



TÍTULO DE PATENTE No. 411665

Titular(es): TRIAGENICS, INC.
Domicilio: 525 SW Umatilla Ave., Ste. 102, Redmond, Oregon 97756, E.U.A.
Denominación: SISTEMAS DE SONDA DE ABLACIÓN.
Clasificación: **CIP:** A61B18/18; A61B18/12
CPC: A61B18/1815; A61B2018/00011; A61B2018/00017; A61B2018/00023;
A61B2018/0066; A61B2018/00303; A61B2018/00577; A61B2018/00642;
A61B2018/00714; A61B2018/00738; A61B2018/00785; A61B2018/00898;
A61B2018/1405
Inventor(es): LEIGH E. COLBY; DAVID WATSON.

SOLICITUD

Número:
MX/a/2023/004824

Fecha de Presentación Internacional:
26 de Octubre de 2020

Vigencia: Veinte años
Fecha de Vencimiento: 26 de octubre de 2040
Fecha de Expedición: 27 de marzo de 2024

La patente de referencia se otorga con fundamento en los artículos 1º, 2º fracción I, 5º fracción I, y 119 de la Ley Federal de Protección a la Propiedad Industrial.

De conformidad con el artículo 53 de la Ley Federal de Protección a la Propiedad Industrial, la presente patente tiene una vigencia de veinte años improrrogables, contada a partir de la fecha de presentación de la solicitud internacional y estará sujeta al pago de la tarifa para mantener vigentes los derechos.

Quien suscribe el presente título lo hace con fundamento en lo dispuesto por los artículos 5º fracción I, 9, 10 y 119 de la Ley Federal de Protección a la Propiedad Industrial; artículos 1º, 3º fracción V, inciso a), 4º y 12º fracciones I y III del Reglamento del Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial; artículos 1º, 3º, 4º, 5º fracción V, inciso a), 16 fracciones I y III y 30 del Estatuto Orgánico del Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial; 1º, 3º y 5º fracción I Acuerdo Delegatorio de Facultades del Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial.

El presente documento electrónico ha sido firmado mediante el uso de la firma electrónica avanzada por el servidor público competente, amparada por un certificado digital vigente a la fecha de su elaboración, y es válido de conformidad con lo dispuesto en los artículos 7 y 9 fracción I de la Ley de Firma Electrónica Avanzada y artículo 12 de su Reglamento. Su integridad y autoría, se podrá comprobar en www.gob.mx/impi.

Asimismo, se emitió conforme lo previsto por los artículos 1º fracción III; 2º fracción VI; 37, 38 y 39 del Acuerdo por el que se establecen lineamientos en materia de Servicios Electrónicos del Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial.

SUBDIRECTORA DIVISIONAL DE EXAMEN DE FONDO DE PATENTES ÁREAS MECÁNICA, ELÉCTRICA Y DE DISEÑOS INDUSTRIALES Y MODELOS DE UTILIDAD

MARINA OLIMPIA CASTRO ALVEAR



Cadena Original:
MARINA OLIMPIA CASTRO ALVEAR|00001000000510738631|SERVICIO DE ADMINISTRACION
TRIBUTARIA|1987||MX/2024/30284|MX/a/2023/004824|Título de patente PCT|1981|NJPR|Pág(s)
1|Qa3O4OkKoV0Sza0dmOhB8U7w7GI=

Sello Digital:
gAeNWFwW8uNohWydPD3VCBexxa3mm/SQ+p1Q7JYxwofEFcJJSX0xfRYtxRCBA5j2gjKrjoK3Zsp9yG/xSxJua64URb
4DwfXfyadpy7EbsRGS1Pd0kzpd319Gb8b76/n3LvTLKFB3G8iPbPWVa8GIxaVkfhtgXQN5Riz1Uoue7Lk3melha
xziHoldwiLq0iJ59VM2n6shOqIbPmyv3beFBSZZ/2V/XkCf4kpNa/WEZGGEYGhcDkJPDIv0a46SGiP2r/2ski8tWir
nBv542/V0pH7AVkSldH9amb302iTY9kyEscRzfxBe8l4oCw29fp+8w4H2fPnISMvpfSoK6g==



MX/2024/30284



SISTEMAS DE SONDA DE ABLACIÓN

CAMPO DE LA INVENCIÓN

La presente divulgación describe aparatos, métodos/procedimientos y sistemas que en general se refieren al campo técnico de sondas de ablación y específicamente se refieren al campo técnico de sondas de ablación por microondas y radiofrecuencia que tienen zonas conformadas y/o dimensionadas de ablación de tejido objetivo que permiten procedimientos guiados de ablación de tejido blando que son más precisos y predecibles que los procedimientos que no están guiados.

ANTECEDENTES DE LA INVENCIÓN

El término “ablación” en la industria médica en general describe la remoción de tejido problemático (por ejemplo, dañado, enfermo o de otro modo no deseado) (tejido objetivo) por técnicas menos invasivas que en general emplean una sonda que opera a través del enfriamiento o calentamiento del tejido objetivo, aunque también se puede usar tecnología de ablación mecánica, eléctrica, química y láser. En tanto que “resección” implica remover de manera parcial o completamente un órgano por métodos quirúrgicos convencionales (es decir, el uso de un bisturí o sierra para cortar tejido), la ablación médica en general implica remover o destruir de manera parcial o completamente una capa (o capas) de tejido objetivo a través de una sonda que emplea tecnología térmica o no térmica con el objetivo de destruir de manera más selectiva el tejido objetivo. El objetivo de la ablación es remover o destruir el tejido objetivo (tejido problemático) con sustancialmente menos daño al tejido o estructura circundante en comparación con los métodos quirúrgicos convencionales más invasivos en tanto que se restaura la función normal. El uso de la tecnología de ablación se puede usar para tratar una variedad de condiciones médicas que varían desde serias hasta cosméticas. Algunos de los tipos más comunes de ablación incluyen ablación superficial (usada para remover una capa de tejido objetivo para tratar la decoloración, mejorar la textura de piel o remover lesiones superficiales, verrugas o tumores), ablación cardíaca (tal como ablación por radiofrecuencia (RFA) que se usa para destruir tejido objetivo en el corazón asociado con latidos cardíacos irregulares), ablación por microondas endometrial (usada para destruir el revestimiento del útero para reducir o detener el sangrado anormal del útero), ablación de médula ósea (usada para remover médula ósea antes de un trasplante de médula ósea), ablación de cirugía cerebral (usada para tratar ciertos trastornos neurológicos) o ablación por microondas (usada para tratar tumores hepáticos sin resecar físicamente los tumores).

La ablación se puede realizar usando microondas (por ejemplo, ablación por microondas (MWA) y ablación endometrial por microondas (MEA)), radiofrecuencias (por ejemplo, ablación por radiofrecuencia (RFA)), láseres (por ejemplo, cirugía LASIK), ultrasonido (por ejemplo, ultrasonido de ultra alta intensidad), productos químicos (por ejemplo, quimioablación), temperaturas bajas o frías (por ejemplo, crioablación), temperaturas altas o calientes, electricidad (por ejemplo, fulguración, punta caliente o cauterización y otros) y procesos mecánicos (por ejemplo, rotablación). La ablación por microondas es una forma de ablación térmica que usa ondas electromagnéticas en el espectro de energía de microondas (300 MHz a 300 GHz) para producir efectos de calentamiento de tejido para generar necrosis de tejido dentro de tumores sólidos para tratar cáncer. La ablación endometrial por microondas, por ejemplo, es un uso de la ablación por

microondas que usa microondas a una frecuencia fija para destruir la capa basal del endometrio y las glándulas (evitando el resto del útero) al calentarlas a más de sesenta grados Celsius (60°C). Otro uso bien establecido de la ablación por microondas es la ablación de tumores hepáticos, que se realiza comúnmente a 500 MHz a 2.45 GHz. La ablación por radiofrecuencia (RFA) es un procedimiento médico en el cual se extirpa parte del sistema de conducción eléctrica del corazón, tumor u otro tejido disfuncional usando el calor generado a partir de la corriente alterna de frecuencia media (en el intervalo de 300-500 kHz).

