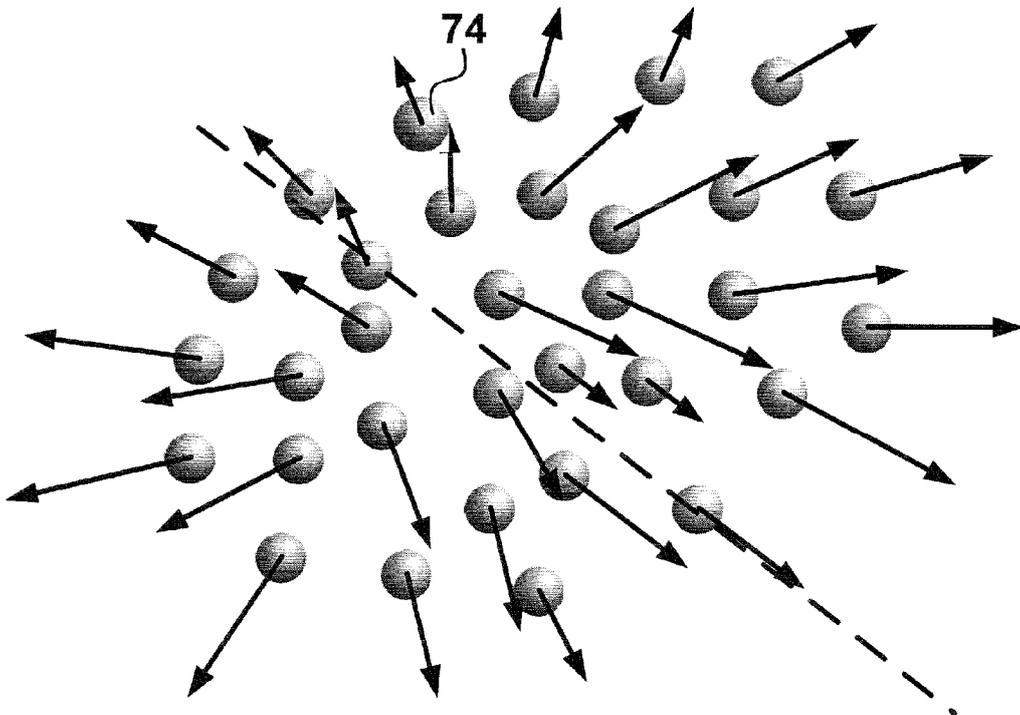


FIG. 4D

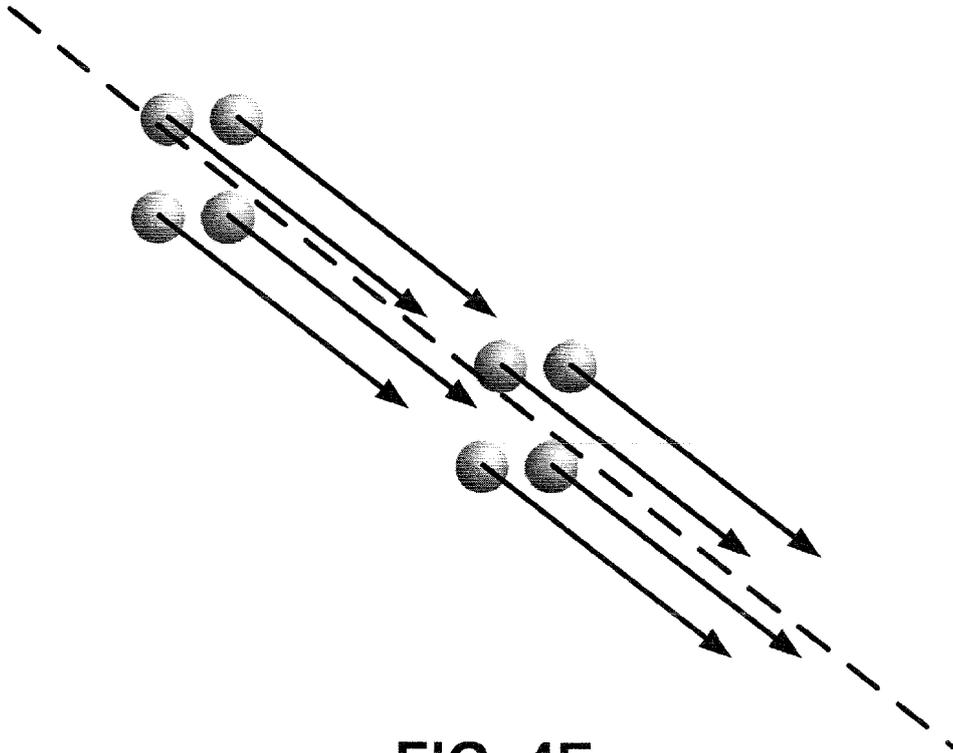
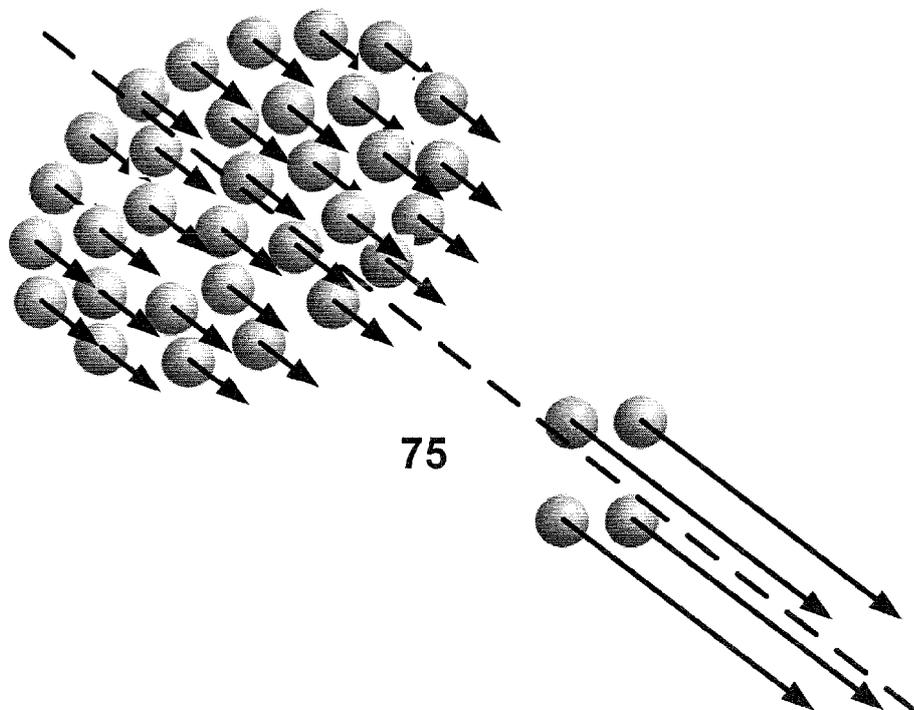


FIG. 4E



75

FIG. 4F

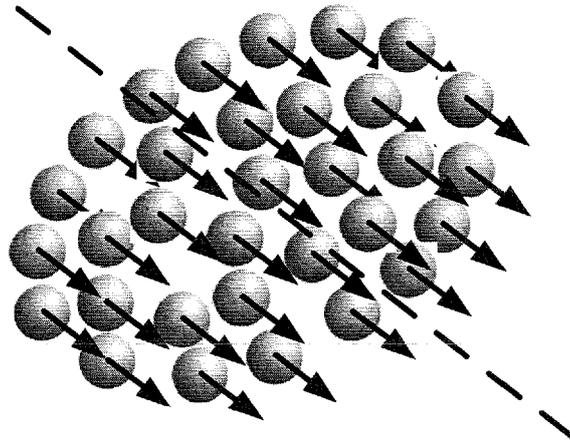


FIG. 4G

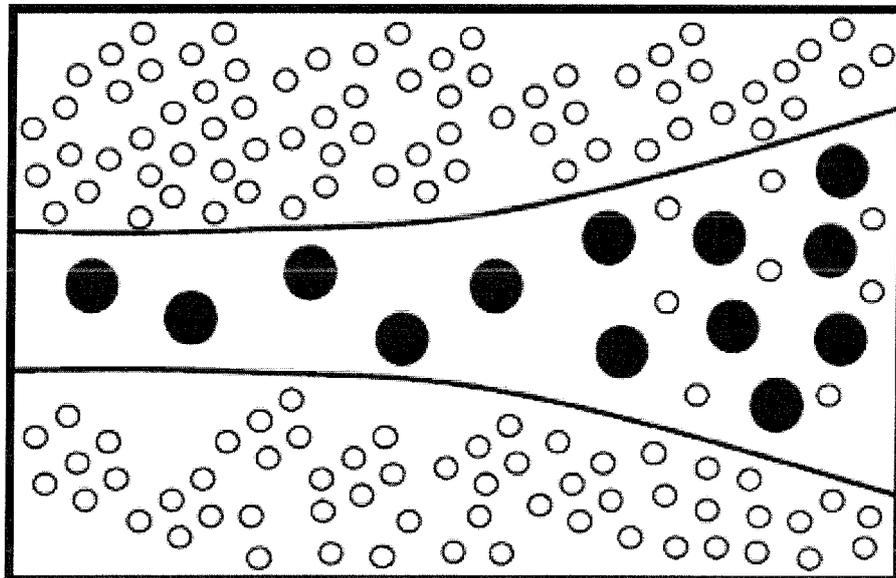


FIG. 5

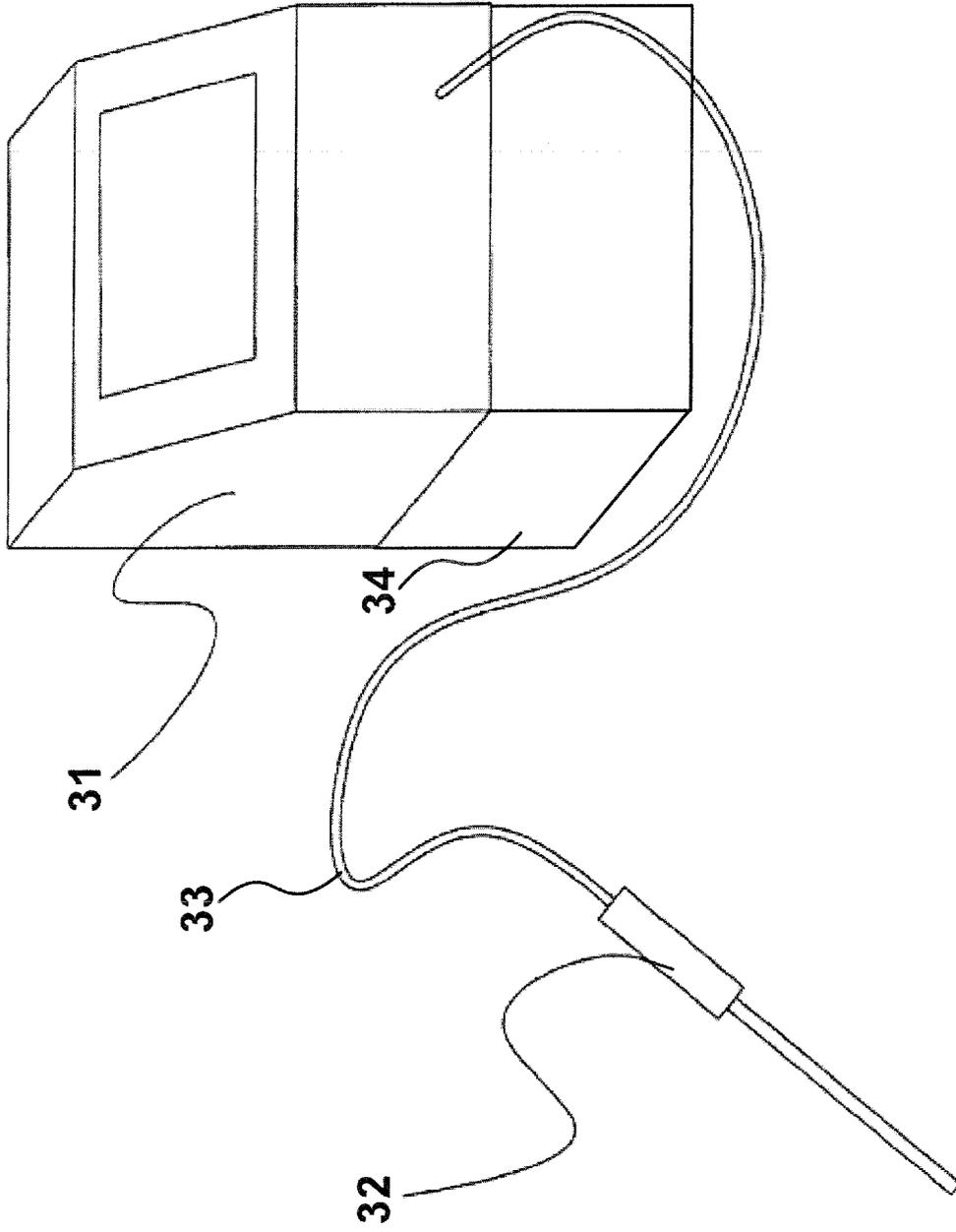


FIG. 6

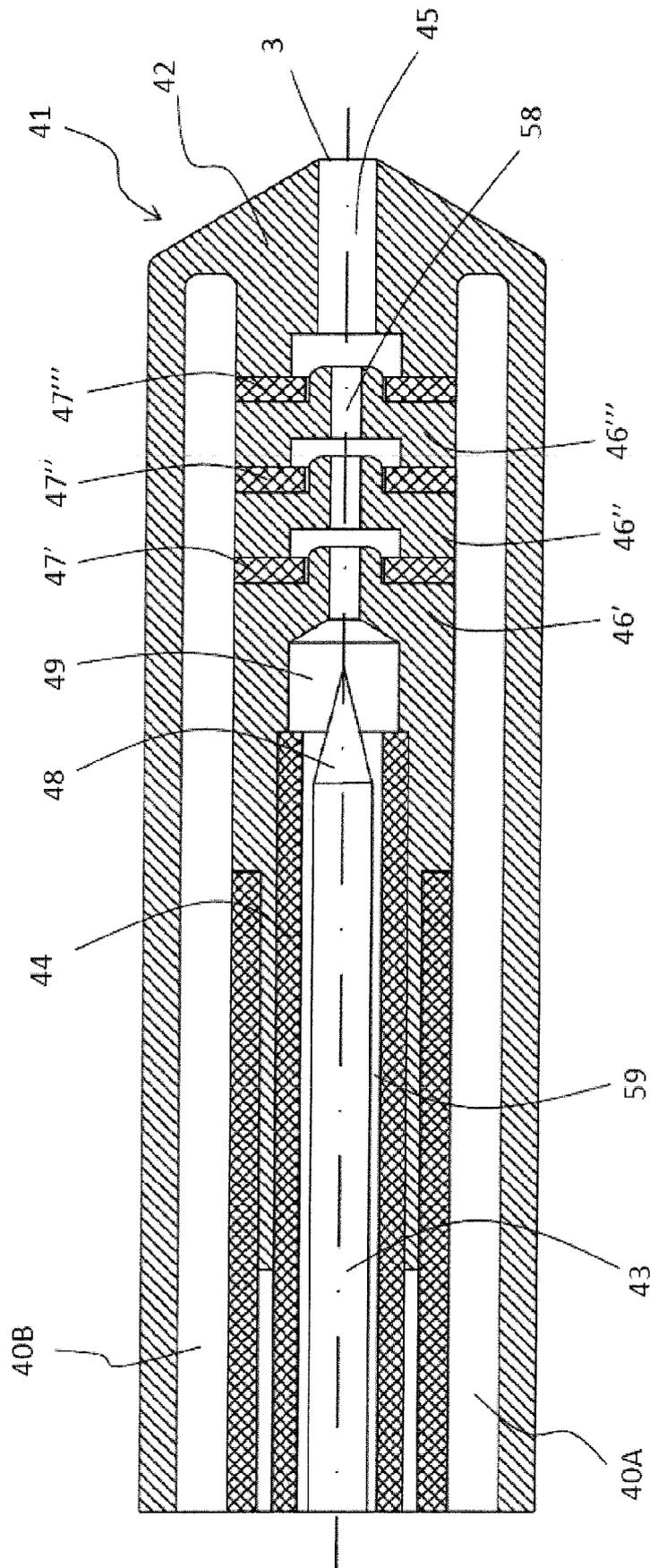


FIG. 7

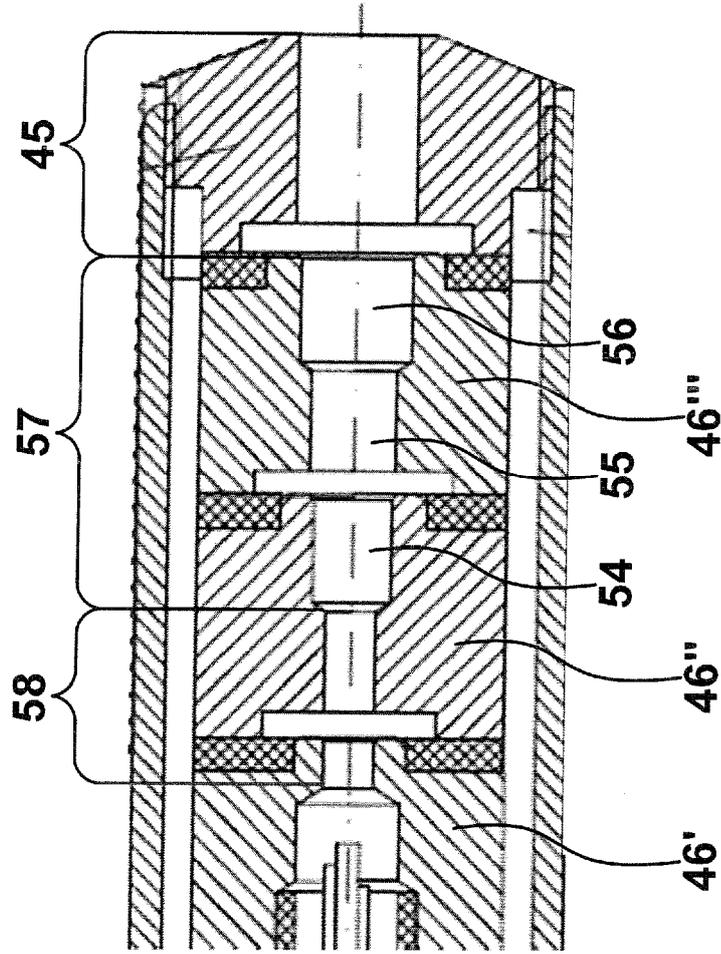


FIG. 8

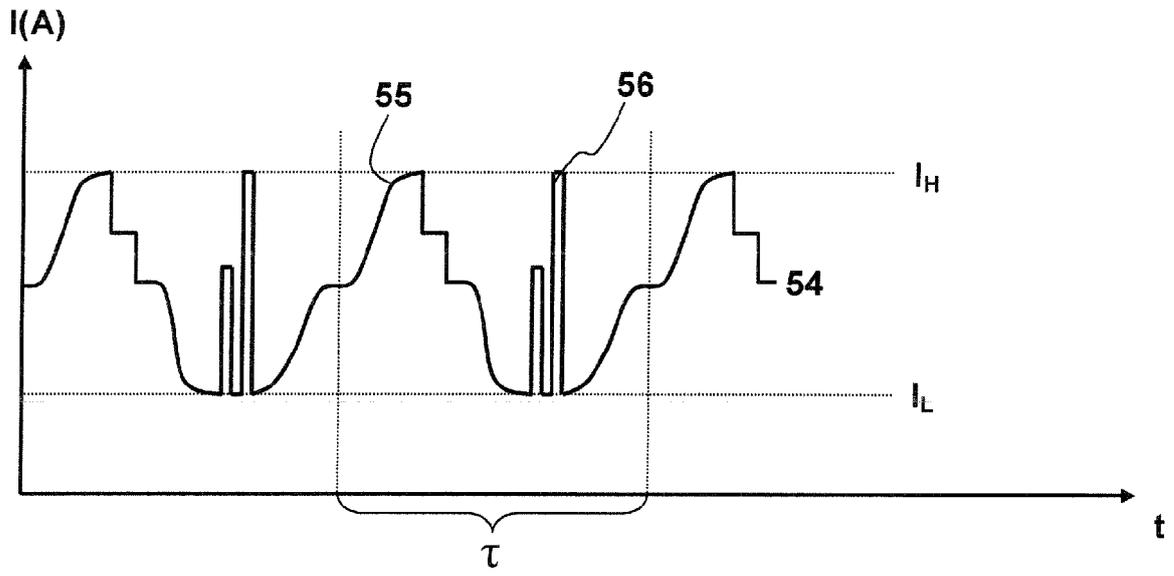


FIG. 9

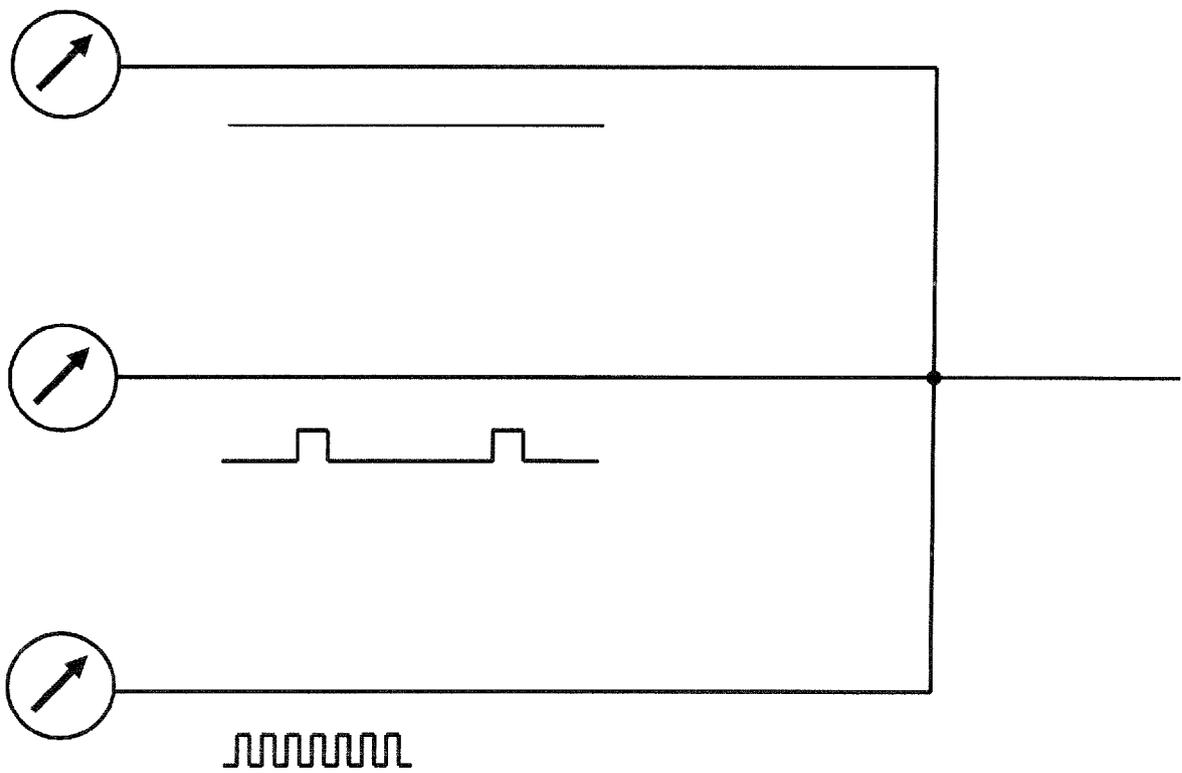


FIG. 10

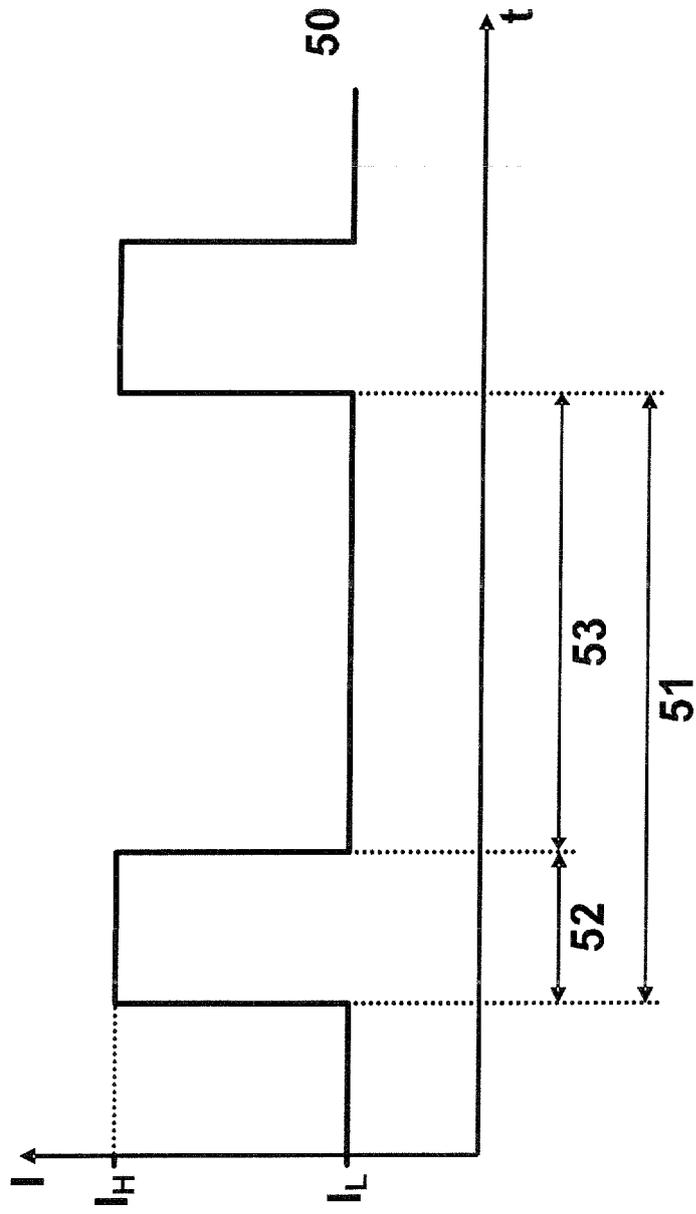


FIG. 11

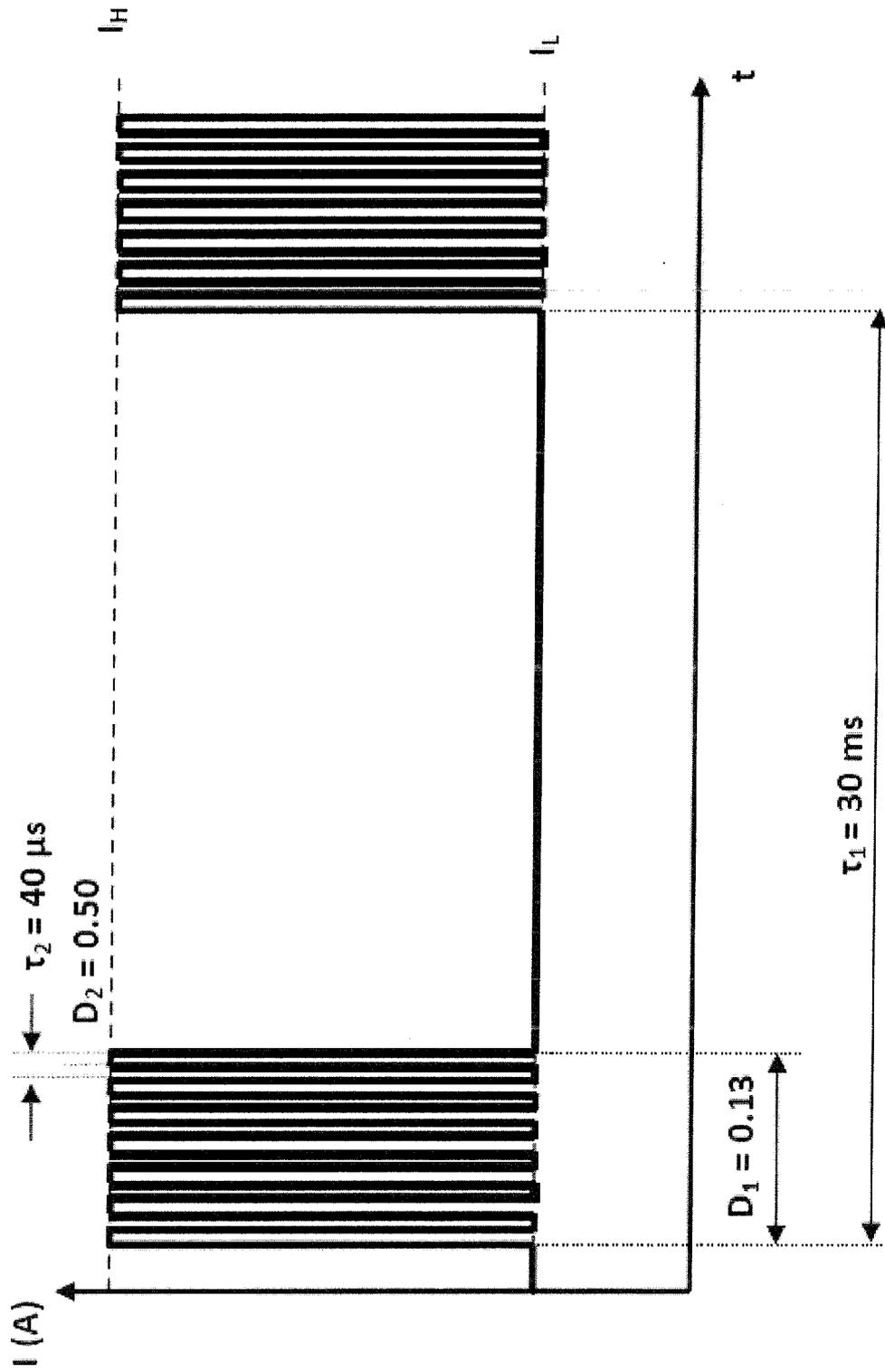


FIG. 12

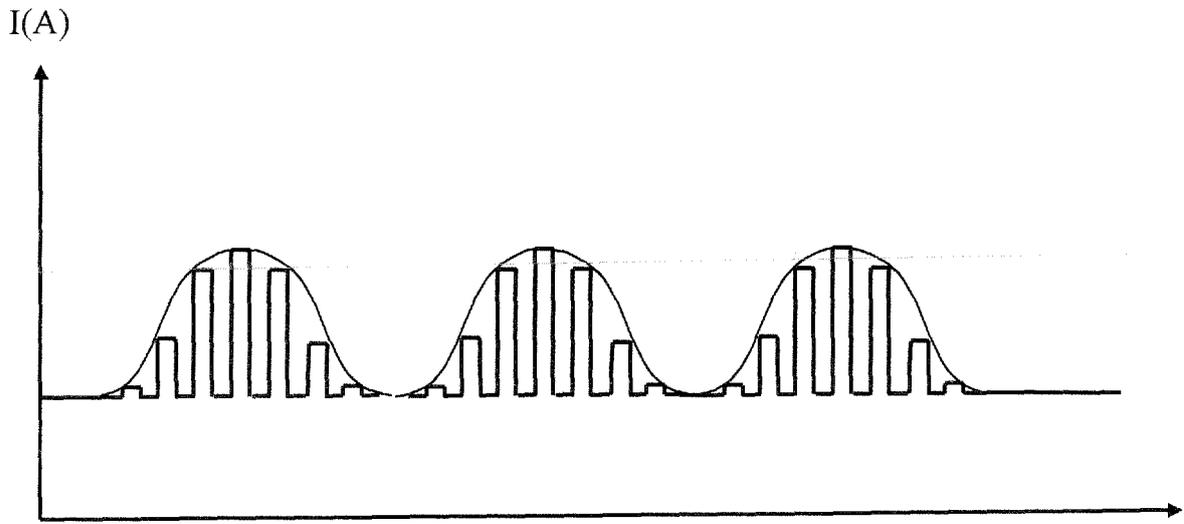


FIG. 13A

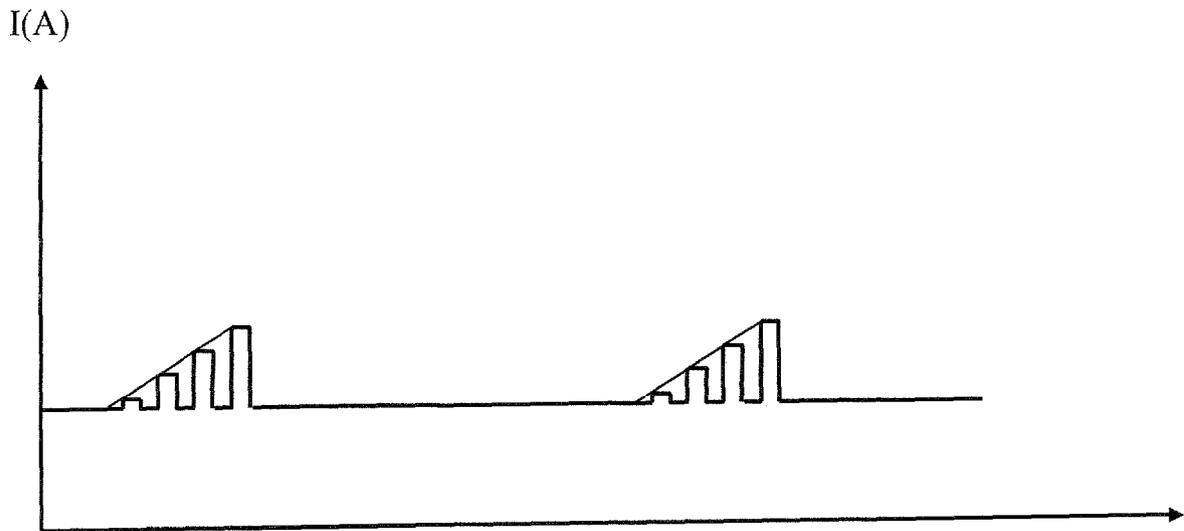


FIG. 13B

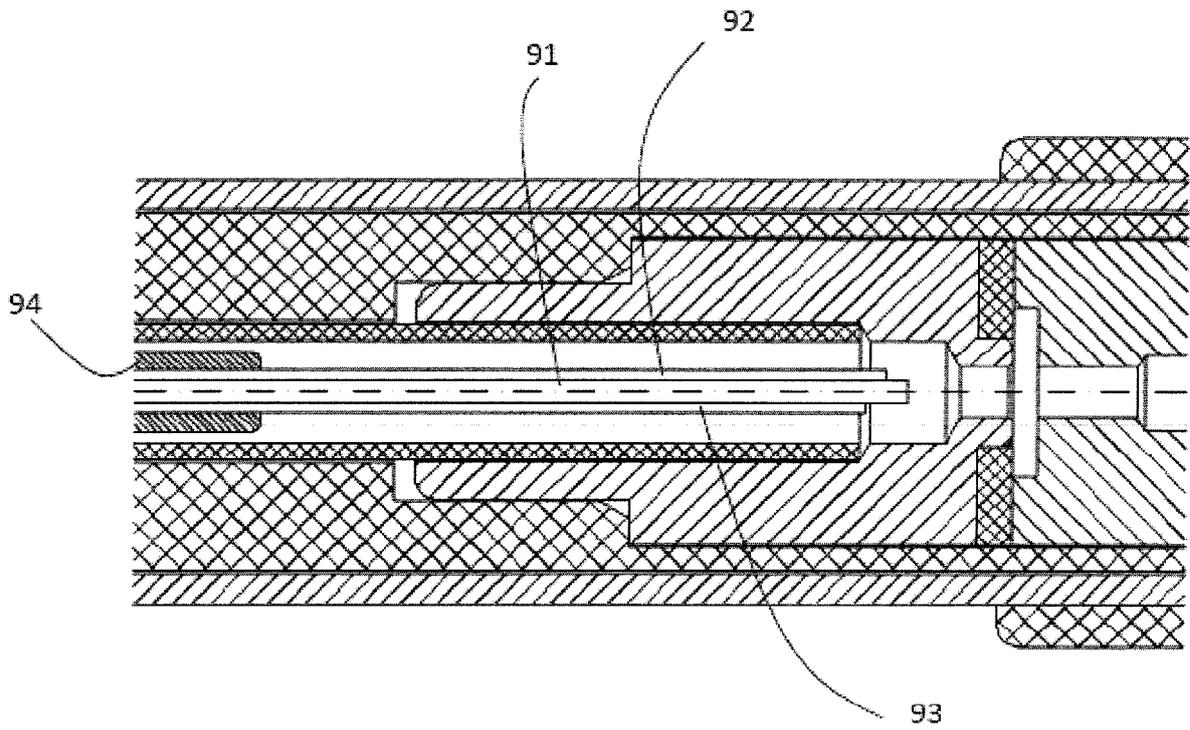