Un uso para la ablación es la ablación de brotes dentales. La formación de terceros molares provoca de manera predecible problemas de por vida que incluyen complicaciones, dolor, caries, enfermedad de encías y/o abscesos con una tasa de casi 99% durante la vida de los pacientes. Desafortunadamente, la extracción quirúrgica de terceros molares completamente formados tiene una serie de riesgos y complicaciones, tal como osteítis dolorosa posterior a la extracción o “alveolo seco”, infecciones severas, daño nervioso temporal y permanente, dolor significativo, daño temporomandibular (TMJ) temporal y permanente, y más. Históricamente, ha habido sugerencias e intentos de prevenir la formación de terceros molares sobre una base profiláctica antes de que estos dientes problemáticos se formen por completo, tal como aquellos de Dr. Henry en 1969, Dra. Gordon & Laskin en 1978, y más recientemente por Dr. Silvestri en 2004 - para eliminar las condiciones de enfermedad que provocan predeciblemente en tanto que reducen (pero no eliminan) los peligros quirúrgicos. Sin embargo, estos intentos anteriores de prevención de formación de terceros molares han sido sistemas manuales que eran difíciles de implementar, inconsistentes, impredecibles, irrepitibles debido a que eran manuales y, como resultado, nunca se han adoptado por profesionales dentales.

Los sistemas y métodos de ejemplo de ablación guiada para la ablación de brotes dentales, tal como aquellos descritos en la patente de Estados Unidos No. 9,402,693, patente de Estados Unidos No. 9,827,068, patente de Estados Unidos No. 9,855,112, patente de Estados Unidos No. 10,022,202, patente de Estados Unidos No. 10,265,140, patente de Estados Unidos No. 10,285,778, patente de Estados Unidos No. 10,298,255, patente de Estados Unidos No. 10,299,885, publicación de patente de Estados Unidos No. US2011/0200961, publicación de patente de Estados Unidos No. US2016/0324597, publicación de patente de Estados Unidos No. US2017/0360528, publicación de patente de Estados Unidos No. US2018/0091169, publicación de patente de Estados Unidos No. US2018/0153640, publicación de patente de Estados Unidos No. US2018/0318038, publicación PCT No. WO/2010/132368, publicación PCT No. WO/2014/143014 y solicitudes de patente extranjeras y de Estados Unidos relacionadas, todas las cuales se inventaron por el inventor de la presente invención y son propiedad del solicitante de la presente solicitud. Las divulgaciones de estas referencias, en lo sucesivo referidas “propiedades terapéuticas de ablación de brotes dentales” se incorporan expresamente por referencia. Las propiedades terapéuticas de ablación de brotes dentales describen métodos, sistemas y procedimientos de ablación de brotes dentales que dan por resultado la agenesia dental. Estos métodos, sistemas y procedimientos pueden incluir y/o usar puntas y/o stents (endoprótesis) de sonda de ablación.

El sistema de ablación por microondas NEUWAVE^{MR} se describe como capaz de extirpar lesiones con consistencia y control para ayudar a proteger el tejido no objetivo. El sistema NEUWAVE^{MR} incluye características tal como un sistema controlado por computadora para almacenar datos de procedimiento y

software de confirmación de ablación para confirmar éxito técnico de los procedimientos. Se describe como que tiene un patrón de abrasión que controla la distancia de ablación más allá de la punta de sonda al limitar el patrón de abrasión más allá de la punta. A pesar de que NEUWAVE afirma que la sonda PR “es la única sonda disponible con un patrón de abrasión único que controla la distancia de ablación más allá de la punta de sonda”, la sonda de ablación por microondas NEUWAVE PR tiene serias limitaciones. La ablación producida por la sonda PR abarca la punta en diez (10) segundos y entonces se quema “de manera proximal”. Esto significa que el patrón de abrasión “fluye” o migra de manera asimétrica (que se puede referir de manera genérica como “migra” o variaciones de lo mismo) por la punta de sonda de ablación (en general lejos de la punta absoluta y hacia un mango) con un patrón de abrasión resultante que es tan oblongo que tiene forma de “hot dog”, que hace que los procedimientos de ablación de tejidos blandos mínimamente invasivos sean imposibles.

La migración de zona de ablación hacia arriba del eje de punta de sonda (en general lejos de la punta absoluta y hacia un mango) es un problema conocido en toda la comunidad de ablación médica y se han realizado numerosos intentos para controlar este problema. Por ejemplo, la patente de Estados Unidos No. 7,611,508 de Yang et al. establece una antena para ablación de tumores por microondas que tiene conductores de antena coaxial rodeados por un manguito aislado de una longitud y tamaño que promueve la interferencia destructiva de la energía de microondas axial que pasa dentro y fuera del manguito para limitar la cola (que, como “fluencia”, también se puede referir genéricamente como migración o variaciones de la misma) del patrón de abrasión hasta el eje de punta de sonda de ablación por microondas. El manguito flotante de Yang proporciona interferencia de onda destructiva o cancelación de la señal de microondas que se irradia fuera de las antenas, sin embargo, esta documentación muestra que esta técnica todavía da por resultado una zona de ablación que migra de manera asimétrica hacia arriba en la longitud de sonda durante la ablación de tejidos blandos con un patrón que es tan oblongo que parece tener forma de “hot dog”, que hace que los procedimientos de ablación de tejidos blandos mínimamente invasivos sean imposibles.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LA INVENCIÓN

En la presente se divulga una punta de sonda de ablación que tiene un eje con un extremo de inserción. La punta de sonda de ablación puede recibir medio de ablación de una fuente de ablación. La punta de sonda de ablación es preferentemente para ablación de tejido objetivo. El eje incluye preferentemente una antena coaxial. Un centro de ablación se ubica preferentemente dentro de la antena coaxial al menos cerca del extremo de inserción. Una capa de transferencia de calor rodea preferentemente la antena coaxial. La capa de transferencia de calor se separa preferentemente del extremo de inserción de modo que el centro de ablación está entre la capa de transferencia de calor y el extremo de inserción. Preferentemente, un depósito térmico rodea al menos parcialmente la capa de transferencia de calor.

La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor proporciona control de temperatura de zona de ablación. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor proporciona

control de temperatura de zona de ablación al mantener temperaturas pico por debajo de una temperatura predeterminada en la zona de ablación. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor proporciona control de temperatura de zona de ablación de enfriamiento pasivo. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, el depósito térmico proporciona control de temperatura de zona de ablación. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, el depósito térmico proporciona control de temperatura de zona de ablación al mantener temperaturas pico por debajo de una temperatura predeterminada en la zona de ablación. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, el depósito térmico evita que las temperaturas pico excedan sesenta grados Celsius en la zona de ablación. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, el depósito térmico evita que las temperaturas pico excedan cuarenta y cinco grados Celsius en la zona de ablación. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, el depósito térmico proporciona control de temperatura de zona de ablación de enfriamiento pasivo. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, el depósito térmico proporciona control de temperatura de zona de ablación de enfriamiento rápido de tejido. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, el depósito térmico proporciona control de temperatura de zona de ablación de enfriamiento rápido térmico. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor y el depósito térmico proporcionan control de temperatura de zona de ablación. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor y el depósito térmico proporcionan control de temperatura de zona de ablación al mantener temperaturas pico por debajo de una temperatura predeterminada en la zona de ablación. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor y el depósito térmico proporcionan control de temperatura de zona de ablación de enfriamiento pasivo. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda

de ablación, la capa de transferencia de calor y el depósito térmico proporcionan control de temperatura de zona de ablación de enfriamiento rápido de tejido. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor y el depósito térmico proporcionan control

5 de temperatura de zona de ablación de enfriamiento rápido térmico.