FIG. 14A

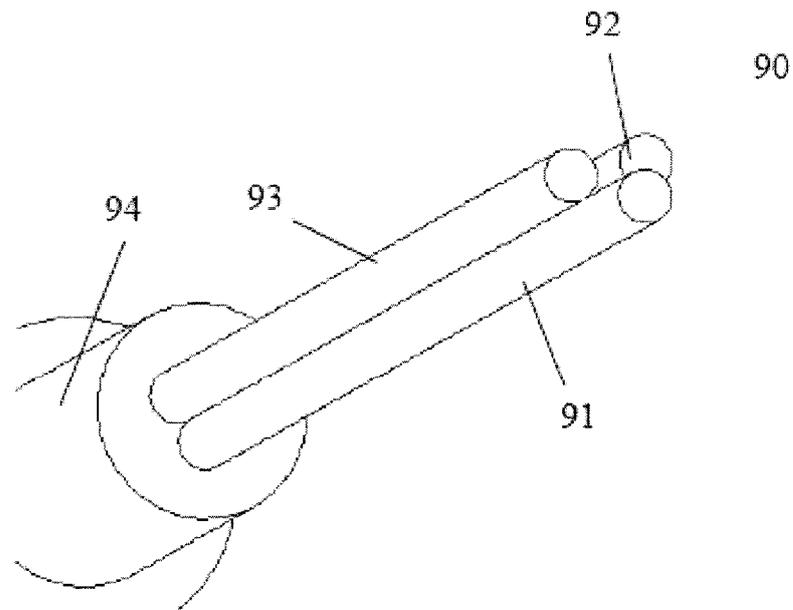


FIG. 14B

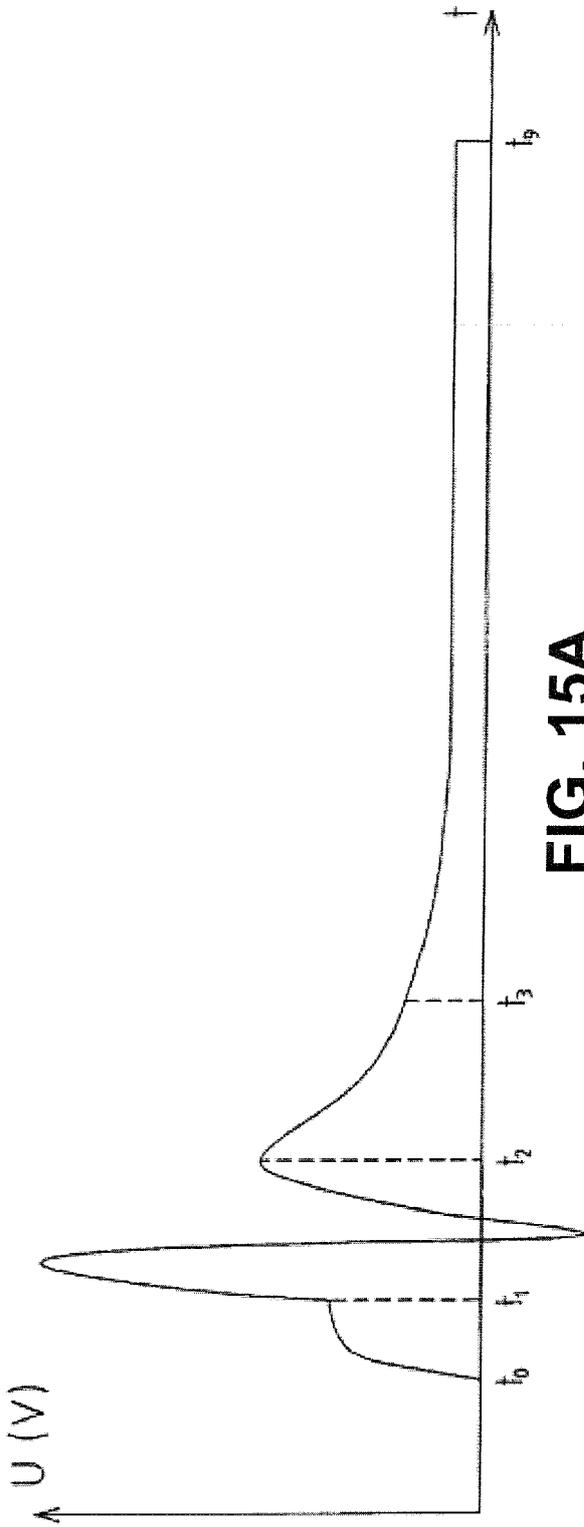


FIG. 15A

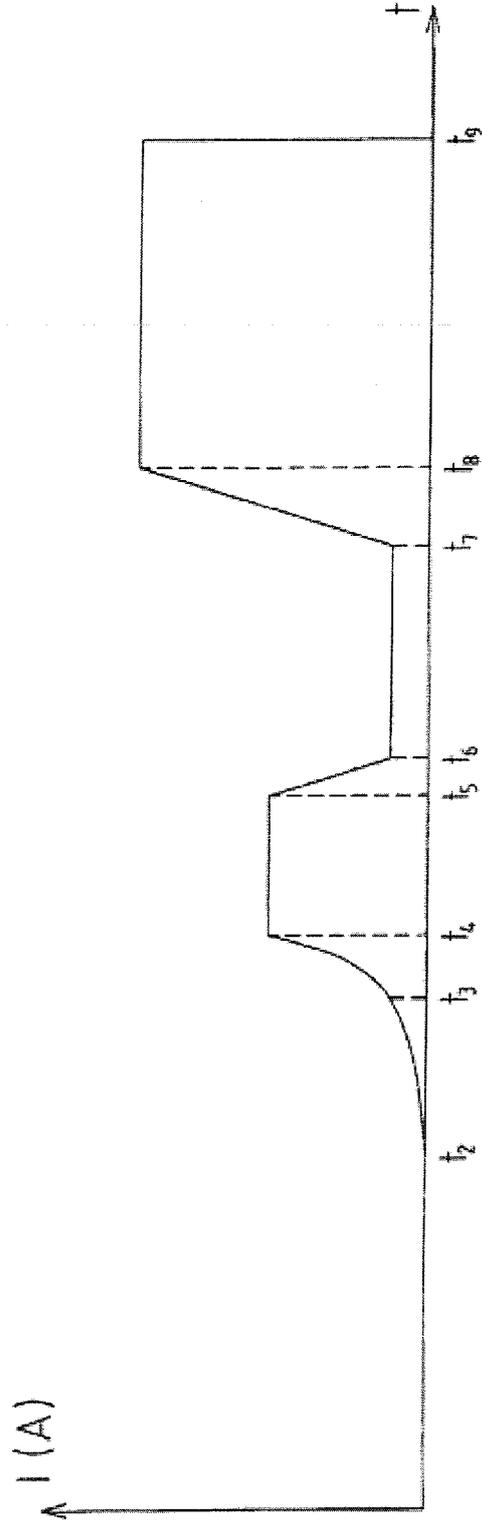


FIG. 15B

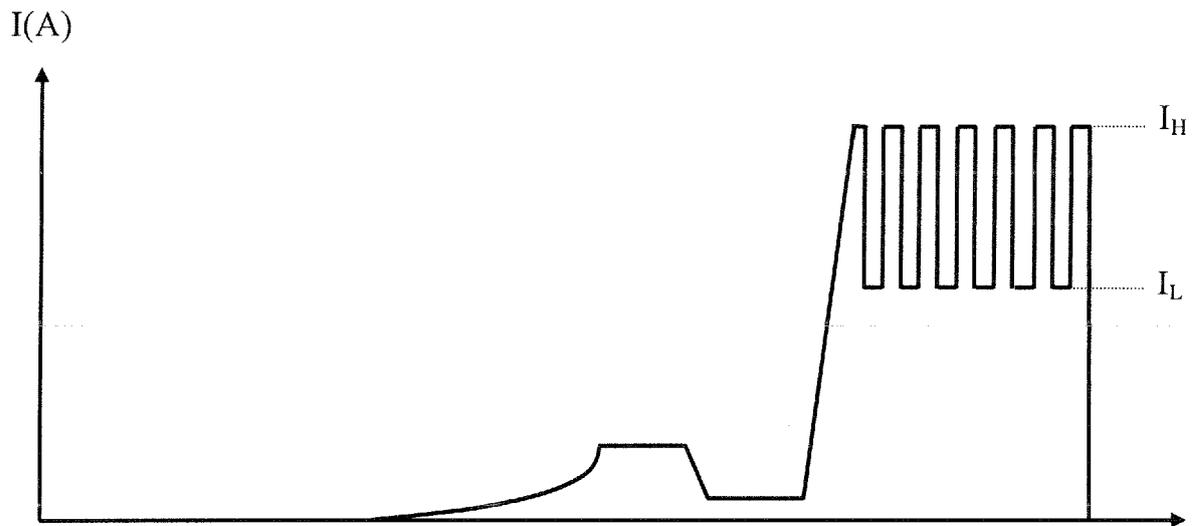


FIG. 15C

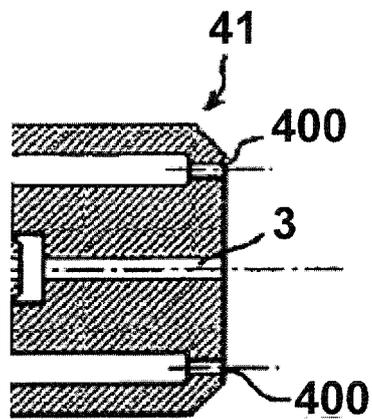


FIG. 16

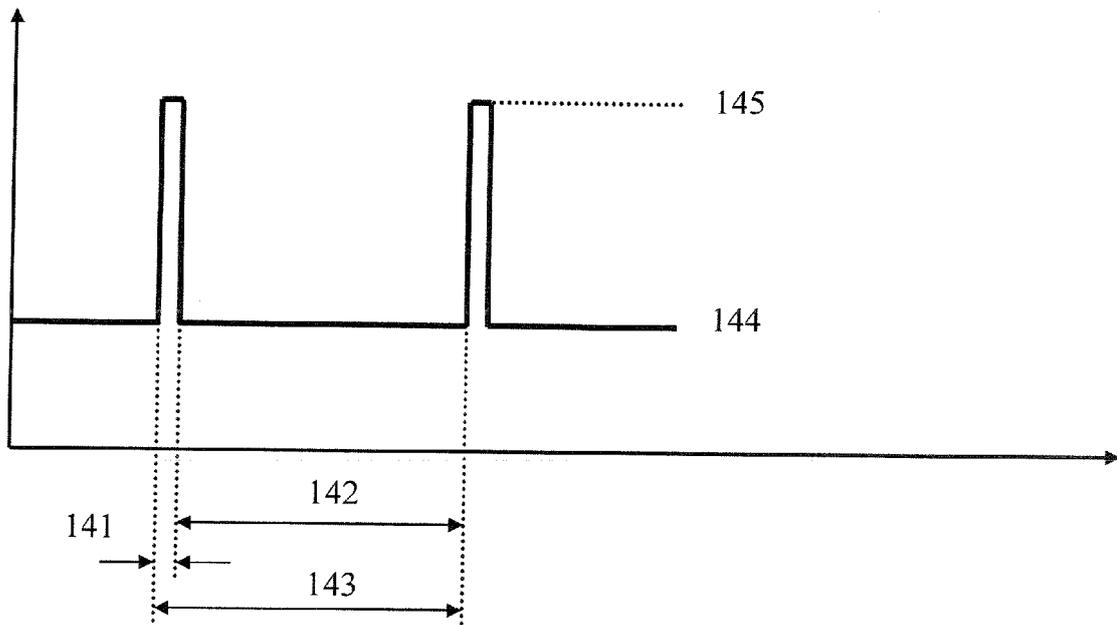


FIG. 17A

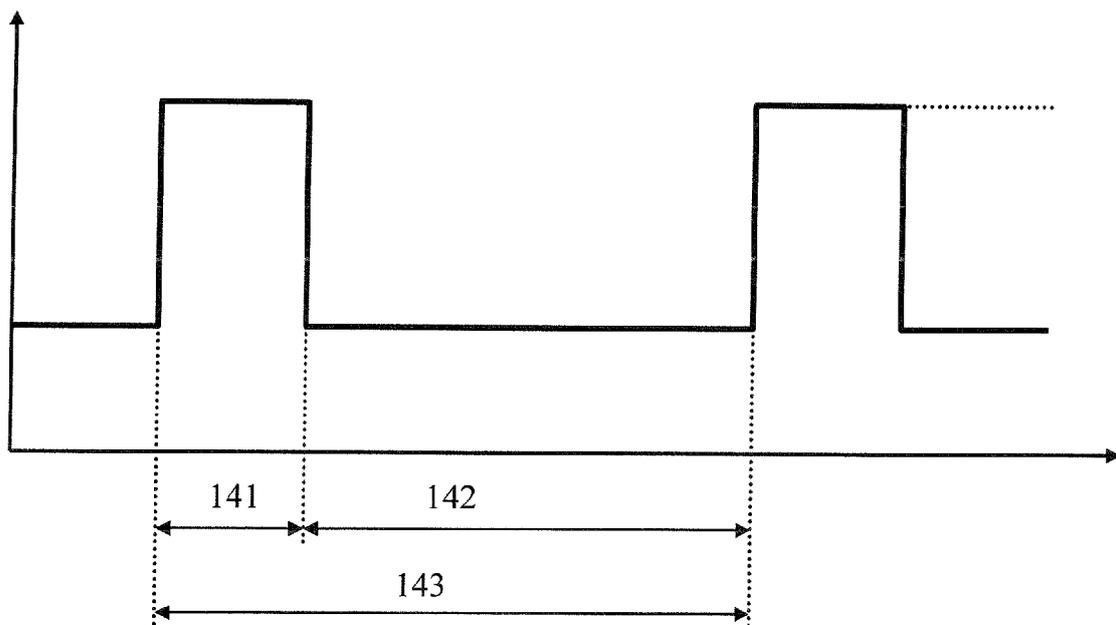


FIG. 17B

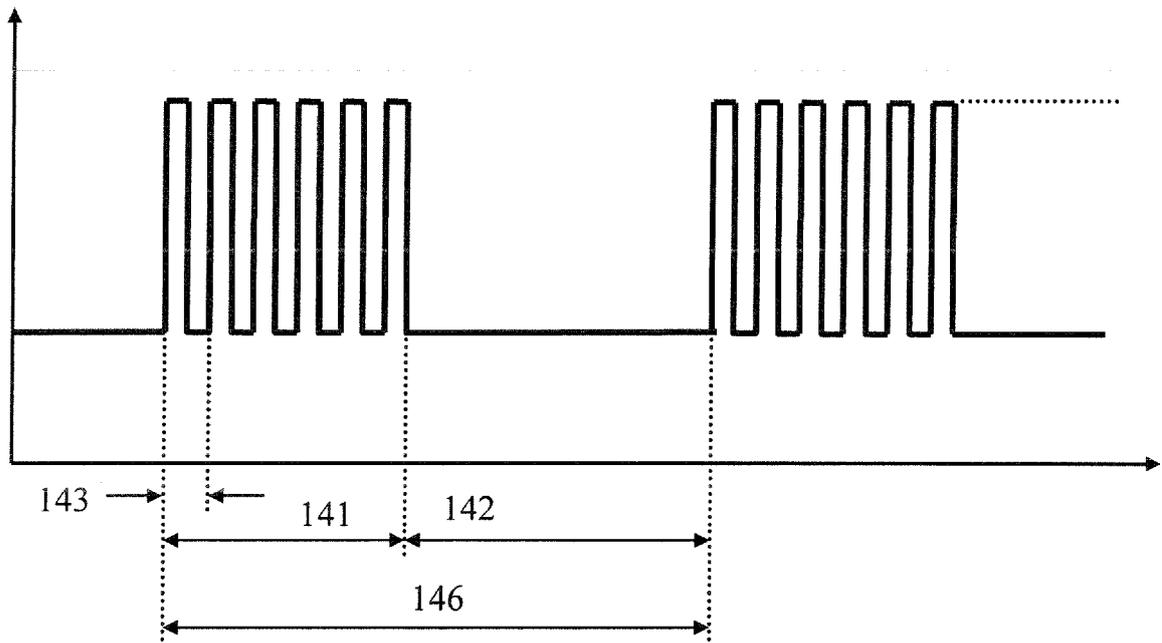


FIG. 17C



FIG. 18A

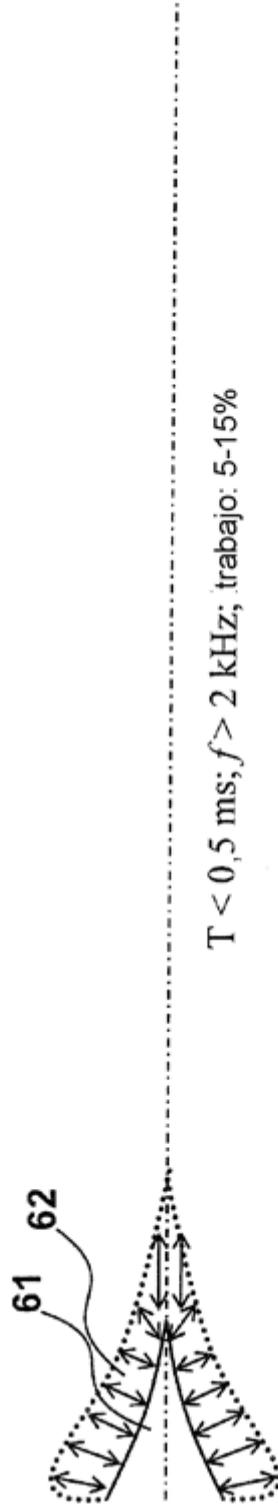


FIG. 18B

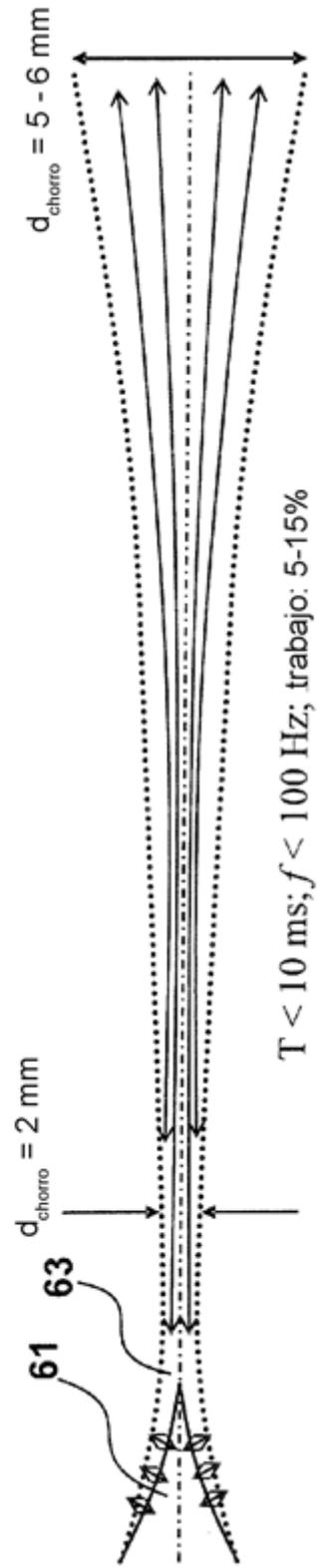


FIG. 18C

FIG. 19A

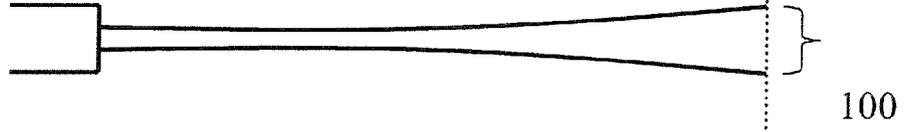
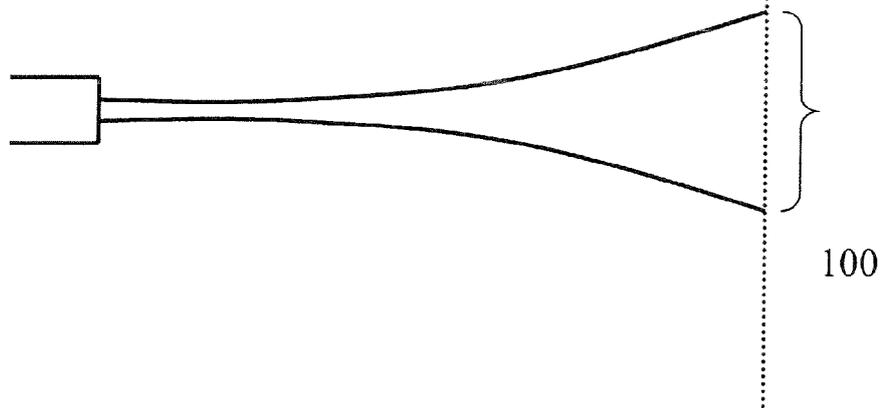


FIG. 19B



FIG. 19C



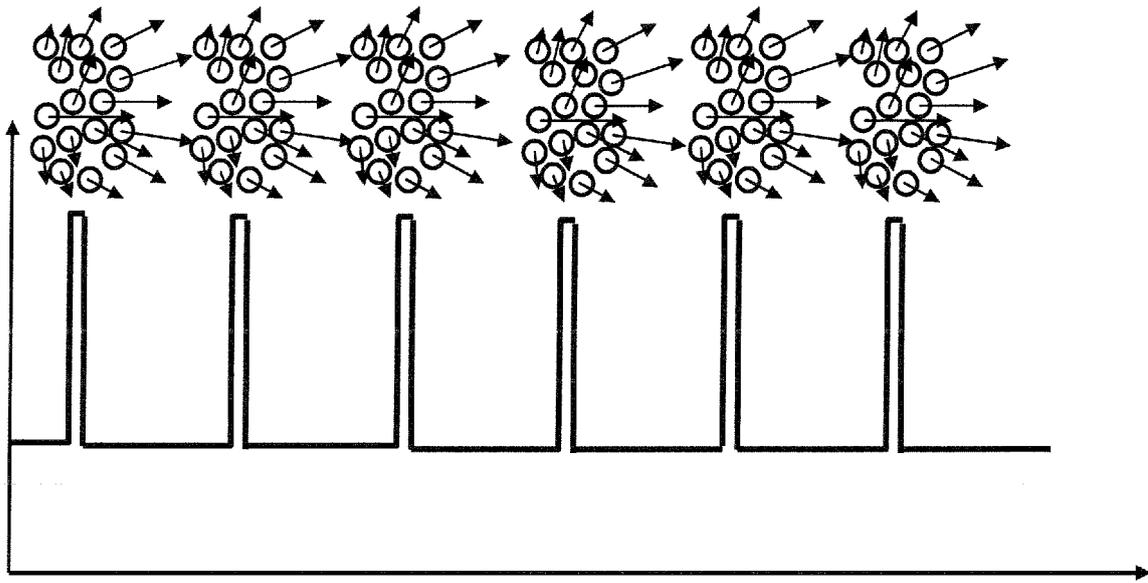


FIG. 20A

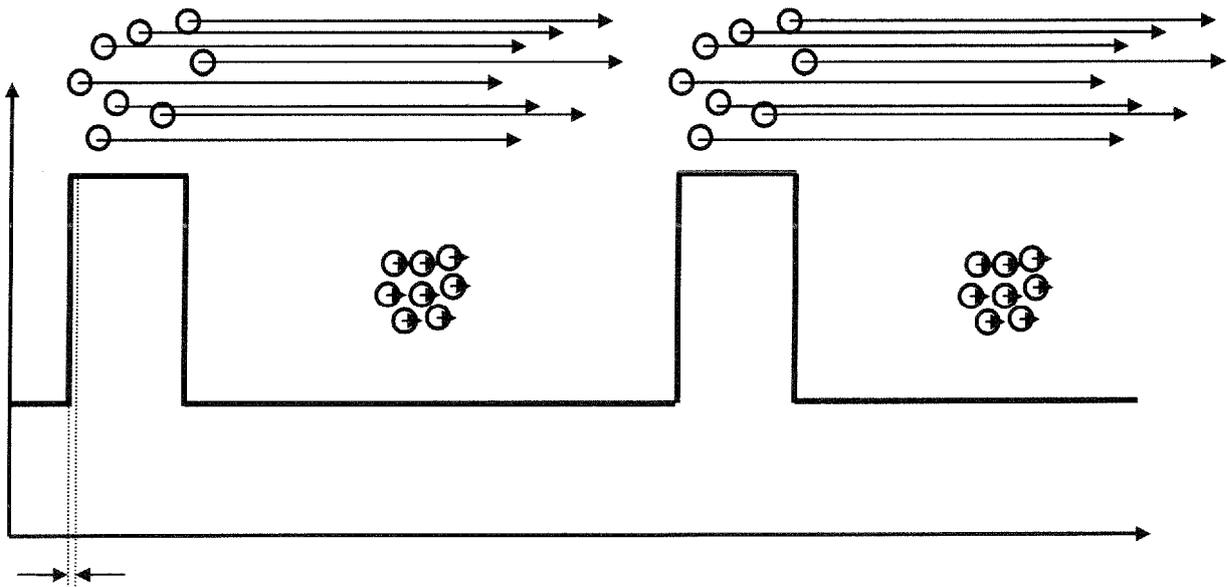


FIG. 20B

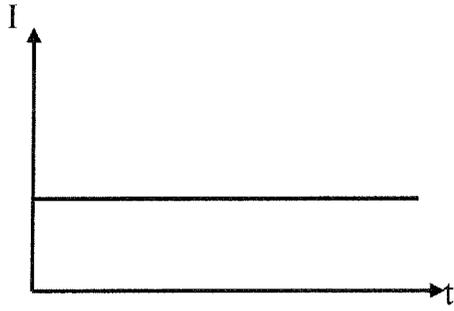


FIG. 21A

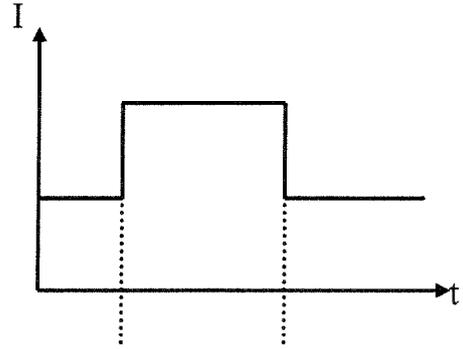


FIG. 21D

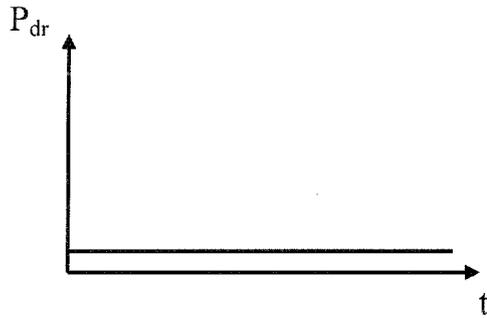


FIG. 21B

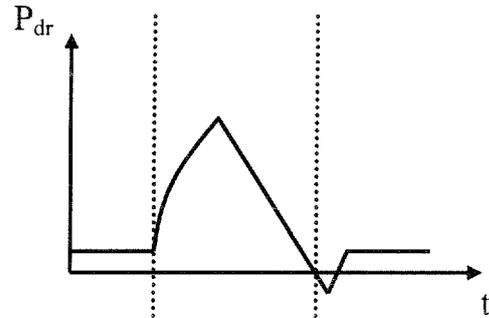


FIG. 21E

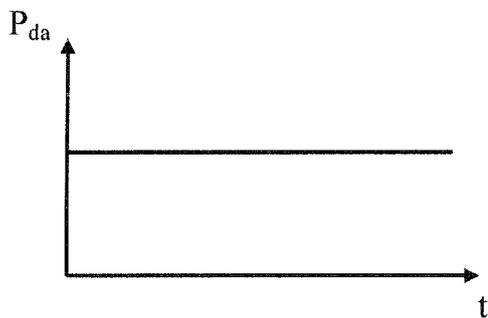


FIG. 21C

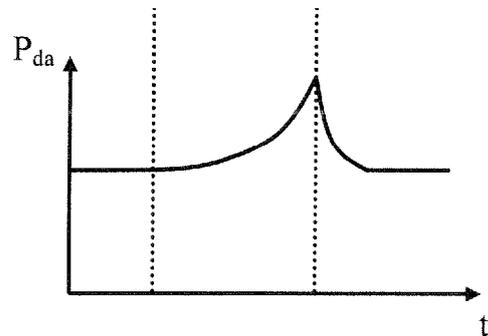


FIG. 21F

FIG. 22A

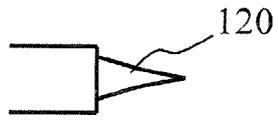


FIG. 22B

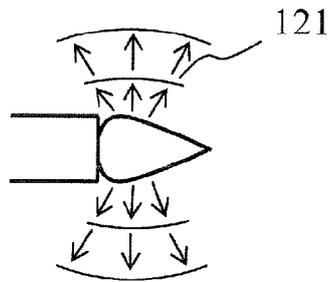


FIG. 22C

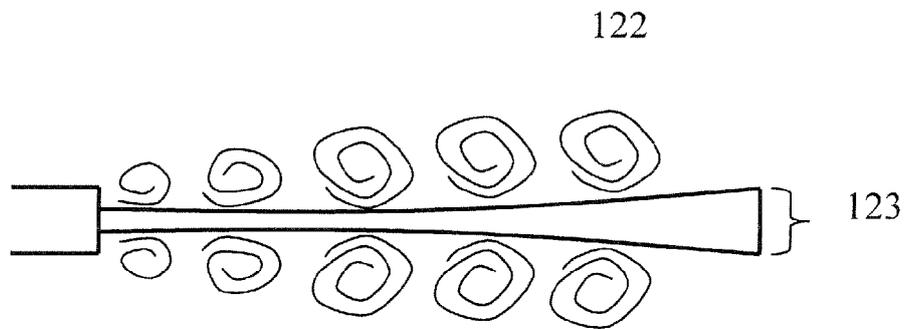
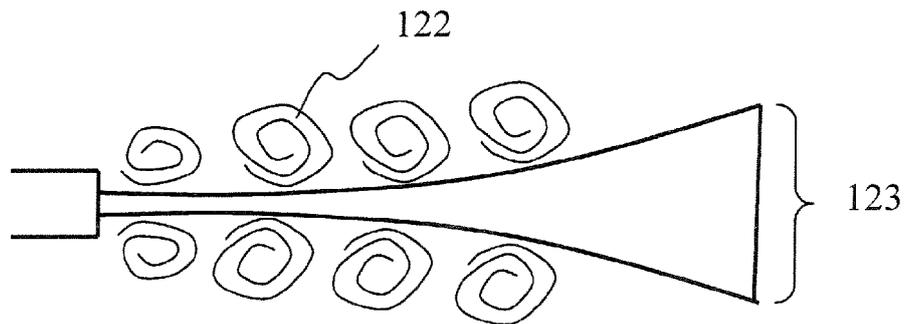