El depósito térmico puede ser un depósito térmico sólido. El depósito térmico puede ser un depósito térmico fluido. El depósito térmico puede formar al menos parte de una pieza de mano. El depósito térmico puede formar al menos parte de una pieza de mano y rodear al menos parte de la capa de transferencia de calor. El depósito térmico puede enfriar de manera pasiva la capa de transferencia de calor. El depósito

10 térmico puede enfriar de manera pasiva la capa de transferencia de calor al absorber calor de la capa de transferencia de calor. El depósito térmico se puede seleccionar del grupo que incluye un depósito térmico fluido, un depósito térmico de aire, un depósito térmico de agua, un depósito térmico de hielo, un depósito térmico de aluminio, un depósito térmico de plata, un depósito térmico de cobre, un depósito térmico de diamante y un depósito térmico superconductor. El depósito térmico puede ser un depósito térmico

15 superconductor elaborado de al menos un material superconductor seleccionado del grupo que incluye nitruro de boro, grafeno, nanotubos de grafeno y grafito pirolítico. El depósito térmico puede ser un depósito térmico de combinación elaborado de una combinación de al menos dos materiales seleccionados del grupo que incluye aire, agua, hielo, aluminio, plata, cobre, diamante, nitruro de boro, grafeno, nanotubos de grafeno y grafito pirolítico.

La punta de sonda de ablación puede tener al menos un mecanismo de control de capacitancia térmica para controlar la capacitancia térmica o capacidad de la punta de sonda de ablación. El al menos un mecanismo de control de capacitancia térmica se selecciona preferentemente del grupo que incluye: (a) medio para controlar la temperatura del depósito térmico; (b) medio para controlar la ubicación del depósito

20 térmico; (c) medio para controlar la masa del depósito térmico; (d) medio para controlar las dimensiones del depósito térmico; (e) medio para controlar el volumen del depósito térmico; (f) medio para controlar el área de sección transversal de la capa de transferencia de calor; (g) medio para controlar el material a partir del cual se construye el depósito térmico; (h) medio para controlar la masa del capa de transferencia de calor; (i) medio para controlar las dimensiones de la capa de transferencia de calor; (j) medios para controlar el volumen de la capa de transferencia de calor; (k) medio para controlar el área de sección

25 transversal de la capa de transferencia de calor; (l) medio para controlar el material a partir del cual se construye la capa de transferencia de calor; (m) medio para controlar la potencia aplicada a la punta de sonda de ablación; (n) medio para controlar la energía aplicada a la punta de sonda de ablación; y (o) medio para controlar la duración de un ciclo de ablación durante el cual se aplica calor. El al menos un mecanismo de control de capacitancia térmica puede ser una pluralidad de mecanismos de control de

30 capacitancia térmica para controlar la capacitancia térmica de la punta de sonda de ablación. La pluralidad de mecanismos de control de capacitancia térmica se seleccionan preferentemente del grupo que incluye: (a) medio para controlar la temperatura del depósito térmico; (b) medio para controlar la ubicación del depósito térmico; (c) medio para controlar la masa del depósito térmico; (d) medio para controlar las dimensiones del depósito térmico; (e) medio para controlar el volumen del depósito térmico; (f) medio para

35

controlar el área de sección transversal de la capa de transferencia de calor; (g) medio para controlar el material a partir del cual se construye el depósito térmico; (h) medio para controlar la masa del capa de transferencia de calor; (i) medio para controlar las dimensiones de la capa de transferencia de calor; (j) medios para controlar el volumen de la capa de transferencia de calor; (k) medio para controlar el área de sección transversal de la capa de transferencia de calor; (l) medio para controlar el material a partir del cual se construye la capa de transferencia de calor; (m) medio para controlar la potencia aplicada a la punta de sonda de ablación; (n) medio para controlar la energía aplicada a la punta de sonda de ablación; y (o) medio para controlar la duración de un ciclo de ablación durante el cual se aplica calor.

La capa de transferencia de calor puede extraer calor del tejido objetivo al permitir que la energía térmica se conduzca preferentemente hacia arriba de la capa de transferencia de calor. La punta de sonda de ablación puede tener enfriamiento pasivo y enfriamiento activo. La antena coaxial puede incluir: (a) un conductor interior; (b) una capa aislante dieléctrica anular que rodea el conductor interior; y (c) un conductor exterior anular que rodea la capa aislante dieléctrica anular. La punta de sonda de ablación puede incluir además: (a) una abertura anular definida en al menos una capa exterior de la antena coaxial hacia el extremo de inserción; (b) el centro de ablación rodeado por la abertura anular, el centro de ablación que es una región focal desde la cual el medio de ablación se irradia a través de la abertura anular para formar una zona de ablación; y (c) la capa de transferencia de calor separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor y el extremo de inserción.

La capa de transferencia de calor puede evitar que el centro de ablación migre hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción. La capa de transferencia de calor se puede enfriar al transferir energía térmica desde la capa de transferencia de calor al tejido blando que rodea la capa de transferencia de calor. La antena coaxial puede ser una antena de campo cercano y/o una antena reactiva de campo cercano. La punta de sonda de ablación puede ser una punta de sonda de ablación por microondas. La punta de sonda de ablación por microondas puede recibir energía de microondas de la fuente de ablación como el medio de ablación. La energía de microondas se puede suministrar al tejido objetivo mediante la punta de sonda de ablación. La energía de microondas proporcionada puede tener frecuencias que varían de 500 MHz a 300 GHz. La punta de sonda de ablación puede ser una punta de sonda de ablación por radiofrecuencia. La punta de sonda de ablación puede ser una punta de sonda de ablación por micro-ablación. La punta de sonda de ablación puede tener una zona de ablación que rodea el centro de ablación de modo que cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la zona de ablación es para extirpar de manera selectiva el tejido objetivo en tanto que mitiga el daño a tejidos colaterales inmediatamente adyacentes.

En la presente también se divulga un método para enfriar una punta de sonda de ablación. La punta de sonda de ablación recibe el medio de ablación de una fuente de ablación. La punta de sonda de ablación entonces extirpa el tejido objetivo. El método incluye proporcionar la punta de sonda de ablación, la punta de sonda de ablación que tiene un eje con un extremo de inserción, el eje que incluye una antena coaxial, la antena coaxial que tiene un centro de ablación ubicado en la misma y cerca del extremo de inserción, la antena coaxial que tiene una capa de transferencia de calor que rodea y se separa del extremo de inserción de modo que el centro de ablación está entre la capa de transferencia de calor y el extremo de inserción,

y un depósito térmico que rodea al menos parcialmente la capa de transferencia de calor. El método incluye predeterminar una temperatura óptima para la capa de transferencia de calor. El método incluye el depósito térmico que enfría la capa de transferencia de calor a no más de la temperatura óptima.

5 La capa de transferencia de calor puede extraer calor del tejido objetivo al permitir que la energía térmica se conduzca preferentemente hacia arriba de la capa de transferencia de calor. El depósito térmico puede enfriar de manera pasiva la capa de transferencia de calor a no más de la temperatura óptima. El método puede incluir mantener la capa de transferencia de calor a la temperatura óptima. El método puede incluir mantener la capa de transferencia de calor a no más de la temperatura óptima. El método puede incluir predeterminar un intervalo de temperatura óptimo para la capa de transferencia de calor y el depósito
10 térmico que enfría la capa de transferencia de calor de modo que la temperatura de la capa de transferencia de calor está dentro del intervalo de temperatura óptimo.

El método incluye controlar preferentemente la capacitancia térmica o capacidad de la punta de sonda de ablación usando al menos un mecanismo de control de capacitancia térmica. El control de la capacitancia térmica o la capacidad de la punta de sonda de ablación se puede lograr al controlar la
15 temperatura del depósito térmico, al controlar la ubicación del depósito térmico, al controlar la masa del depósito térmico, al controlar las dimensiones del depósito térmico, al controlar el volumen del depósito térmico, al controlar el área de sección transversal del depósito térmico, al controlar el material a partir del cual se construye el depósito térmico, al controlar la masa de la capa de transferencia de calor, al controlar las dimensiones de la capa de transferencia de calor, al controlar el volumen de la capa de transferencia
20 de calor, al controlar el área de sección transversal de la capa de transferencia de calor, al controlar el material a partir del cual se construye la capa de transferencia de calor, al controlar la potencia aplicada a la punta de sonda de ablación, al controlar la energía aplicada a la punta de sonda de ablación y/o al controlar la duración del ciclo de ablación.

El método puede incluir enfriar la capa de transferencia de calor al transferir energía térmica desde
25 la capa de transferencia de calor al tejido blando que rodea la capa de transferencia de calor. El método puede incluir la capa de transferencia de calor que evita que el centro de ablación migre hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción. El método puede incluir enfriar de manera activa la punta de sonda de ablación. El método puede incluir que la punta de sonda de ablación reciba energía de microondas de la fuente de ablación como el medio de ablación, y suministre la energía de microondas al tejido objetivo
30 mediante la punta de sonda de ablación. La energía de microondas puede estar a frecuencias que varían de 500 MHz a 300 GHz.

La presente divulgación describe aparatos, métodos/procedimientos y sistemas que en general se refieren al campo técnico de sondas de ablación médica y específicamente se refieren al campo técnico de sondas de ablación por microondas y sondas de ablación por radiofrecuencia que suministran zonas de
35 ablación de tejido objetivo conformadas y/o dimensionadas junto con la capacidad de eliminar la migración de la zona de ablación (el patrón de abrasión) hacia arriba del eje de punta de sonda a través de un centro estacionario de ablación en tanto que simultáneamente se controla la carga de potencia (densidad de potencia) en el tejido para incrementa al máximo o reducir al mínimo las temperaturas pico en la zona de calentamiento activo en el tejido de ablación objetivo.

Una primera punta de sonda de ablación preferida tiene preferentemente un eje con un extremo de inserción. La punta de sonda de ablación recibe preferentemente el medio de ablación de una fuente de ablación. La punta de sonda de ablación es preferentemente para ablación de tejido objetivo. La punta de sonda de ablación incluye preferentemente: el eje, una abertura anular y un centro de ablación. El eje incluye preferentemente una antena coaxial. La abertura anular se define preferentemente en al menos una capa exterior de la antena coaxial hacia el extremo de inserción. El centro de ablación se ubica preferentemente dentro de la antena coaxial y se rodea por la abertura anular. El centro de ablación se puede considerar una región focal desde la cual el medio de ablación se irradia a través de la abertura anular para formar una zona de ablación. La zona de ablación tiene preferentemente una densidad de carga de potencia predeterminada en la zona de ablación.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la zona de ablación es para extirpar de manera selectiva el tejido objetivo en tanto que mitiga el daño a tejidos colaterales inmediatamente adyacentes. En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, al menos parte del tejido objetivo se destruye por la zona de ablación.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la abertura anular es preferentemente una abertura anular corta que crea preferentemente una zona de calentamiento activo corta que rodea la abertura anular. La zona de calentamiento activo corta crea preferentemente una carga de alta potencia en la zona de ablación. La zona de calentamiento activo corta crea preferentemente altas temperaturas pico en la zona de ablación.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la abertura anular es preferentemente una abertura anular media que crea preferentemente una zona de calentamiento activo media que rodea la abertura anular. La zona de calentamiento activo media crea preferentemente una carga de media potencia en la zona de ablación. La zona de calentamiento activo media crea preferentemente medias temperaturas pico en la zona de ablación.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la abertura anular es preferentemente una abertura anular larga que crea preferentemente una zona de calentamiento activo larga que rodea la abertura anular. La zona de calentamiento activo larga crea preferentemente una carga de baja potencia en la zona de ablación. La zona de calentamiento activo larga crea preferentemente bajas temperaturas pico en la zona de ablación.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial es preferentemente una antena de campo cercano. El centro de ablación es preferentemente un centro de ablación estacionario. La antena de campo cercano evita preferentemente que el centro de ablación migre hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción.

Una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial. La capa de transferencia de calor anular puede rodear la antena coaxial y estar separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa de transferencia de calor anular evita preferentemente que el centro de ablación migre hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la zona de ablación tiene preferentemente una forma predeterminada seleccionada del grupo que consiste en achatada, esférica y oblonga.

5 Una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La zona de ablación tiene preferentemente una forma predeterminada que se determina por un desplazamiento de abertura. El desplazamiento de abertura es preferentemente una distancia entre el centro de ablación y un borde anular de la capa de transferencia de calor anular. Una zona de ablación achatada tiene
10 preferentemente un desplazamiento de abertura relativamente corto. Una zona de ablación oblonga tiene preferentemente un desplazamiento de abertura relativamente largo. Una zona de ablación esférica tiene preferentemente un desplazamiento de abertura entre los desplazamientos de abertura de la zona de ablación achatada y la zona de ablación oblonga.

15 Una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial. La antena coaxial incluye además una capa anular de aislamiento que rodea de manera anular la antena coaxial. La capa de transferencia de calor anular rodea preferentemente de manera anular la capa anular de aislamiento.

20 En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, una carga de extremo de antena se coloca preferentemente entre la abertura anular y el extremo de inserción. La carga de extremo de antena puede concentrar la densidad de energía e incrementar la carga de potencia.

25 Una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa de transferencia de calor anular tiene preferentemente alta conductividad térmica y es de manera preferente, eléctricamente conductora.

30 En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial incluye un conductor interior, una capa aislante dieléctrica anular que rodea el conductor interior y un conductor exterior anular que rodea la capa aislante dieléctrica anular. La abertura anular expone un anillo anular de la capa aislante dieléctrica anular.

35 En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un kit de ablación quirúrgica que incluye una fuente de ablación, una pieza de mano, un stent y una prescripción. La prescripción incluye preferentemente al menos un ajuste o parámetro seleccionado del grupo que consiste en: tolerancias de dosis de energía de ablación, niveles de energía, y duración de suministro de energía.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación funciona preferentemente en conjunto con un stent. El stent tiene preferentemente una guía quirúrgica. La guía quirúrgica es preferentemente para guiar la punta de sonda de ablación de tal forma que el centro de ablación esté dentro del tejido.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial es

preferentemente una antena reactiva de campo cercano.

Una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción.

5 Preferentemente, la capa de transferencia de calor anular bloquea el medio de ablación de migrar hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción. De manera preferente, la capa de transferencia de calor anular permite que la energía térmica de la zona de ablación se conduzca hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción.

10 En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente un control intra-operatorio de temperatura pico seleccionado del grupo que consiste en: enfriamiento pasivo, enfriamiento activo y una combinación de enfriamiento pasivo y activo.

15 Una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa de transferencia de calor anular se enfría preferentemente al transferir energía térmica desde la capa de transferencia de calor anular al tejido blando que rodea la capa de transferencia de calor anular.

20 En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un sistema de sonda de ablación que preferentemente tiene control intra-operatorio de un volumen de la zona de ablación. En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente control intra-operatorio de un diámetro de la zona de ablación.

25 En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación y el medio de ablación conjuntamente permiten al menos un control intra-operatorio seleccionado del grupo que consiste en: posición de la zona de ablación, conformación de la zona de ablación, centrado de la zona de ablación, temperatura pico de la zona de ablación, volumen de la zona de ablación y diámetro de la zona de ablación.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente una punta de sonda de ablación por micro-ablación.

30 En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente una punta de sonda de ablación por microondas, y la punta de sonda de ablación por microondas puede recibir energía de microondas de la fuente de ablación como el medio de ablación. La energía de microondas se puede suministrar al tejido objetivo mediante la punta de sonda de ablación. La fuente de ablación puede proporcionar energía de microondas a frecuencias que varían de
35 500 MHz a 300 GHz.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente una punta de sonda de ablación por radiofrecuencia.