FIG. 22D



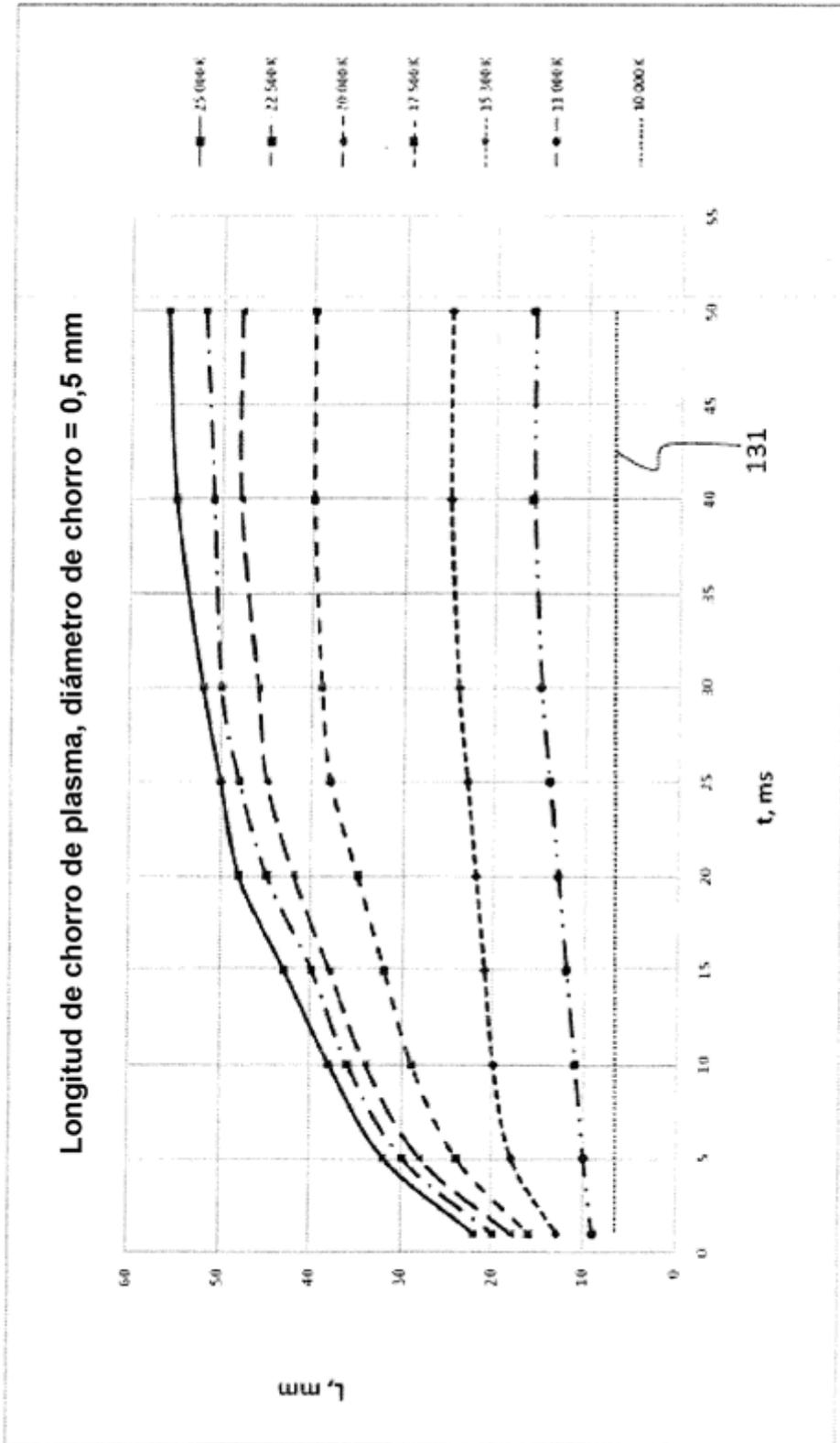


FIG. 23

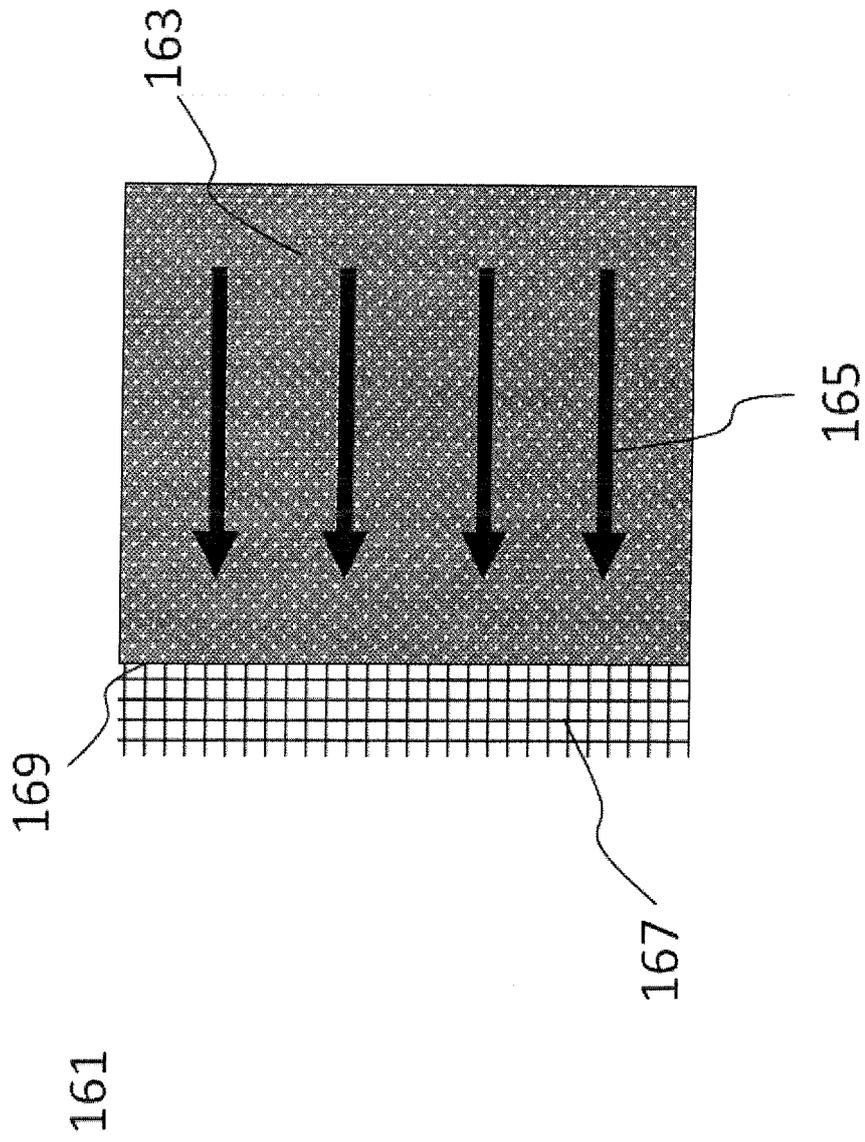


FIG. 24

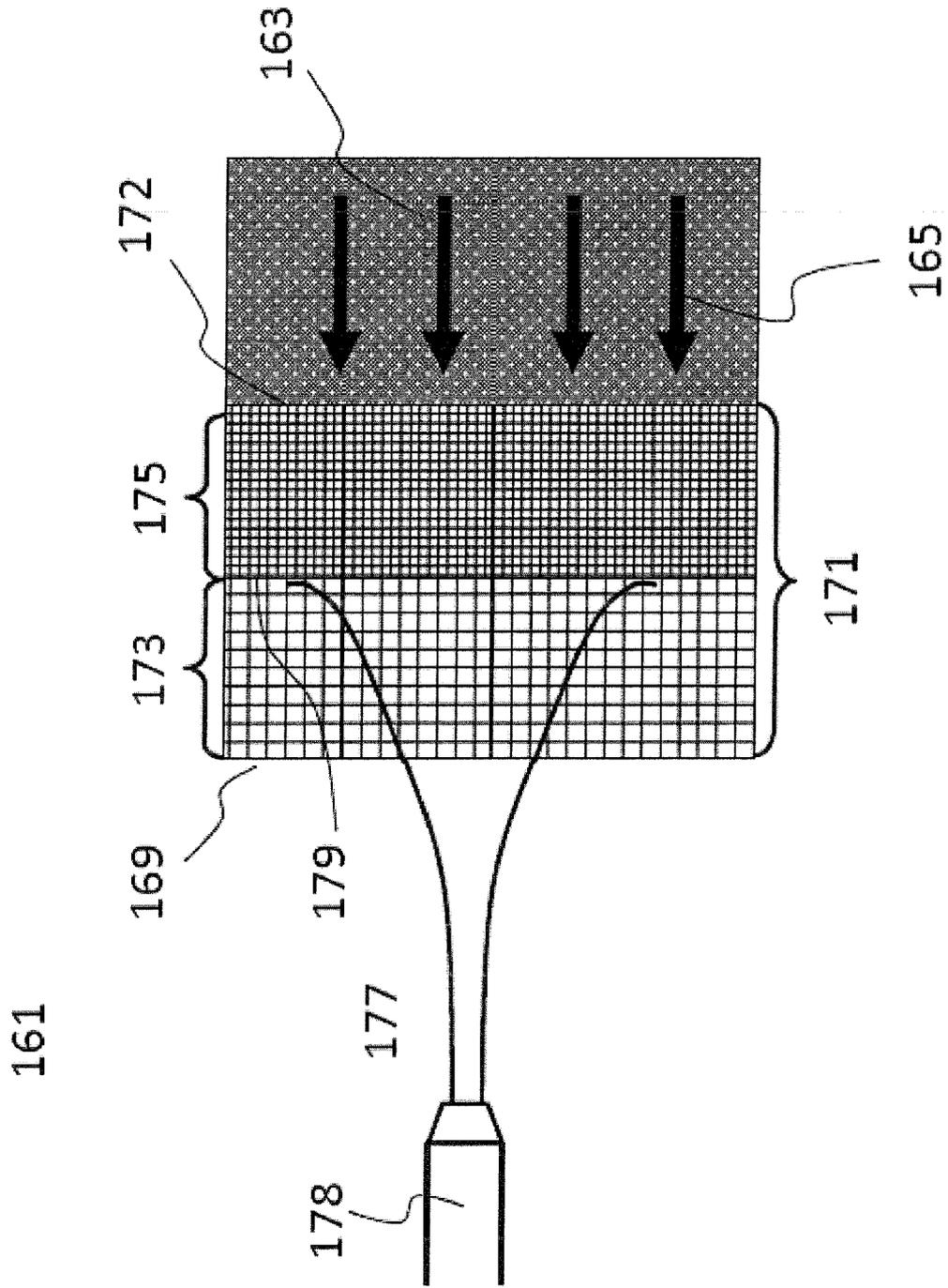


FIG. 25

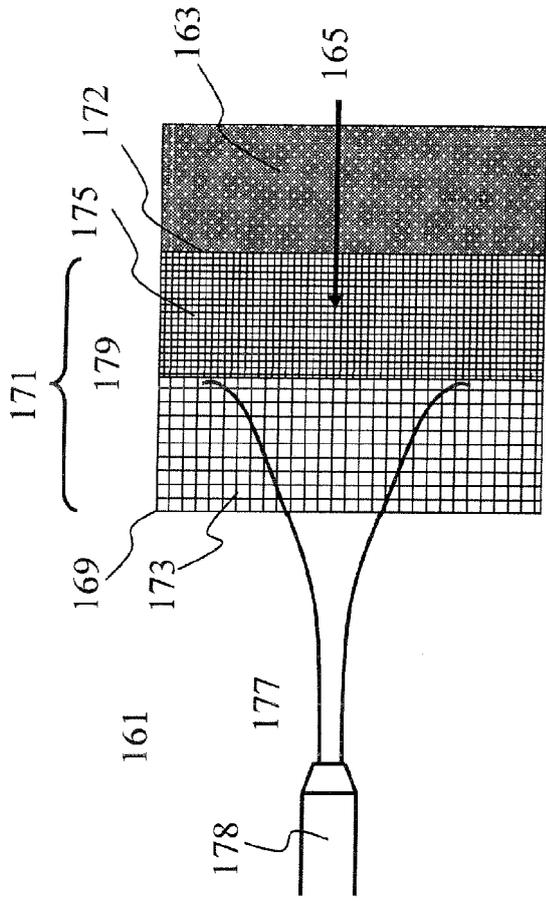


FIG. 26A

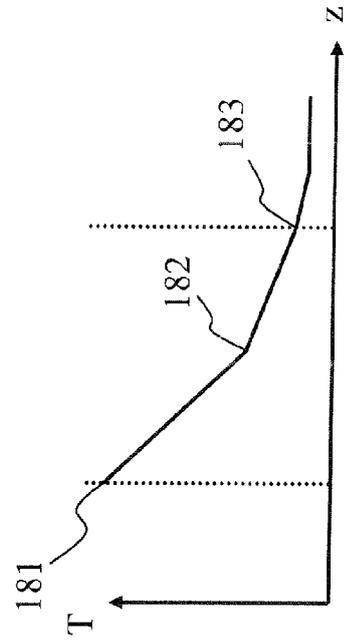


FIG. 26B

FIG. 27A

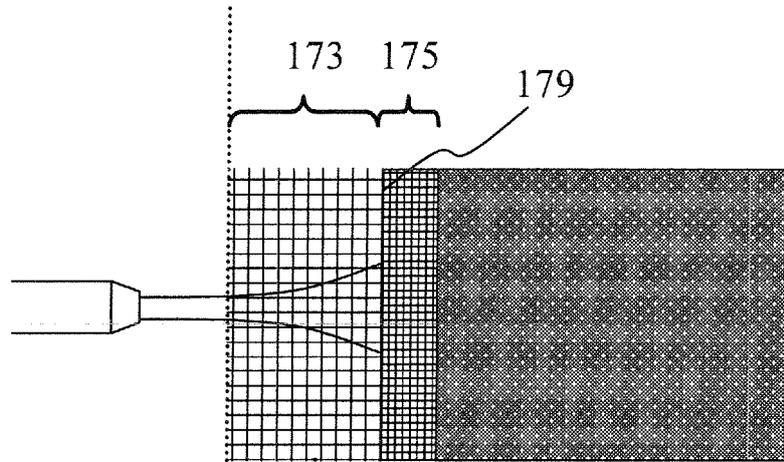


FIG. 27B

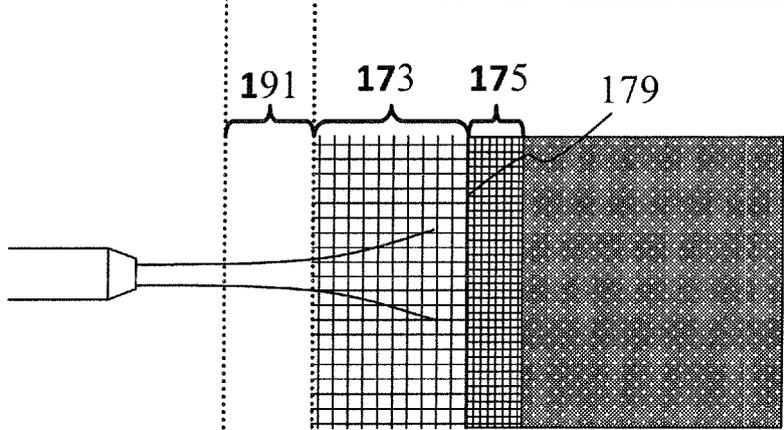
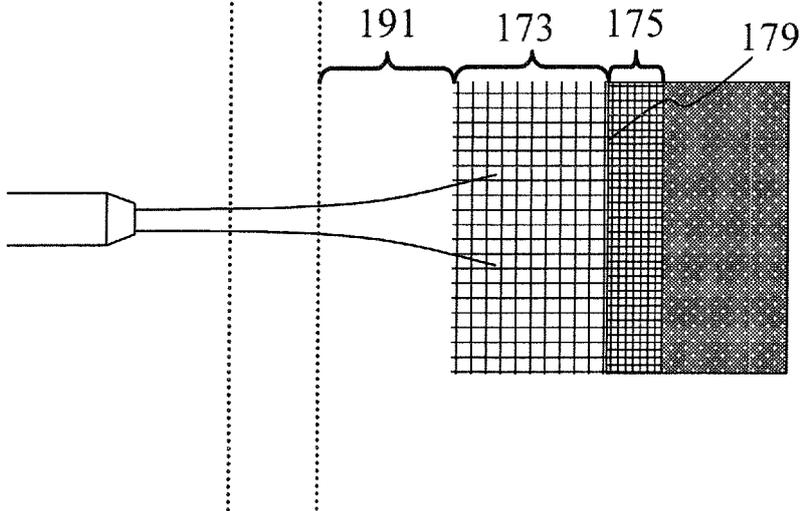


FIG. 27C



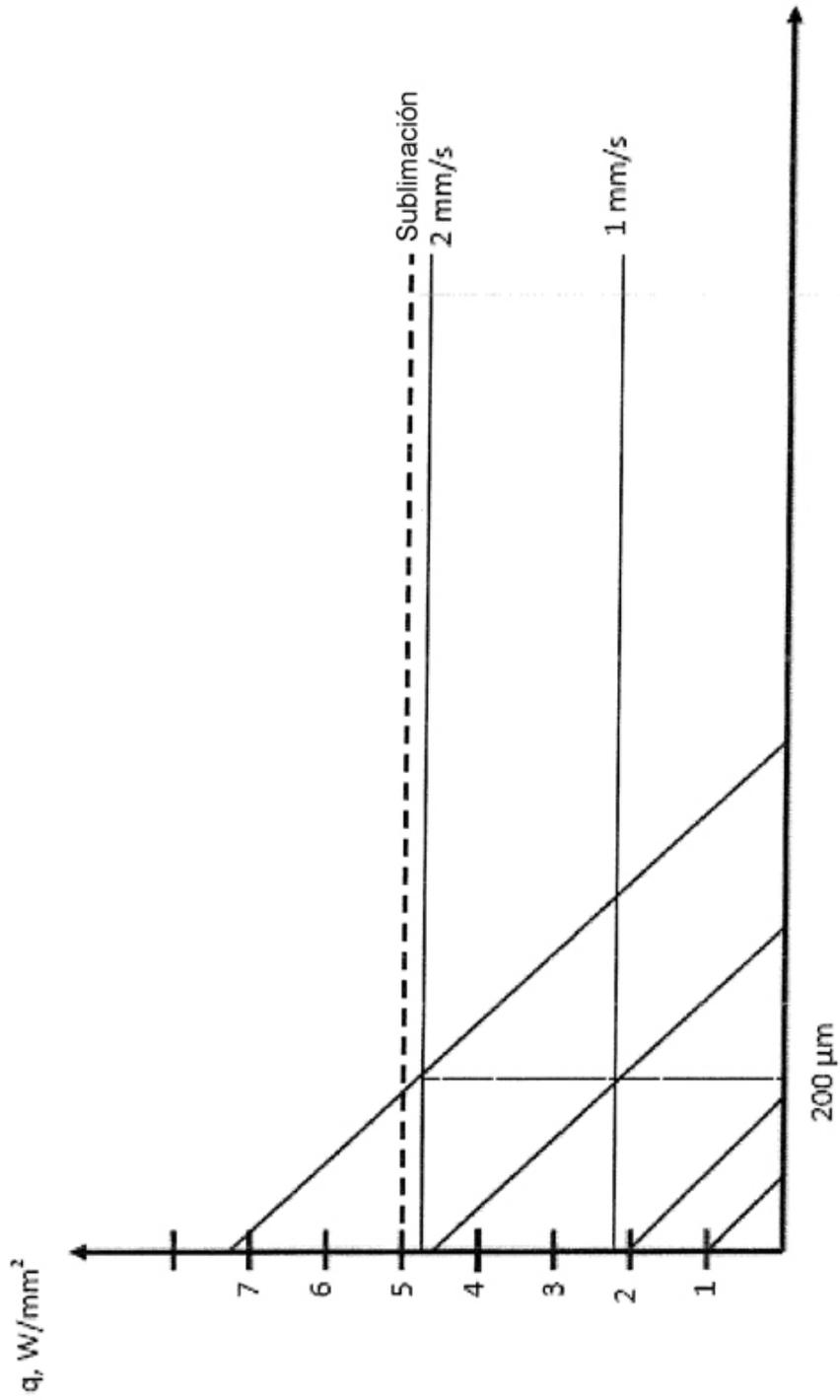


FIG. 28

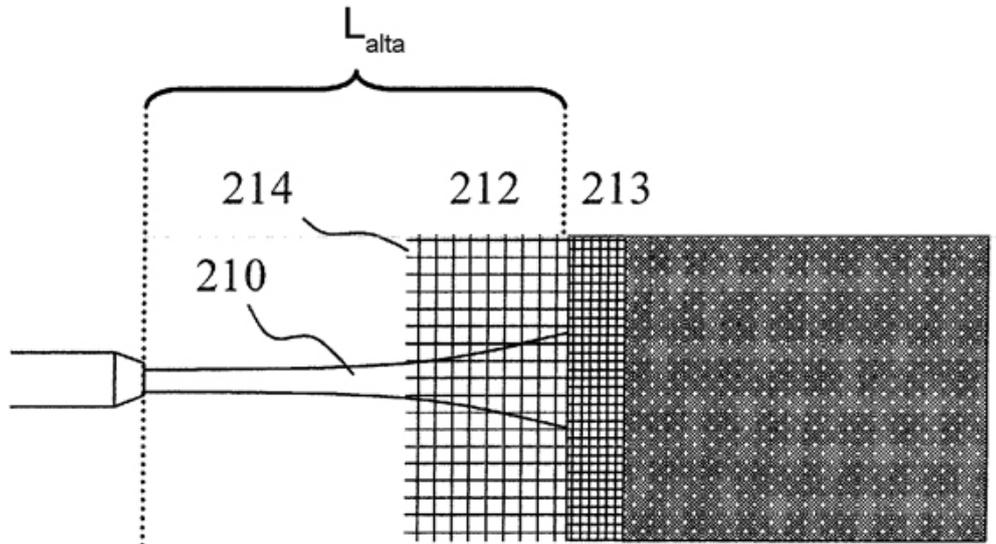


FIG. 29A

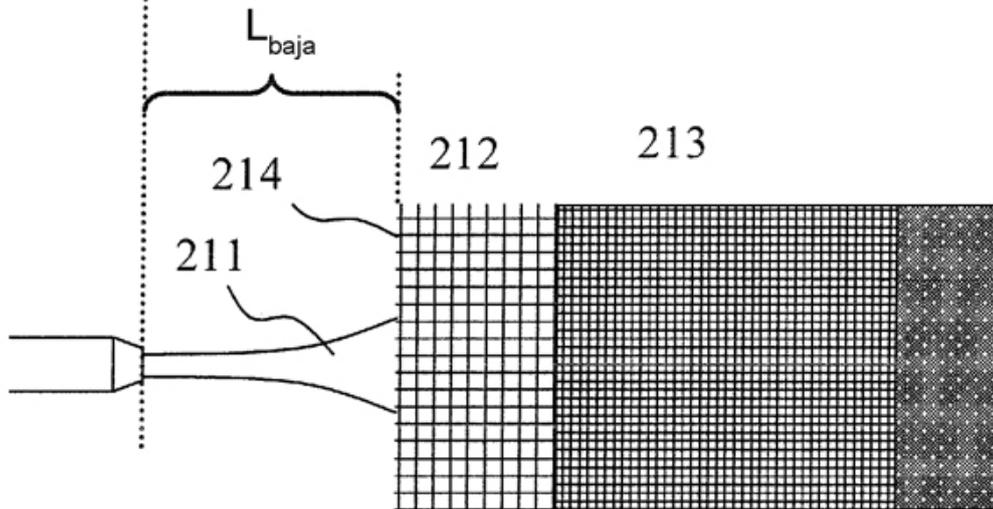


FIG. 29B

FIG. 30A

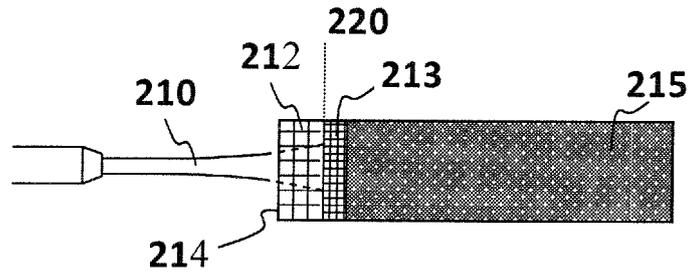


FIG. 30B

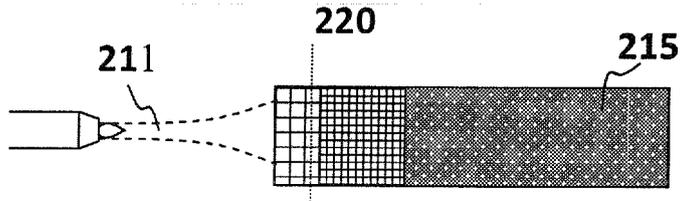


FIG. 30C

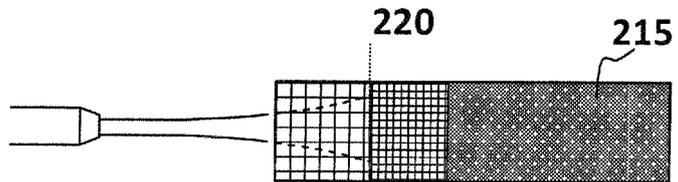


FIG. 30D

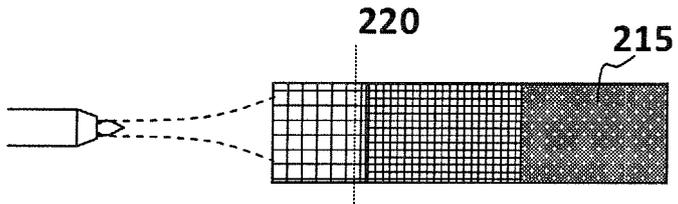


FIG. 30E

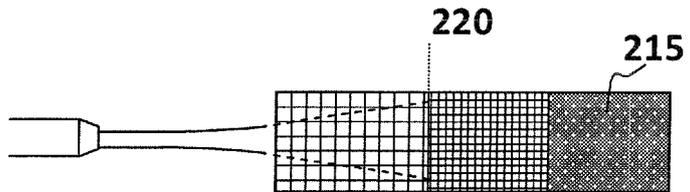
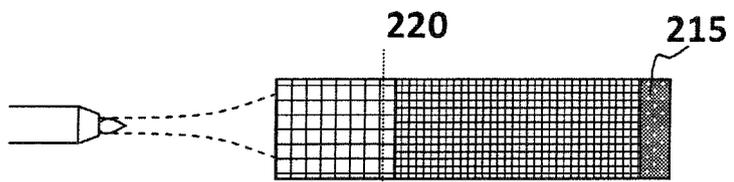