Una segunda punta de sonda de ablación preferida tiene preferentemente un eje con un extremo de inserción. La punta de sonda de ablación recibe preferentemente el medio de ablación de una fuente de

ablación. La punta de sonda de ablación es preferentemente para ablación de tejido objetivo. La punta de sonda de ablación incluye preferentemente: el eje, una abertura anular y un centro de ablación. El eje incluye preferentemente una antena coaxial. La abertura anular se define preferentemente en al menos una capa exterior de la antena coaxial hacia el extremo de inserción. El centro de ablación se ubica preferentemente dentro de la antena coaxial y se rodea por la abertura anular. El centro de ablación se puede considerar una región focal desde la cual el medio de ablación se irradia a través de la abertura anular para formar una zona de ablación. La zona de ablación tiene preferentemente una temperatura pico predeterminada en la zona de ablación.

5
10 En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la zona de ablación es para extirpar de manera selectiva el tejido objetivo en tanto que mitiga el daño a tejidos colaterales inmediatamente adyacentes. En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, al menos parte del tejido objetivo se destruye por la zona de ablación.

15 En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la abertura anular es preferentemente una abertura anular corta que crea preferentemente una zona de calentamiento activo corta que rodea la abertura anular. La zona de calentamiento activo corta crea preferentemente una carga de alta potencia en la zona de ablación. La zona de calentamiento activo corta crea preferentemente altas temperaturas pico en la zona de ablación.

20 En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la abertura anular es preferentemente una abertura anular media que crea preferentemente una zona de calentamiento activo media que rodea la abertura anular. La zona de calentamiento activo media crea preferentemente una carga de media potencia en la zona de ablación. La zona de calentamiento activo media crea preferentemente medias temperaturas pico en la zona de ablación.

25 En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la abertura anular es preferentemente una abertura anular larga que crea preferentemente una zona de calentamiento activo larga que rodea la abertura anular. La zona de calentamiento activo larga crea preferentemente una carga de baja potencia en la zona de ablación. La zona de calentamiento activo larga crea preferentemente bajas temperaturas pico en la zona de ablación.

30 En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial es preferentemente una antena de campo cercano. El centro de ablación es preferentemente un centro de ablación estacionario. La antena de campo cercano evita preferentemente que el centro de ablación migre hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción.

35 Una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial. La capa de transferencia de calor anular puede rodear la antena coaxial y estar separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa de transferencia de calor anular evita preferentemente que el centro de ablación migre hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción.

En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la zona de ablación tiene preferentemente una forma predeterminada seleccionada del grupo que consiste en achatada, esférica y

oblonga.

Una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La zona de ablación tiene preferentemente una forma predeterminada que se determina por un desplazamiento de abertura. El desplazamiento de abertura es preferentemente una distancia entre el centro de ablación y un borde anular de la capa de transferencia de calor anular. Una zona de ablación achatada tiene preferentemente un desplazamiento de abertura relativamente corto. Una zona de ablación oblonga tiene preferentemente un desplazamiento de abertura relativamente largo. Una zona de ablación esférica tiene preferentemente un desplazamiento de abertura entre los desplazamientos de abertura de la zona de ablación achatada y la zona de ablación oblonga.

Una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial. La antena coaxial incluye además una capa anular de aislamiento que rodea de manera anular la antena coaxial. La capa de transferencia de calor anular rodea preferentemente de manera anular la capa anular de aislamiento.

En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, una carga de extremo de antena se coloca preferentemente entre la abertura anular y el extremo de inserción. La carga de extremo de antena puede concentrar la densidad de energía e incrementar la carga de potencia.

Una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa de transferencia de calor anular tiene preferentemente alta conductividad térmica y es de manera preferente, eléctricamente conductora.

En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial incluye un conductor interior, una capa aislante dieléctrica anular que rodea el conductor interior y un conductor exterior anular que rodea la capa aislante dieléctrica anular. La abertura anular expone un anillo anular de la capa aislante dieléctrica anular.

En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un kit de ablación quirúrgica que incluye una fuente de ablación, una pieza de mano, un stent y una prescripción. La prescripción incluye preferentemente al menos un ajuste o parámetro seleccionado del grupo que consiste en: tolerancias de dosis de energía de ablación, niveles de energía, y duración de suministro de energía.

En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación funciona preferentemente en conjunto con un stent. El stent tiene preferentemente una guía quirúrgica. La guía quirúrgica es preferentemente para guiar la punta de sonda de ablación de tal forma que el centro de ablación esté dentro del tejido.

En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial es preferentemente una antena reactiva de campo cercano.

Una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de

transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. Preferentemente, la capa de transferencia de calor anular bloquea el medio de ablación de migrar hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción. De manera preferente, la capa de transferencia de calor anular permite que la energía térmica de la zona de ablación se conduzca hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción.

En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente un control intra-operatorio de temperatura pico seleccionado del grupo que consiste en: enfriamiento pasivo, enfriamiento activo y una combinación de enfriamiento pasivo y activo.

Una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa de transferencia de calor anular se enfría preferentemente al transferir energía térmica desde la capa de transferencia de calor anular al tejido blando que rodea la capa de transferencia de calor anular.

En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un sistema de sonda de ablación que preferentemente tiene control intra-operatorio de un volumen de la zona de ablación. En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente control intra-operatorio de un diámetro de la zona de ablación.

En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación y el medio de ablación conjuntamente permiten al menos un control intra-operatorio seleccionado del grupo que consiste en: posición de la zona de ablación, conformación de la zona de ablación, centrado de la zona de ablación, temperatura pico de la zona de ablación, volumen de la zona de ablación y diámetro de la zona de ablación.

En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente una punta de sonda de ablación por micro-ablación.

En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente una punta de sonda de ablación por microondas, y la punta de sonda de ablación por microondas puede recibir energía de microondas de la fuente de ablación como el medio de ablación. La energía de microondas se puede suministrar al tejido objetivo mediante la punta de sonda de ablación. La fuente de ablación puede proporcionar energía de microondas a frecuencias que varían de 500 MHz a 300 GHz.

En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente una punta de sonda de ablación por radiofrecuencia.

Una tercera punta de sonda de ablación preferida tiene preferentemente un eje con un extremo de inserción. La punta de sonda de ablación recibe preferentemente el medio de ablación de una fuente de ablación. La punta de sonda de ablación es preferentemente para ablación de tejido objetivo. La punta de sonda de ablación incluye preferentemente: el eje, una abertura anular y un centro de ablación. El eje

incluye preferentemente una antena coaxial. La abertura anular se define preferentemente en al menos una capa exterior de la antena coaxial hacia el extremo de inserción. El centro de ablación se ubica preferentemente dentro de la antena coaxial y se rodea por la abertura anular. El centro de ablación se puede considerar una región focal desde la cual el medio de ablación se irradia a través de la abertura anular para formar una zona de ablación. La zona de ablación tiene preferentemente una abertura anular y una densidad de carga de potencia en la zona de ablación, la abertura anular y la densidad de carga de potencia que se seleccionan del grupo que consiste en: (a) una abertura anular corta y carga de alta potencia; (b) una abertura anular media y carga de media potencia; y (c) una abertura anular larga y carga de baja potencia.

5
10 En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la zona de ablación es para extirpar de manera selectiva el tejido objetivo en tanto que mitiga el daño a tejidos colaterales inmediatamente adyacentes. En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, al menos parte del tejido objetivo se destruye por la zona de ablación.

15 En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la zona de ablación tiene preferentemente una temperatura pico en la zona de ablación seleccionada del grupo que consiste en: (a) si la abertura anular es una abertura anular corta, la temperatura pico en la zona de ablación es una temperatura pico alta; (b) si la abertura anular es una abertura anular media, la temperatura pico en la zona de ablación es una temperatura pico media; y (c) si la abertura anular es una abertura anular larga, la temperatura pico en la zona de ablación es una temperatura pico baja.

20 En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial es preferentemente una antena de campo cercano. El centro de ablación es preferentemente un centro de ablación estacionario. La antena de campo cercano evita preferentemente que el centro de ablación migre hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción.

25 Una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial. La capa de transferencia de calor anular puede rodear la antena coaxial y estar separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa de transferencia de calor anular evita preferentemente que el centro de ablación migre hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción.

30 En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la zona de ablación tiene preferentemente una forma predeterminada seleccionada del grupo que consiste en achatada, esférica y oblonga.

35 Una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La zona de ablación tiene preferentemente una forma predeterminada que se determina por un desplazamiento de abertura. El desplazamiento de abertura es preferentemente una distancia entre el centro de ablación y un borde anular de la capa de transferencia de calor anular. Una zona de ablación achatada tiene preferentemente un desplazamiento de abertura relativamente corto. Una zona de ablación oblonga tiene

preferentemente un desplazamiento de abertura relativamente largo. Una zona de ablación esférica tiene preferentemente un desplazamiento de abertura entre los desplazamientos de abertura de la zona de ablación achatada y la zona de ablación oblonga.

5 Una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial. La antena coaxial incluye además una capa anular de aislamiento que rodea de manera anular la antena coaxial. La capa de transferencia de calor anular rodea preferentemente de manera anular la capa anular de aislamiento.

10 En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, una carga de extremo de antena se coloca preferentemente entre la abertura anular y el extremo de inserción. La carga de extremo de antena puede concentrar la densidad de energía e incrementar la carga de potencia.

15 Una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa de transferencia de calor anular tiene preferentemente alta conductividad térmica y es de manera preferente, eléctricamente conductora.

En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial incluye un conductor interior, una capa aislante dieléctrica anular que rodea el conductor interior y un conductor exterior anular que rodea la capa aislante dieléctrica anular. La abertura anular expone un anillo anular de la capa aislante dieléctrica anular.

20 En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un kit de ablación quirúrgica que incluye una fuente de ablación, una pieza de mano, un stent y una prescripción. La prescripción incluye preferentemente al menos un ajuste o parámetro seleccionado del grupo que consiste en: tolerancias de dosis de energía de ablación, niveles de energía, y duración de suministro de energía.

25 En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación funciona preferentemente en conjunto con un stent. El stent tiene preferentemente una guía quirúrgica. La guía quirúrgica es preferentemente para guiar la punta de sonda de ablación de tal forma que el centro de ablación esté dentro del tejido.

30 En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial es preferentemente una antena reactiva de campo cercano.

35 Una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. Preferentemente, la capa de transferencia de calor anular bloquea el medio de ablación de migrar hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción. De manera preferente, la capa de transferencia de calor anular permite que la energía térmica de la zona de ablación se conduzca hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción.

En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente un control intra-

operatorio de temperatura pico seleccionado del grupo que consiste en: enfriamiento pasivo, enfriamiento activo y una combinación de enfriamiento pasivo y activo.

Una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa de transferencia de calor anular se enfría preferentemente al transferir energía térmica desde la capa de transferencia de calor anular al tejido blando que rodea la capa de transferencia de calor anular.

En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un sistema de sonda de ablación que preferentemente tiene control intra-operatorio de un volumen de la zona de ablación. En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente control intra-operatorio de un diámetro de la zona de ablación.

En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación y el medio de ablación conjuntamente permiten al menos un control intra-operatorio seleccionado del grupo que consiste en: posición de la zona de ablación, conformación de la zona de ablación, centrado de la zona de ablación, temperatura pico de la zona de ablación, volumen de la zona de ablación y diámetro de la zona de ablación.

En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente una punta de sonda de ablación por micro-ablación.

En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente una punta de sonda de ablación por microondas, y la punta de sonda de ablación por microondas puede recibir energía de microondas de la fuente de ablación como el medio de ablación. La energía de microondas se puede suministrar al tejido objetivo mediante la punta de sonda de ablación. La fuente de ablación puede proporcionar energía de microondas a frecuencias que varían de 500 MHz a 300 GHz.

En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente una punta de sonda de ablación por radiofrecuencia.

Una cuarta punta de sonda de ablación preferida tiene preferentemente un eje con un extremo de inserción. La punta de sonda de ablación recibe preferentemente el medio de ablación de una fuente de ablación. La punta de sonda de ablación es preferentemente para ablación de tejido objetivo. La punta de sonda de ablación incluye preferentemente: el eje, una abertura anular y un centro de ablación. El eje incluye preferentemente una antena coaxial. La abertura anular se define preferentemente en al menos una capa exterior de la antena coaxial hacia el extremo de inserción. El centro de ablación se ubica preferentemente dentro de la antena coaxial y se rodea por la abertura anular. El centro de ablación se puede considerar una región focal desde la cual el medio de ablación se irradia a través de la abertura anular para formar una zona de ablación. La zona de ablación tiene preferentemente una abertura anular y una temperatura pico en la zona de ablación, la abertura anular y la temperatura pico seleccionadas del grupo que consiste en: (i) una abertura anular corta y temperatura pico alta; (ii) una abertura anular media y temperatura pico media; y (iii) una abertura anular larga y temperatura pico baja.

En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la zona de ablación es para extirpar de manera selectiva el tejido objetivo en tanto que mitiga el daño a tejidos colaterales inmediatamente adyacentes. En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, al menos parte del tejido objetivo se destruye por la zona de ablación.

5 En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial es preferentemente una antena de campo cercano. El centro de ablación es preferentemente un centro de ablación estacionario. La antena de campo cercano evita preferentemente que el centro de ablación migre hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción.

10 Una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial. La capa de transferencia de calor anular puede rodear la antena coaxial y estar separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa de transferencia de calor anular evita preferentemente que el centro de ablación migre hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción.

15 En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la zona de ablación tiene preferentemente una forma predeterminada seleccionada del grupo que consiste en achatada, esférica y oblonga.

20 Una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La zona de ablación tiene preferentemente una forma predeterminada que se determina por un desplazamiento de abertura. El desplazamiento de abertura es preferentemente una distancia entre el centro de ablación y un borde anular de la capa de transferencia de calor anular. Una zona de ablación achatada tiene preferentemente un desplazamiento de abertura relativamente corto. Una zona de ablación oblonga tiene preferentemente un desplazamiento de abertura relativamente largo. Una zona de ablación esférica tiene preferentemente un desplazamiento de abertura entre los desplazamientos de abertura de la zona de ablación achatada y la zona de ablación oblonga.

25 Una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial. La antena coaxial incluye además una capa anular de aislamiento que rodea de manera anular la antena coaxial. La capa de transferencia de calor anular rodea preferentemente de manera anular la capa anular de aislamiento.

30 En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, una carga de extremo de antena se coloca preferentemente entre la abertura anular y el extremo de inserción. La carga de extremo de antena puede concentrar la densidad de energía e incrementar la carga de potencia.

35 Una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa de transferencia de calor anular tiene preferentemente alta conductividad térmica y es de manera preferente, eléctricamente conductora.

En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial incluye un conductor interior, una capa aislante dieléctrica anular que rodea el conductor interior y un conductor exterior anular que rodea la capa aislante dieléctrica anular. La abertura anular expone un anillo anular de la capa aislante dieléctrica anular.

5 En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un kit de ablación quirúrgica que incluye una fuente de ablación, una pieza de mano, un stent y una prescripción. La prescripción incluye preferentemente al menos un ajuste o parámetro seleccionado del grupo que consiste en: tolerancias de dosis de energía de ablación, niveles de energía, y duración de suministro de energía.

10 En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación funciona preferentemente en conjunto con un stent. El stent tiene preferentemente una guía quirúrgica. La guía quirúrgica es preferentemente para guiar la punta de sonda de ablación de tal forma que el centro de ablación esté dentro del tejido.