FIG. 30F



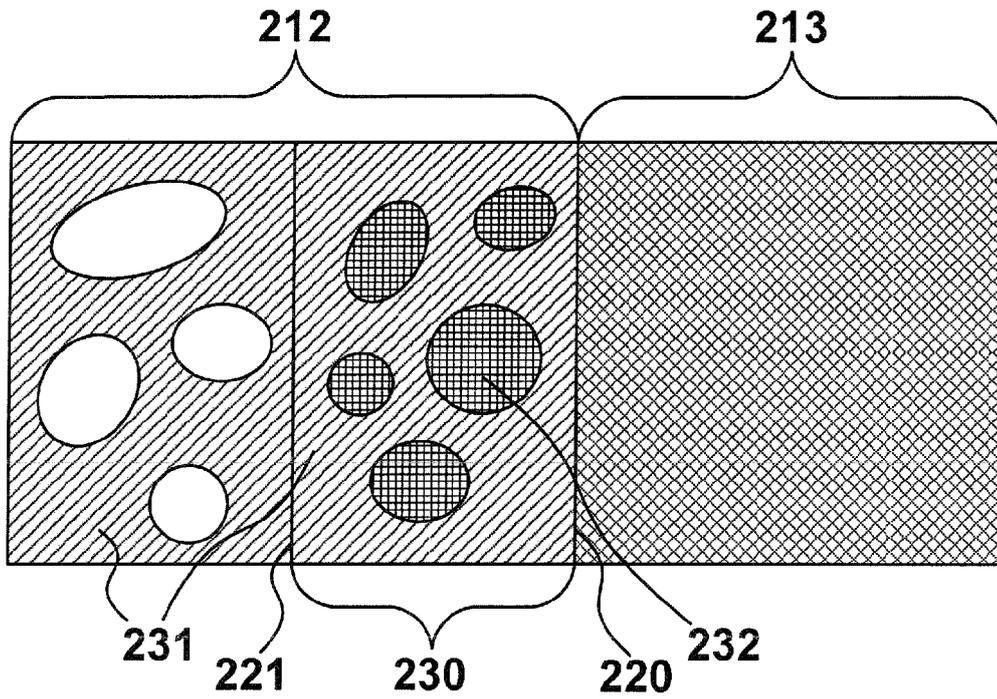


FIG. 31A

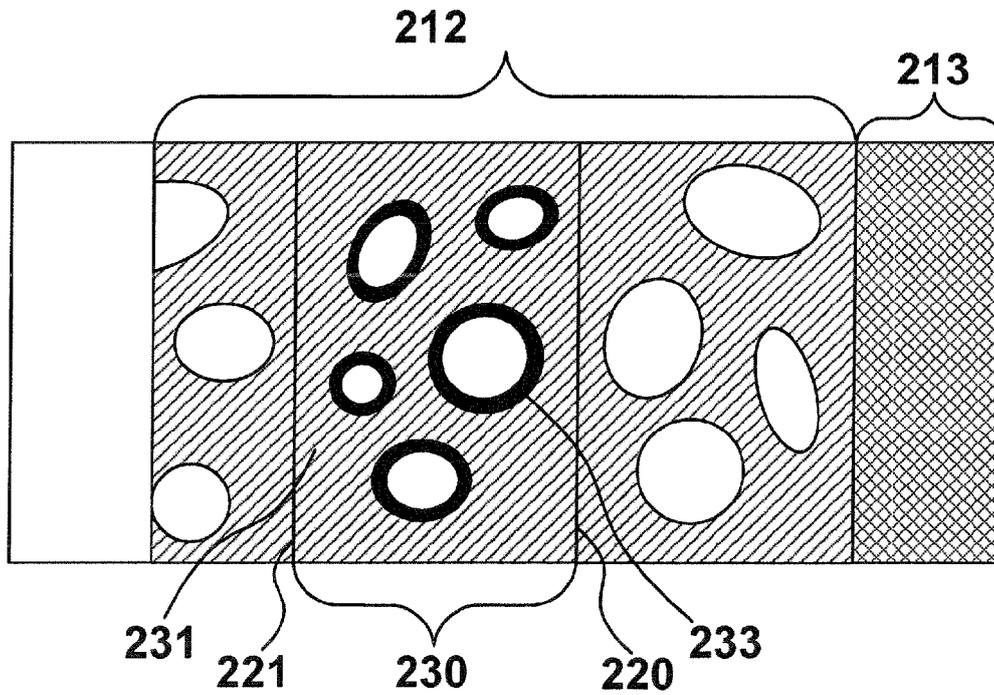


FIG. 31B

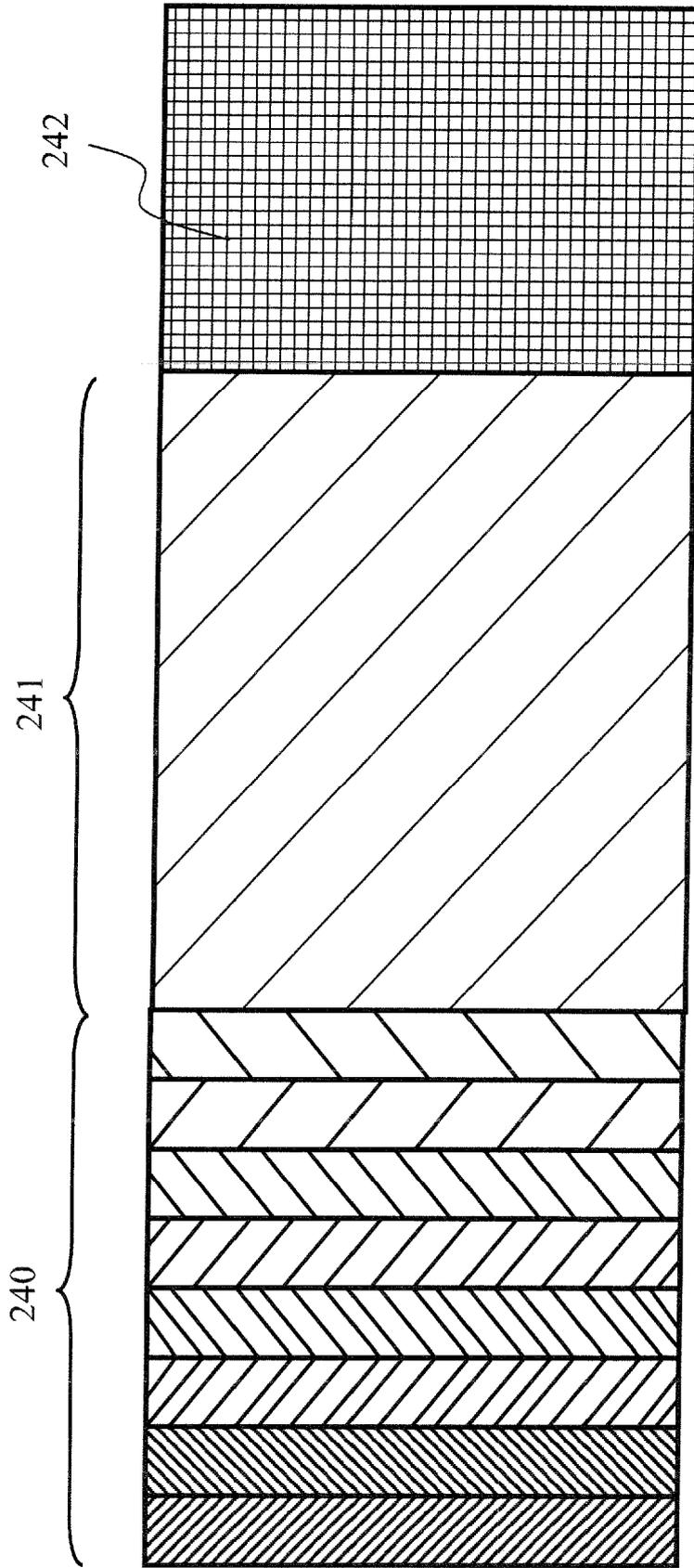


FIG. 32

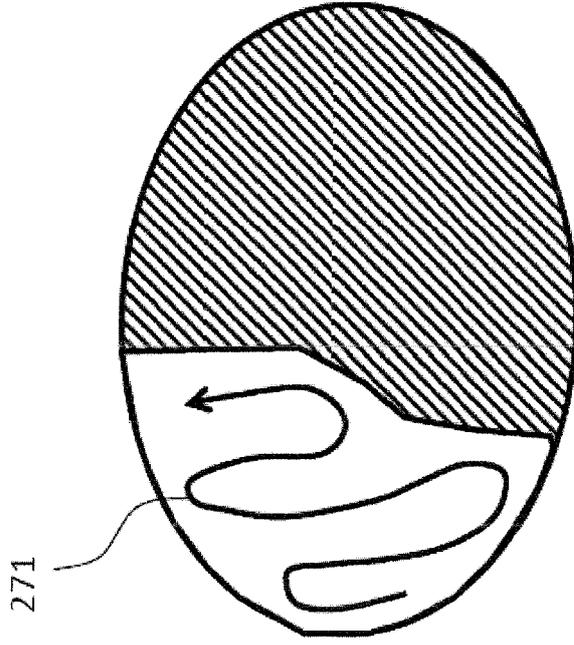


FIG. 33B

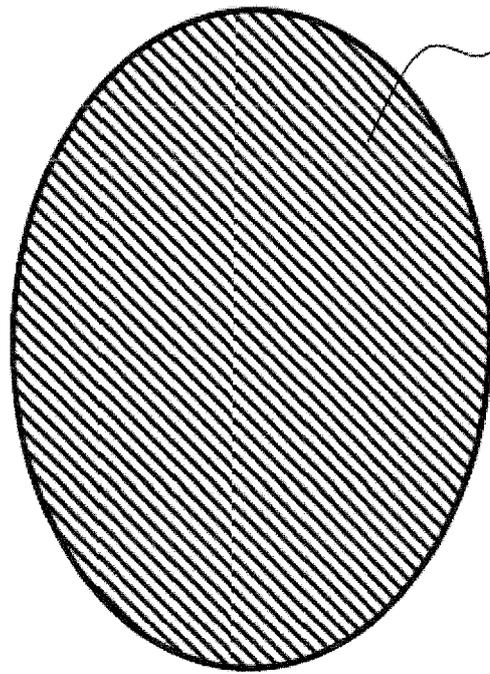


FIG. 33A

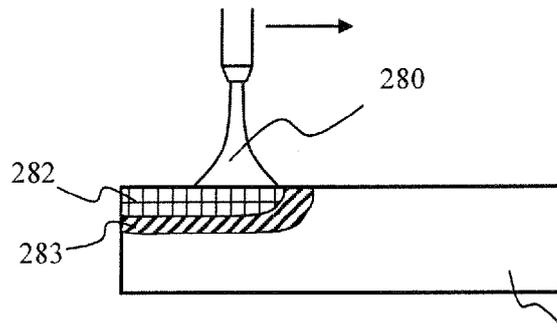


FIG. 34A

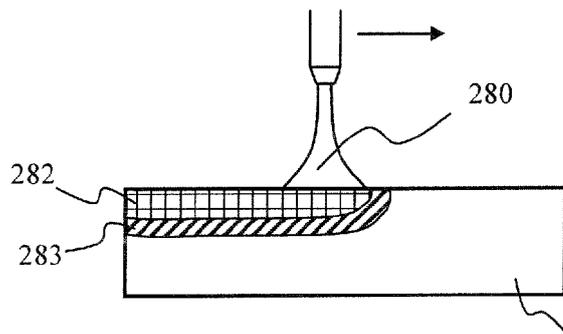


FIG. 34B

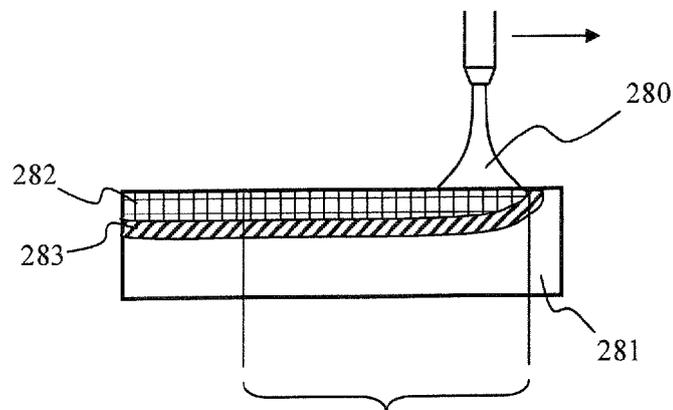


FIG. 34C

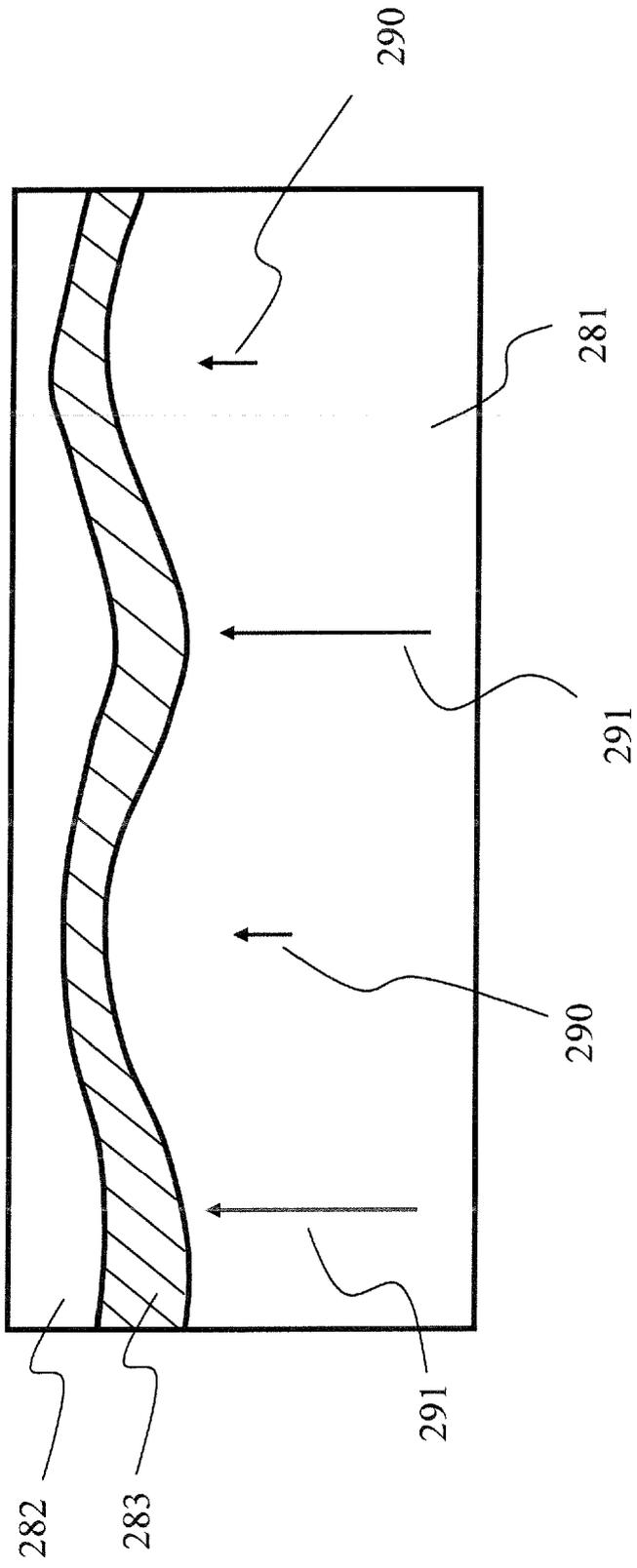


FIG. 35

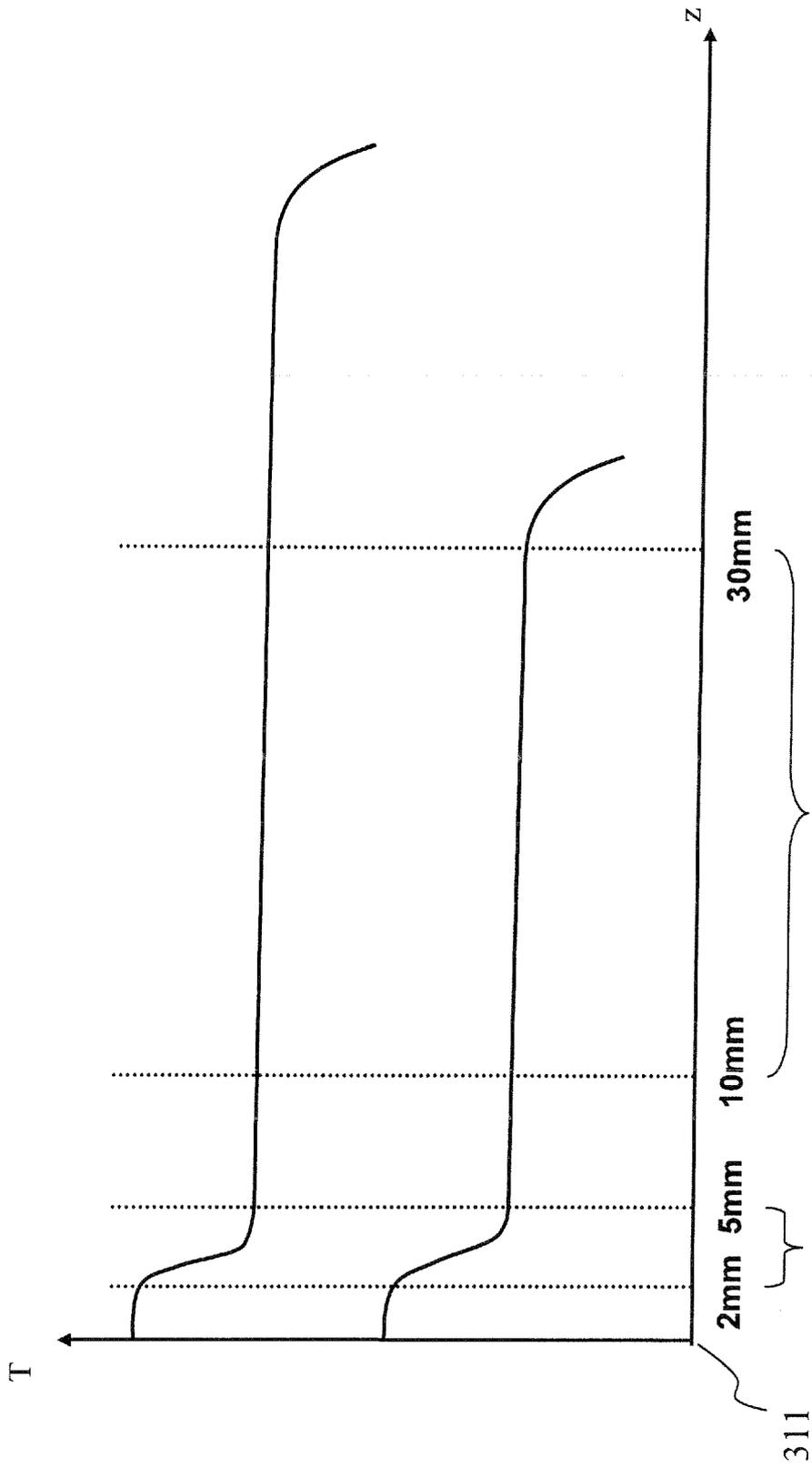


FIG. 36

272

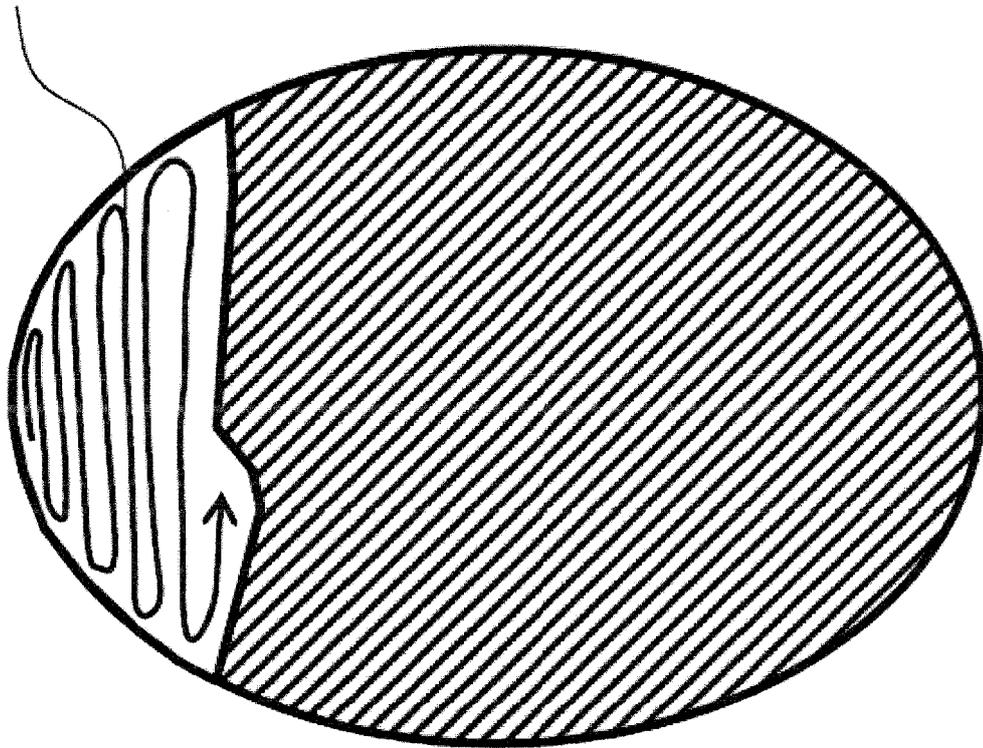


FIG. 37

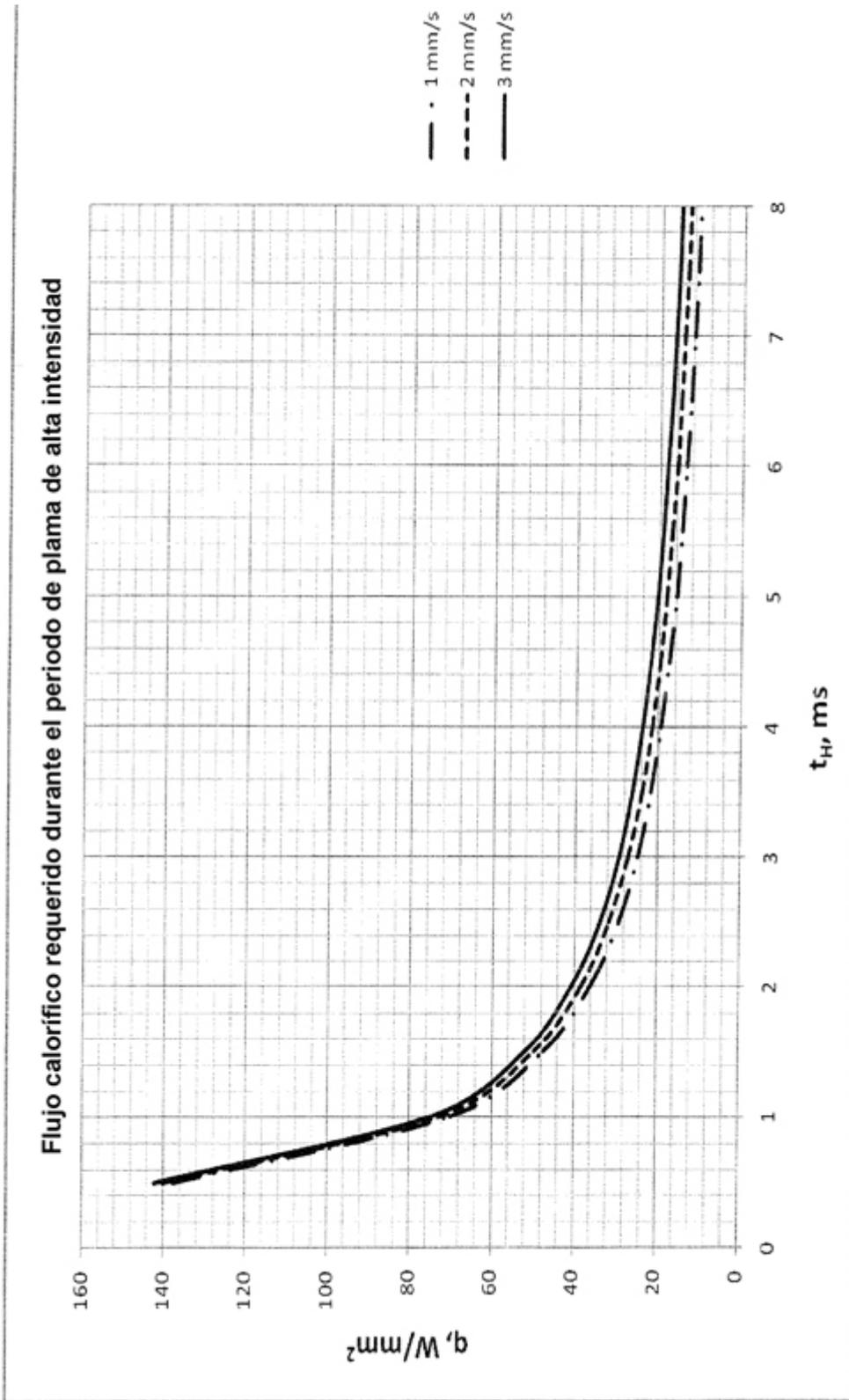


FIG. 38

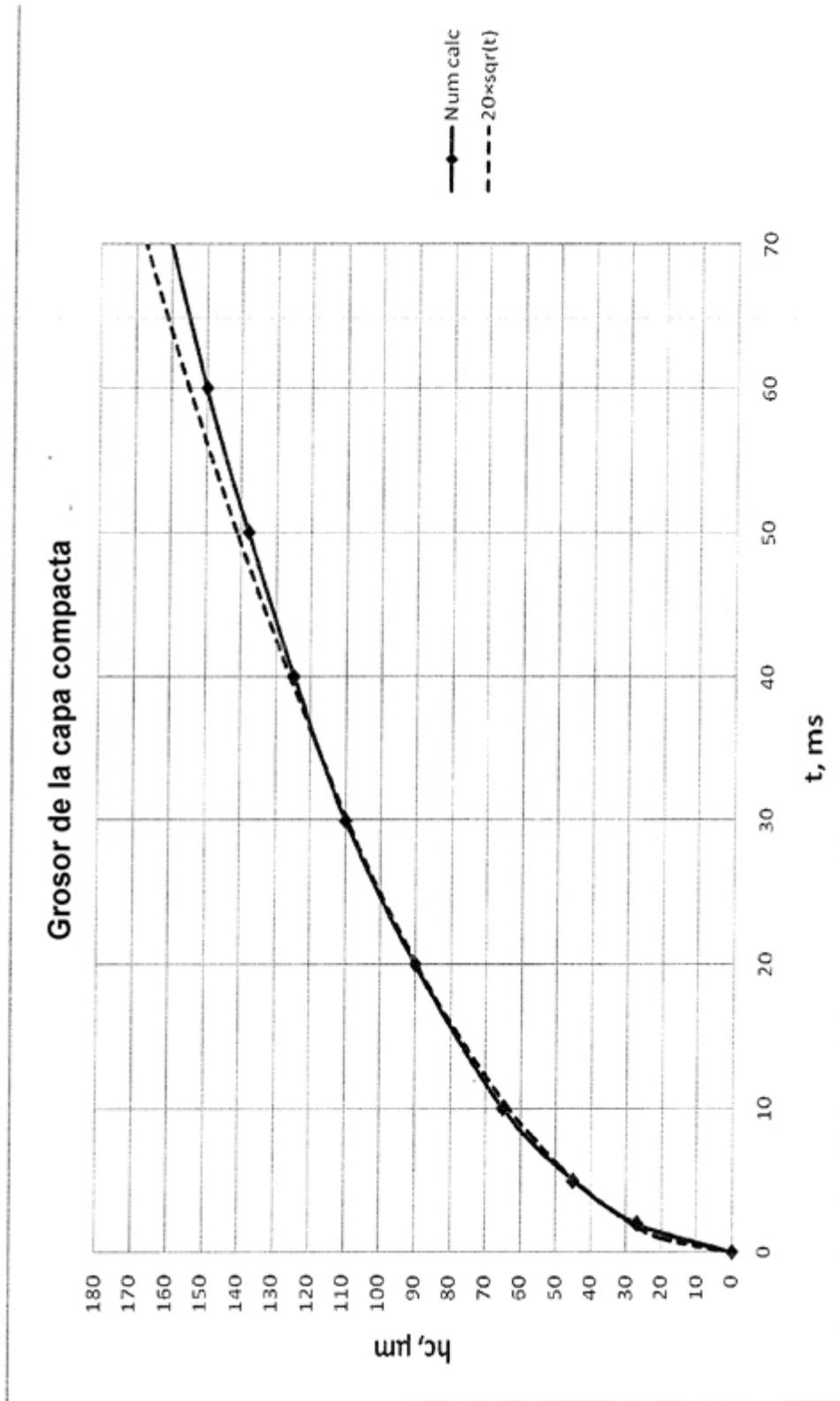


FIG. 39

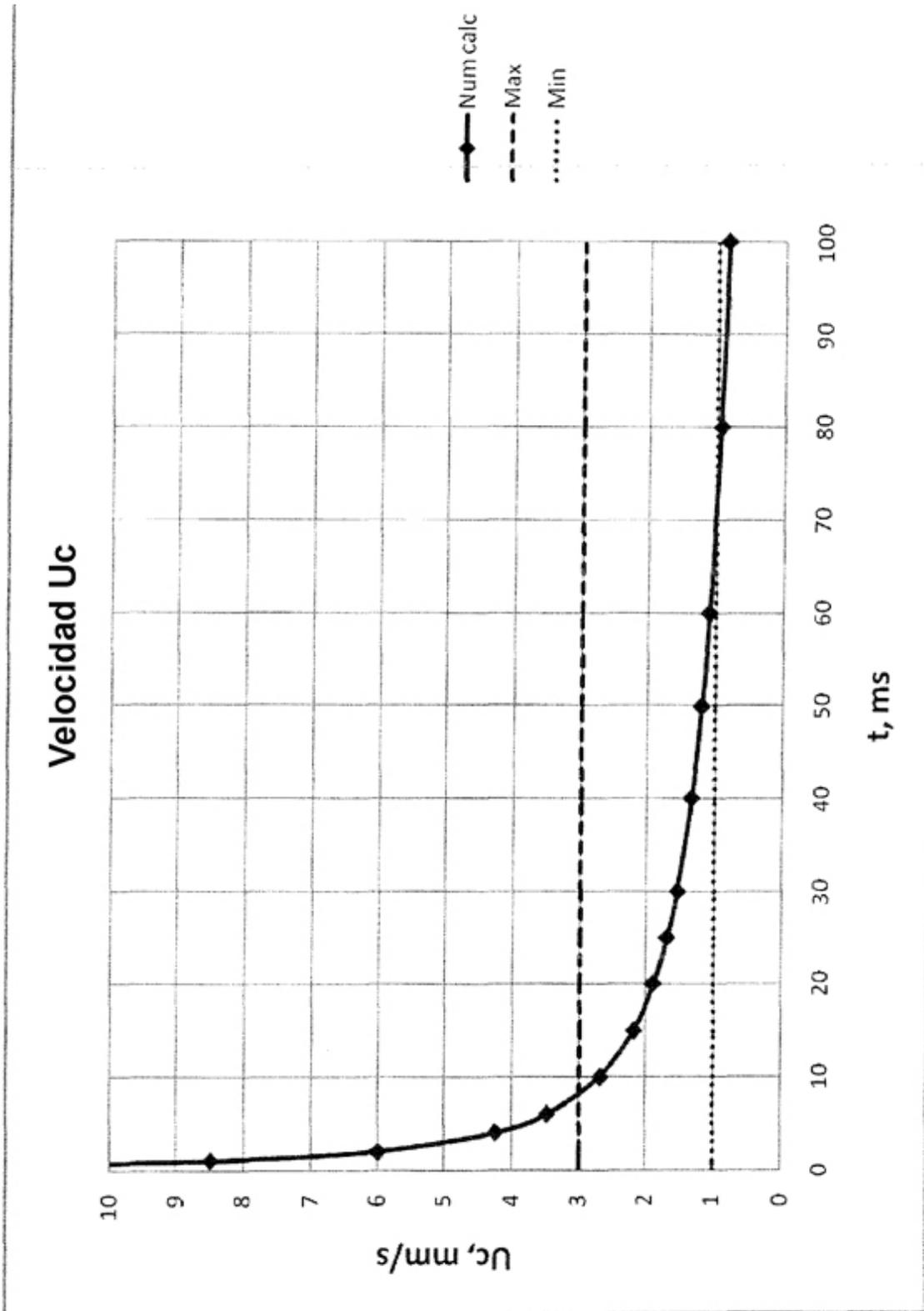


FIG. 40

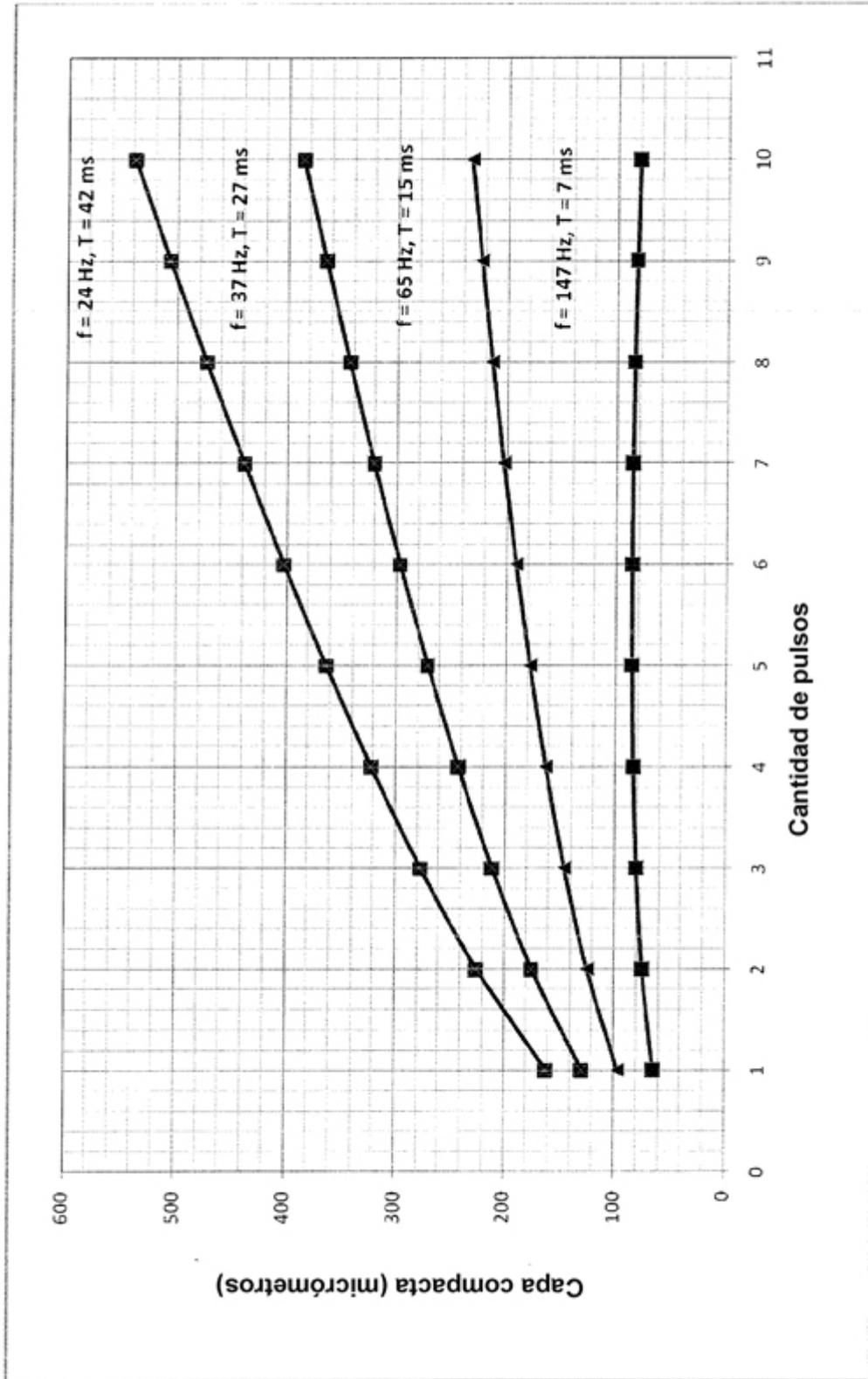


FIG. 41

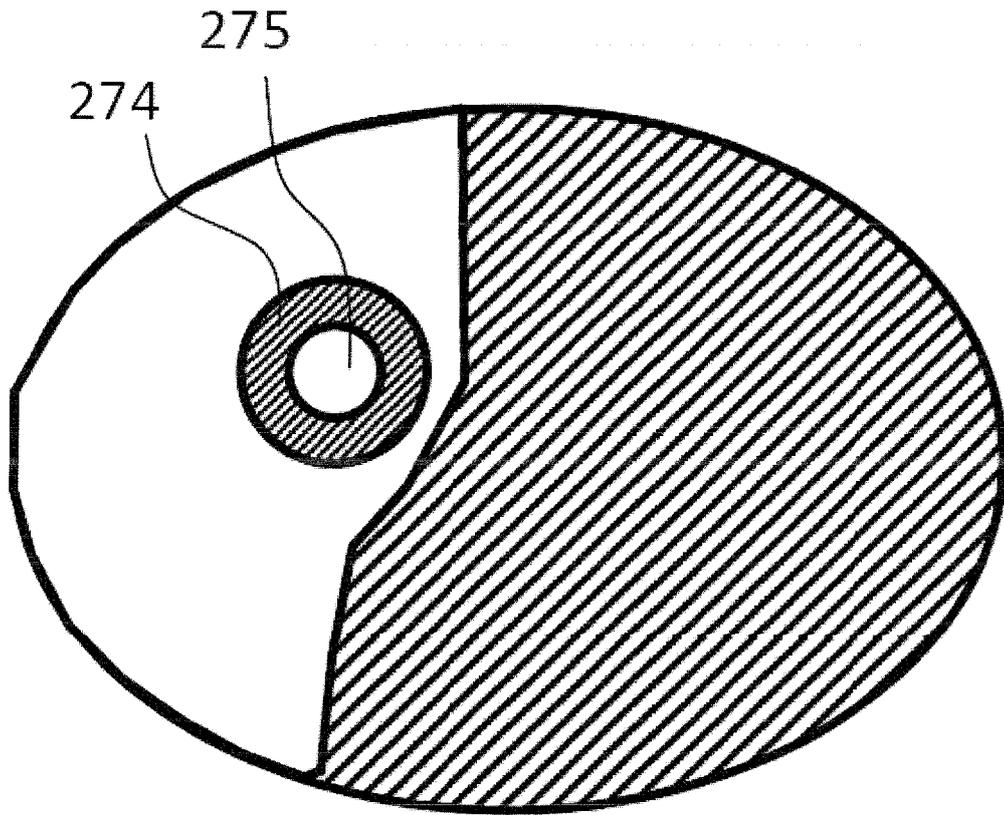


FIG. 42

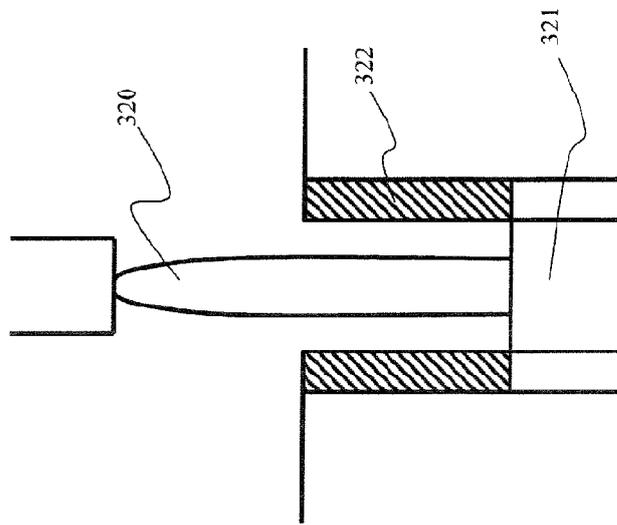


FIG. 43A

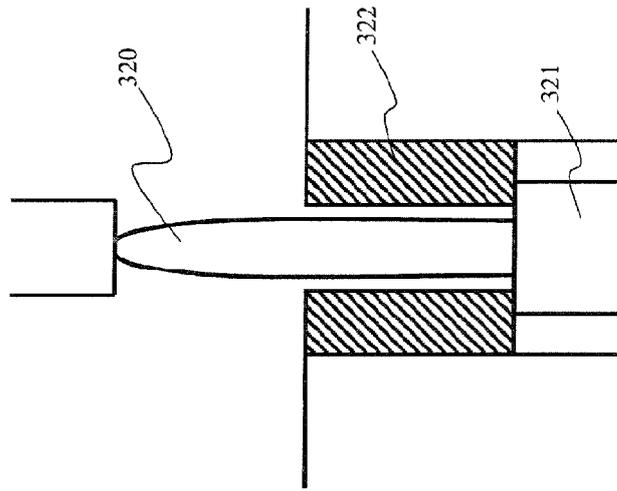


FIG. 43B

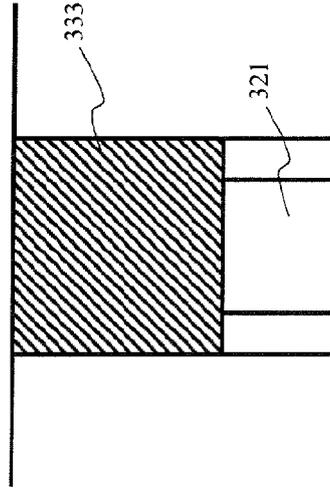


FIG. 43C

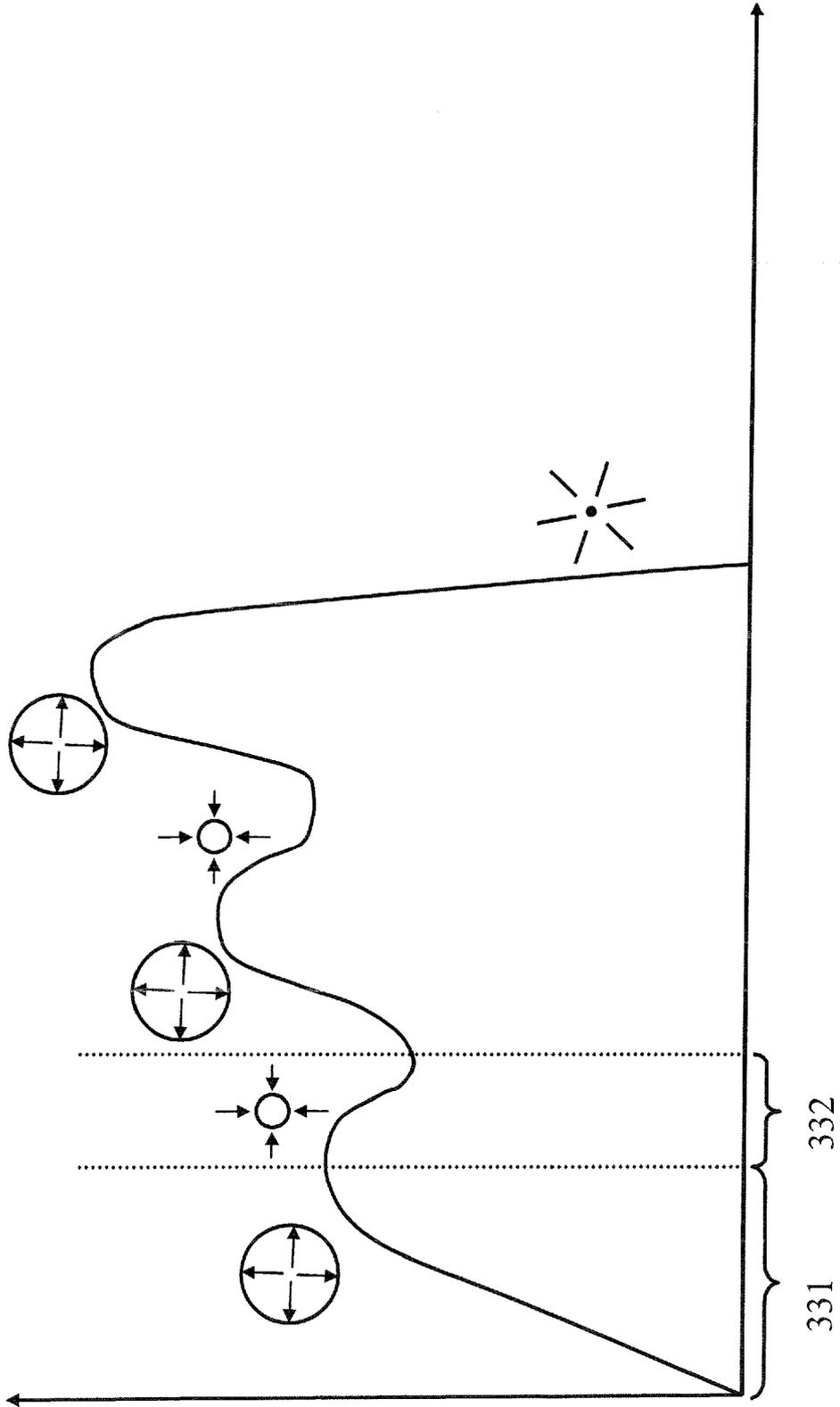


FIG. 44

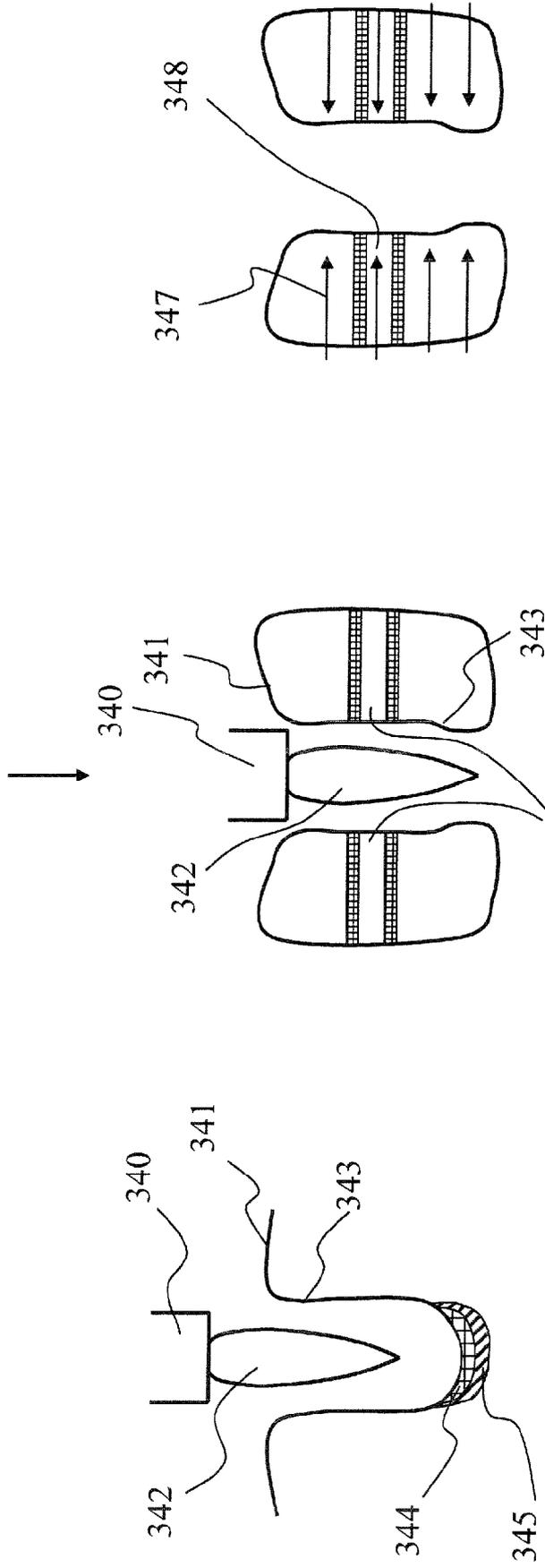


FIG. 45A