15 En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial es preferentemente una antena reactiva de campo cercano.

Una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. Preferentemente, la capa de transferencia de calor anular bloquea el medio de ablación de migrar hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción. De manera preferente, la capa de transferencia de calor anular también permite que la energía térmica de la zona de ablación se conduzca hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción.

20 Una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente un control intra-operatorio de temperatura pico seleccionado del grupo que consiste en: enfriamiento pasivo, enfriamiento activo y una combinación de enfriamiento pasivo y activo.

25 Una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa de transferencia de calor anular que rodea la antena coaxial y separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa de transferencia de calor anular se enfría preferentemente al transferir energía térmica desde la capa de transferencia de calor anular al tejido blando que rodea la capa de transferencia de calor anular.

30 Una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un sistema de sonda de ablación que preferentemente tiene control intra-operatorio de un volumen de la zona de ablación. En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente parte de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente control intra-operatorio de un diámetro de la zona de ablación.

35 En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación y el medio de ablación conjuntamente permiten al menos un control intra-operatorio seleccionado del grupo que consiste en: posición de la zona de ablación, conformación de la zona de ablación, centrado de la zona

de ablación, temperatura pico de la zona de ablación, volumen de la zona de ablación y diámetro de la zona de ablación.

En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente una punta de sonda de ablación por micro-ablación.

5 En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente una punta de sonda de ablación por microondas, y la punta de sonda de ablación por microondas puede recibir energía de microondas de la fuente de ablación como el medio de ablación. La energía de microondas se puede suministrar al tejido objetivo mediante la punta de sonda de ablación. La fuente de ablación puede proporcionar energía de microondas a frecuencias que varían de 500 MHz a 300
10 GHz.

En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferentemente una punta de sonda de ablación por radiofrecuencia.

Los objetivos, características, combinaciones y ventajas descritos e implícitos en la presente se entenderán más fácilmente tras la consideración de la siguiente descripción detallada de la invención,
15 tomada en conjunto con las figuras anexas. La materia descrita en la presente también se señala particularmente y se reivindica claramente en la porción final de esta especificación.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

Las figuras anexas ilustran diferentes sistemas de sonda de ablación de ejemplo, componentes de diferentes sistemas de sonda de ablación de ejemplo y/o proporcionan enseñanzas por las cuales se
20 entienden más fácilmente los diferentes sistemas de sonda de ablación de ejemplo.

La FIGURA 1A es un diagrama de bloques simplificado de un sistema de sonda de ablación, un stent quirúrgico físico personalizado y un sitio de ablación de tejido blando.

La FIGURA 1B es una pantalla simplificada que muestra marcas de ángulo de guía quirúrgica virtual, una marca de detención virtual y marcas de objetivo virtual que guían una representación de una
25 pieza de mano detectada y punta de sonda de ablación.

La FIGURA 2 es una vista en sección transversal simplificada de un sitio de ablación de tejido blando de ejemplo dentro de una cavidad oral, la punta de sonda de ablación colocada por el stent de modo que el centro de ablación está dentro del tejido blando.

La FIGURA 3 es una vista en sección transversal simplificada de un sitio de ablación de tejido
30 blando de ejemplo dentro de una cavidad oral, la punta de sonda de ablación colocada por el stent de modo que el centro de ablación está dentro del tejido blando, irradiando flechas que representan una zona de ablación de ejemplo.

La FIGURA 4 es una vista en sección transversal de tejido que tiene una “mitad” con flechas
35 radiantes que representan una zona de ablación de ejemplo y el contorno oval que representa límites exteriores predeterminados de la zona de ablación.

La FIGURA 5 es una imagen en sección transversal de tomografía computarizada (TC) de una vista axial de un brote dental que muestra la zona de ablación prescrita, deseada o predeterminada.

La FIGURA 6 es una imagen en sección transversal de CT de una vista coronal de un brote dental que muestra la zona de ablación prescrita, deseada o predeterminada.

La FIGURA 7 es una imagen en sección transversal de CT de una vista sagital de un brote dental que muestra la zona de ablación prescrita, deseada o predeterminada.

La FIGURA 8 es una vista en sección transversal de una sonda de ablación.

5 La FIGURA 9 es una vista en sección transversal de una sonda de ablación y tres formas de zona de ablación predeterminadas diferentes.

La FIGURA 10 es una vista en sección transversal de una sonda de ablación y flujo de energía de ejemplo.

La FIGURA 11 es una vista en sección transversal de una sonda de ablación y una zona de ablación achatada.

10 La FIGURA 12 es una vista en sección transversal de una sonda de ablación y una zona de ablación esférica.

La FIGURA 13 es una vista en sección transversal de una sonda de ablación y una zona de ablación oblonga.

15 La FIGURA 14A es una representación gráfica de una sonda de ablación y un patrón de calentamiento achatado (relación de aspecto > 1.0) que da por resultado una zona de ablación de tejido blando achatada.

La FIGURA 14B es una representación gráfica de una sonda de ablación y un patrón de calentamiento esférico (relación de aspecto $= 1.0$) que da por resultado una zona de ablación de tejido blando esférica.

20 La FIGURA 14C es una representación gráfica de una sonda de ablación y un patrón de calentamiento oblongo (relación de aspecto < 1.0) que da por resultado una zona de ablación de tejido blando oblonga.

25 La FIGURA 15A es una representación fotográfica de una sonda de ablación y un patrón de calentamiento achatado (relación de aspecto > 1.0) que da por resultado una zona de ablación de tejido blando achatada.

La FIGURA 15B es una representación fotográfica de una sonda de ablación y un patrón de calentamiento esférico (relación de aspecto $= 1.0$) que da por resultado una zona de ablación de tejido blando esférica.

30 La FIGURA 15C es una representación fotográfica de una sonda de ablación y un patrón de calentamiento oblongo (relación de aspecto < 1.0) que da por resultado una zona de ablación de tejido blando oblonga.

La FIGURA 16A es una representación fotográfica que muestra el impacto adverso del uso de la ablación médica convencional a 2.45 GHz que da por resultado una zona de ablación de tejido blando oblonga.

35 La FIGURA 16B es una representación fotográfica que muestra una zona de ablación producida a una frecuencia más alta (8 GHz) que da por resultado una zona de ablación de tejido blando en forma de lágrima.

La FIGURA 16C es una representación fotográfica que muestra una zona esférica de ablación generada usando la sonda de ablación de brote dental descrita en la presente.

La FIGURA 17 muestra los resultados de un experimento de sonda de ejemplo relacionado con la redondez a sesenta grados Celsius (60°C).

La FIGURA 18 muestra los efectos de potencia y tiempo en el área de zona de ablación de sección transversal en un modelado de ejemplo que describe el volumen de ablación.

5 La FIGURA 19 es una vista simplificada que muestra una sonda de ablación que mantiene un centro de ablación estacionario sin migración asimétrica de la zona de ablación hacia arriba del eje de punta de sonda.

La FIGURA 20A es una representación fotográfica de una sonda de ablación con el centro de ablación de tejido blando que genera temperaturas superiores a cien grados Celsius (100°C), el vapor generado como resultado se muestra como los anillos interiores ondulados cerca de la sonda.

La FIGURA 20B es una representación fotográfica de una sonda de ablación con el centro de ablación de tejido blando que genera temperaturas que permanecen por debajo de cien grados Celsius (100°C), los anillos que son más regulares puesto que no hay vapor presente.

15 La FIGURA 21 es una representación fotográfica que muestra una zona de sub-ablación, una zona de ablación correcta y una zona de sobre-ablación.

La FIGURA 22 muestra los resultados de un experimento de sonda de ejemplo que correlaciona el diámetro de la zona de ablación (en milímetros) con la duración de ablación (en segundos).

La FIGURA 23A es una representación gráfica de una sonda de ablación con una abertura anular corta (que limita una zona focal pequeña) y una zona de calentamiento activo corta que crea una carga de alta potencia en la zona de ablación.

La FIGURA 23B es una representación gráfica de una sonda de ablación con una abertura anular media (que limita una región focal media) y una zona de calentamiento activo media que crea carga de media potencia en la zona de ablación.