FIG. 45B

FIG. 45C

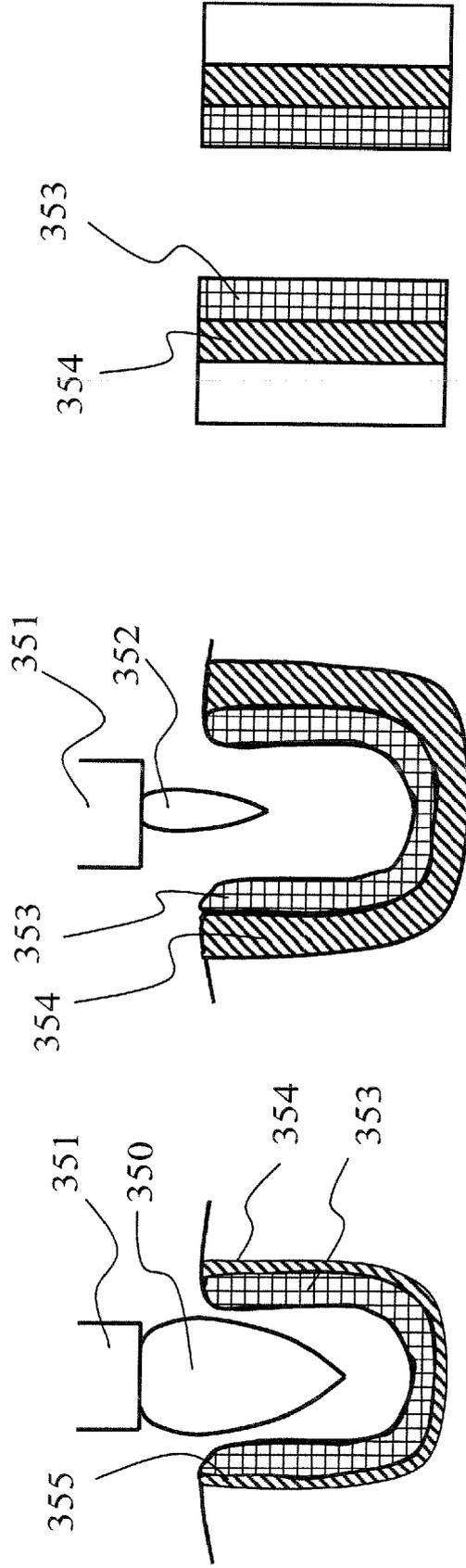


FIG. 46A

FIG. 46B

FIG. 46C

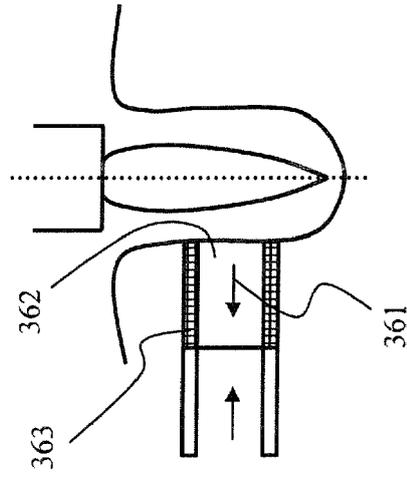


FIG. 47

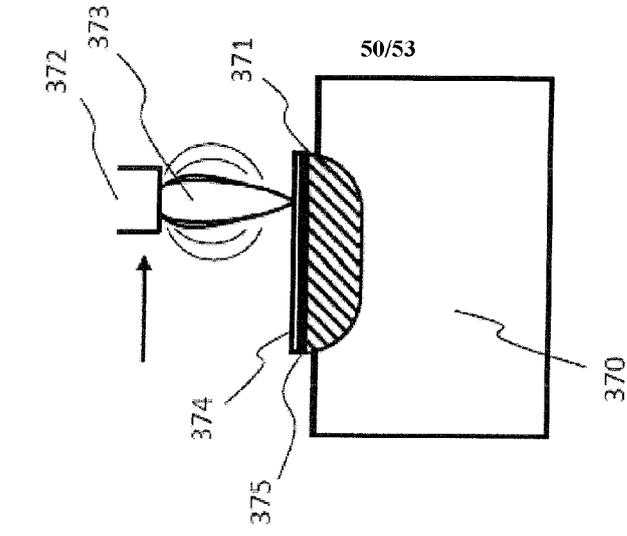


FIG. 48A

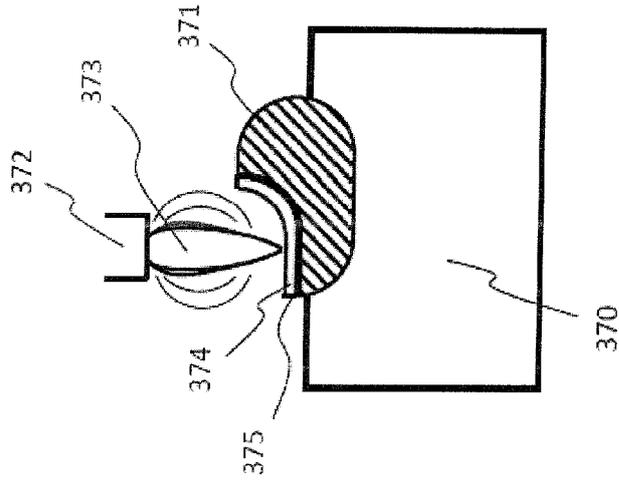


FIG. 48B

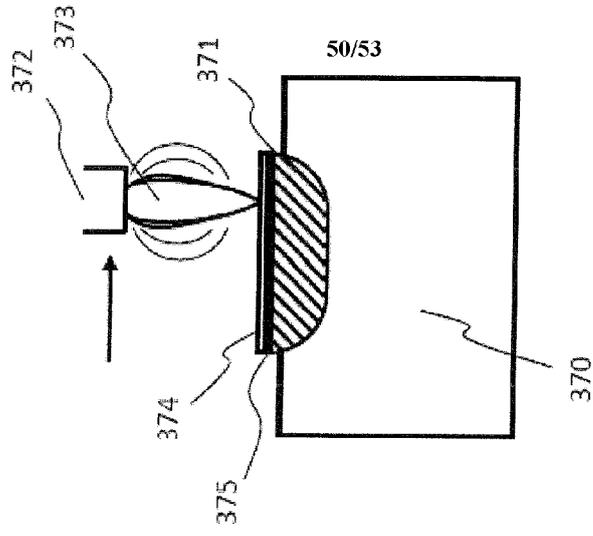


FIG. 48C

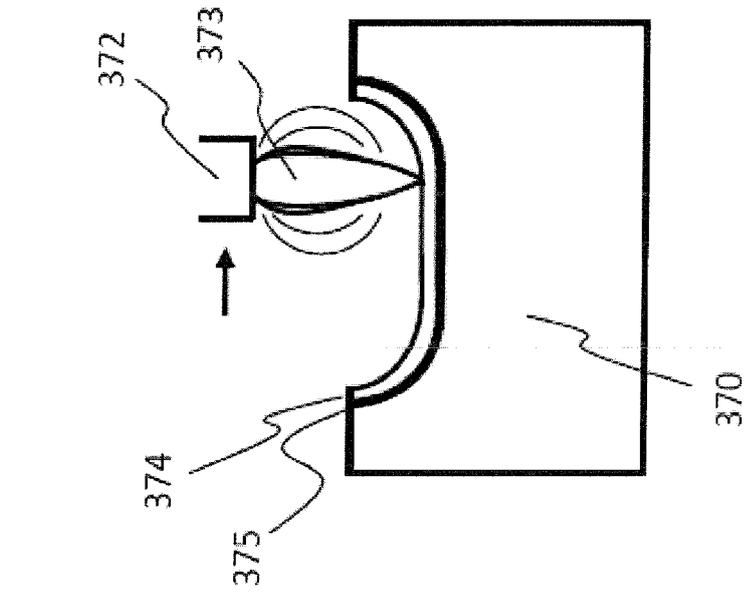


FIG. 48E

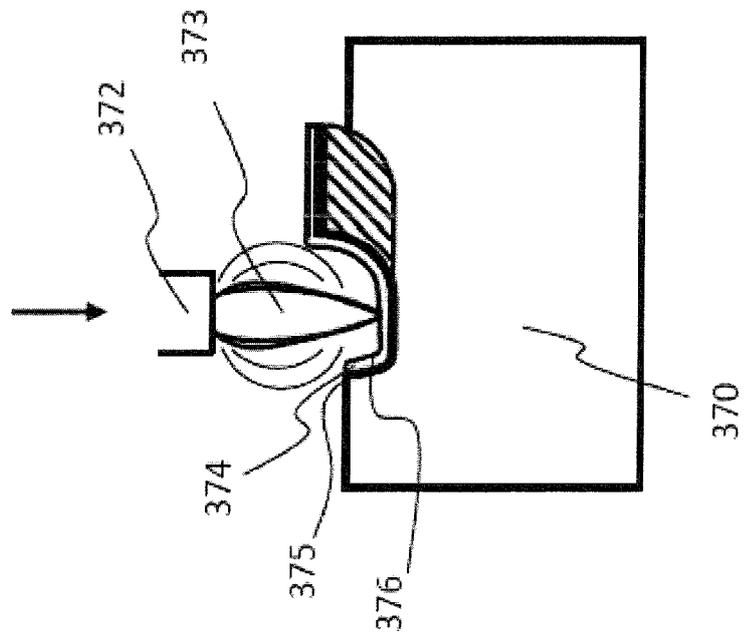


FIG. 48D

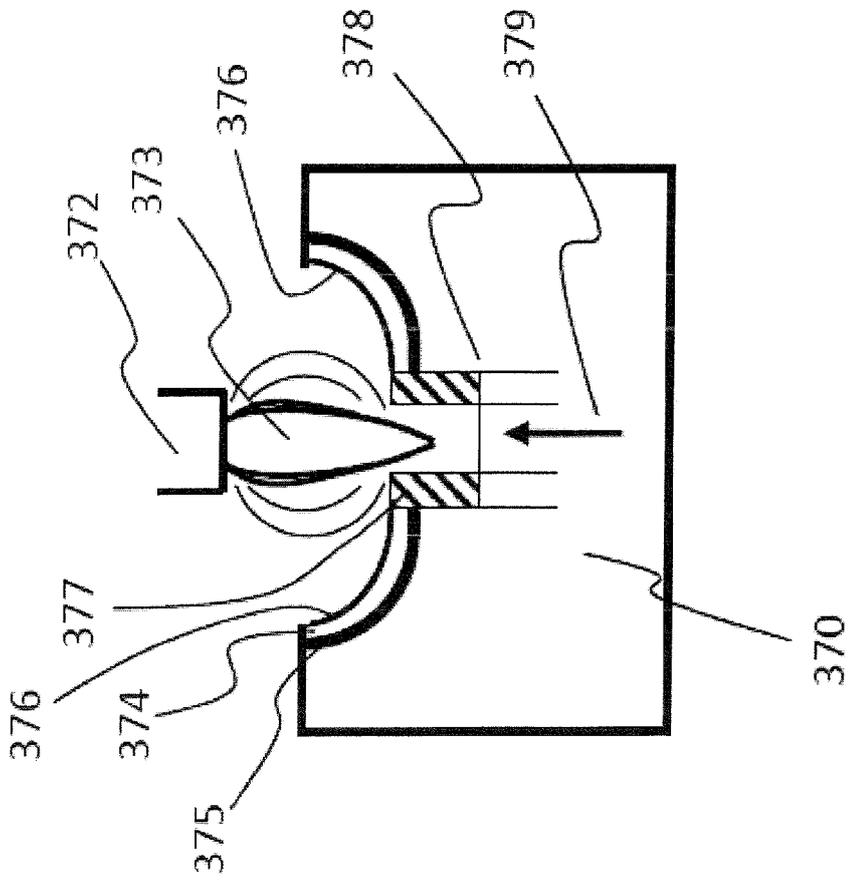


FIG. 49A

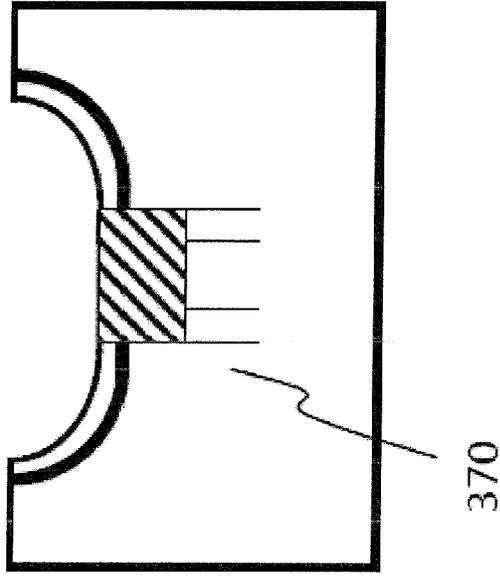


FIG. 49B

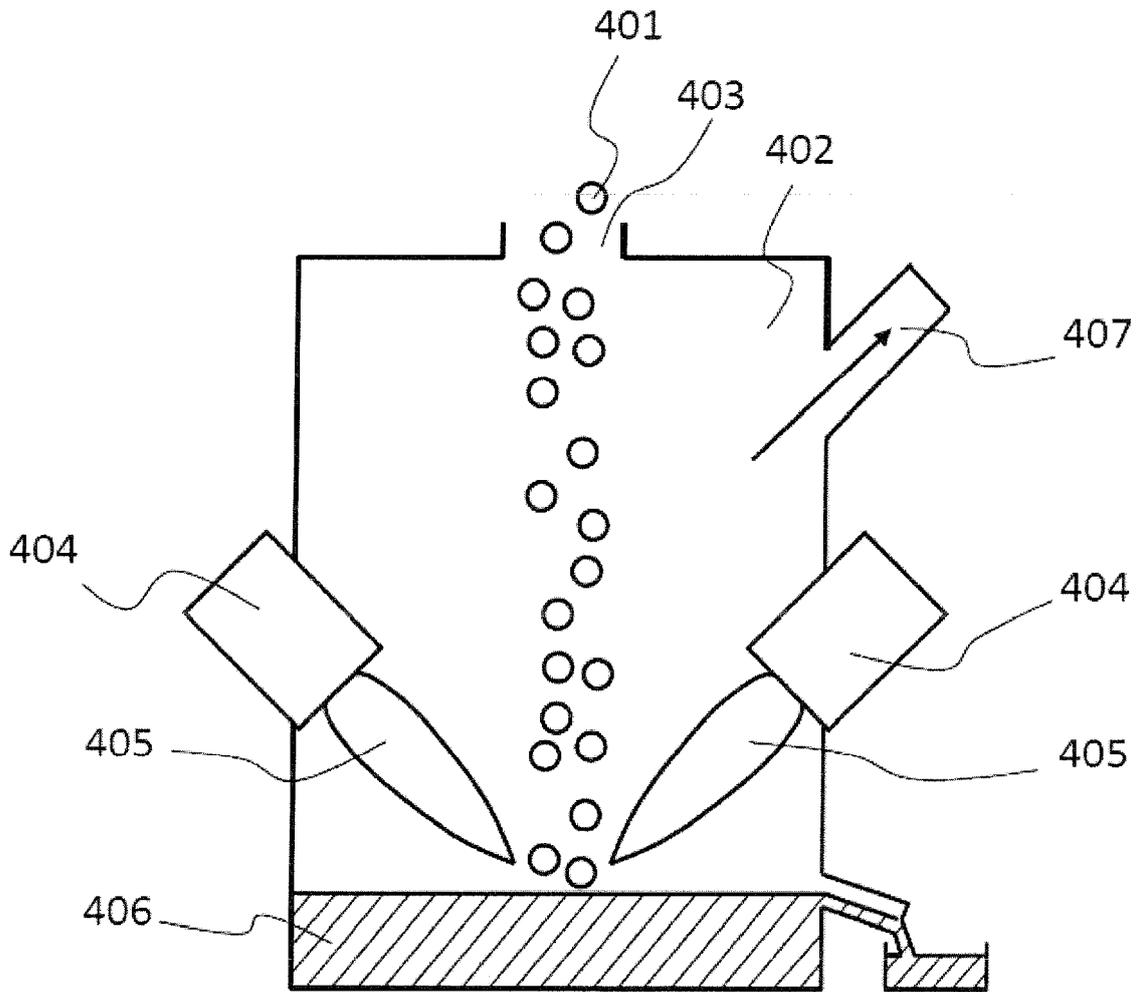


FIG. 50