25 La FIGURA 23C es una representación gráfica de una sonda de ablación con una abertura anular larga (que limita una región focal grande) y una zona de calentamiento activo larga que crea carga de baja potencia en la zona de ablación.

La FIGURA 24A es una representación fotográfica de una sonda de ablación con una región focal pequeña que crea carga de alta potencia en la zona de ablación.

30 La FIGURA 24B es una representación fotográfica de una sonda de ablación con una región focal media que crea carga de media potencia en la zona de ablación.

La FIGURA 24C es una representación fotográfica de una sonda de ablación con una región focal grande que crea carga de baja potencia en la zona de ablación.

La FIGURA 25 es una vista en sección transversal de una punta de sonda de ablación con enfriamiento activo de ejemplo.

35 La FIGURA 26A es una vista lateral en perspectiva de una punta de sonda de ablación con un depósito térmico de fluido.

La FIGURA 26B es una vista lateral de una punta de sonda de ablación con un depósito térmico sólido.

La FIGURA 26C es una vista lateral de una punta de sonda de ablación con un mango integrado

de depósito térmico sólido.

La FIGURA 26D es una vista en sección transversal de una punta de sonda de ablación con un depósito térmico sólido tomada a lo largo del depósito térmico.

5 La FIGURA 27 es una vista en sección transversal de la sonda de ablación de la FIGURA 26B durante una prueba experimental (ejecución).

La FIGURA 28A es una gráfica que muestra el “efecto de derivación” de capa de transferencia de calor y más específicamente, la relación de la temperatura con la duración de energía de ablación para tres puntas de sonda de ablación diferentes.

10 La FIGURA 28B es una gráfica que muestra el control de la temperatura de sonda de ablación y más específicamente, que la relación de la temperatura con el tiempo no excede treinta y siete grados Celsius (37°C) para tres puntas de sonda de ablación diferentes en las cuales se enfría el depósito térmico.

Las FIGURAS 29A a 29C son una tabla continua que muestra el “efecto de derivación” de capa de transferencia de calor en más detalle.

15 La FIGURA 30A es una representación fotográfica que muestra la comparación de resultados de una ablación usando una capa de transferencia de calor (derivación de enfriamiento) que excedió sesenta grados Celsius (60°C).

La FIGURA 30B es una representación fotográfica que muestra la comparación de resultados de una ablación usando una capa de transferencia de calor (derivación de enfriamiento) que no excedió sesenta grados Celsius (60°C).

20 Las figuras no están necesariamente a escala. Ciertas características o componentes en la presente se pueden mostrar en forma algo esquemática y algunos detalles de elementos convencionales no se pueden mostrar o describir en el interés de claridad y concisión. Por ejemplo, aunque se muestra un brote dental, se puede considerar cualquier tejido blando. Las figuras se incorporan por la presente en y constituyen una parte de esta especificación.

25 **DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION**

La presente divulgación describe aparatos, métodos/procedimientos y sistemas que en general se refieren al campo técnico de sondas de ablación médica. Algunos de los aparatos, métodos/procedimientos y sistemas preferidos descritos en la presente se refieren específicamente al campo técnico de sondas de ablación por microondas (MWA) y ablación por radiofrecuencia (RFA) que suministran zonas controladas de ablación de tejido blando. Aunque los aparatos, métodos/procedimientos y sistemas se pueden aplicar a cualquier tipo de tejido objetivo, los brotes dentales se usarán como un tejido objetivo de ejemplo en todo momento de este documento.

35 El sistema de sonda de ablación (que puede ser o se puede referir como “tecnología de ablación de brote dental” o “tecnología de micro-ablación”) descrito en la presente permite al operador controlar de manera precisa al menos uno o más parámetros intra-operatorios para proporcionar resultados clínicos predecibles. Los controles intra-operatorios específicos incluyen:

I. Control de posicionamiento guiado por imagenología de escaneo de volumen (que se puede referir como “control de posicionamiento de zona de ablación” o “control de posicionamiento”);

II. Control de conformación de zona de ablación (que se puede referir como “conformación de zona

de ablación” o “control de ablación de forma”);

III. Control de centro de ablación (que se puede referir como “control de ablación dirigido por centrado”)

5 IV. Control de temperatura de zona de ablación (que se puede referir como “control de temperatura de ablación máxima de eje de sonda” que incluye “control de temperatura pasivo” y “control de temperatura activo”);

V. Control de volumen/diámetro de ablación guiado (que se puede referir como “control de volumen/diámetro de zona de ablación”); y

VI. Control de carga de potencia (que se puede referir como “control de densidad de potencia”).

10 El control de diferentes combinaciones de estos controles y sus respectivos parámetros da por resultado ablación altamente selectiva de los tejidos objetivo en tanto que se mitiga el daño a tejidos colaterales inmediatamente adyacentes. Este control limita el daño fuera del tejido objetivo en una zona conformada de ablación con un tamaño que se prescribe para tratamiento. Adicionalmente, el control de las diferentes combinaciones de estos controles reduce sustancialmente o elimina el daño de tejido a lo
15 largo del eje de la punta de sonda de ablación 100 que las sondas de ablación convencionales no pueden limitar. Esta capacidad de controlar el tamaño y forma de la zona de ablación prescrita (en tanto que se mantiene la posición en la cual el centro de ablación está estacionario cuando se extirpa tejido) elimina sustancialmente el daño de tejido no deseado a lo largo del eje de sonda, es única.

El sistema de sonda de ablación, como se describe en la presente, se puede implementar como
20 kits de ablación quirúrgica (que se pueden referir como “kits quirúrgicos” o “kits de micro-ablación”) que contienen preferentemente una punta de sonda de ablación específica del paciente (que puede o no ser desechable) y una guía quirúrgica de alta precisión específica del paciente (que puede ser una guía física desechable como se muestra en la FIGURA 1A o una guía virtual como se muestra en la FIGURA 1B) usada para colocar la sonda durante la ablación. La guía quirúrgica de alta precisión (ya sea física o virtual)
25 es preferentemente adecuada para dirigir el centro de ablación de la punta de sonda de ablación hacia el interior del (y preferentemente la mitad de) tejido objetivo. Los kits quirúrgicos también pueden incluir una “prescripción” que indica tolerancias y ajustes de dosis de energía de ablación (por ejemplo, nivel de energía y duración de suministro de energía) que deben dar por resultado la ablación del volumen de tejido blando objetivo o predeterminado o prescrito. Los kits de ablación pueden incluir y/o usarse con una fuente
30 de ablación (por ejemplo, un generador de ablación “inteligente”) y una pieza de mano.

Los aparatos, métodos/procedimientos y sistemas descritos en la presente producen zonas de calentamiento (zonas de ablación) que dan por resultado un volumen predeterminado de hipertermia tisular en una posición predeterminada. Esta hipertermia focal induce una zona selectiva de muerte celular debido a la necrosis termocoagulativa localizada que conduce a la agenesia dental cuando se ha destruido un
35 volumen suficiente de tejido de brote dental (es decir, no solo aniquilando las células, sino destruyendo el tejido objetivo o prescrito de una manera predeterminada). La ablación, por lo tanto, remueve o destruye el tejido objetivo predeterminado en tanto que daña mínimamente el tejido o estructura circundante en comparación con las técnicas quirúrgicas convencionales más invasivas. Una vez que se destruye el tejido objetivo, entonces los mecanismos de cicatrización normales del cuerpo removerán el tejido destruido.

Los ensayos de animales vivos de ablación de brotes dentales usando los aparatos, métodos/procedimientos y sistemas descritos en la presente, han suministrado energía de microondas en el tejido blando a frecuencias que varían de 500 MHz a 300 GHz. Los resultados de pruebas en múltiples ensayos de animales vivos auditados han mostrado un éxito de 100% de la ablación de zonas de ablación de tejido objetivo y en la inducción clínica de la agenesia dental molar completa con daño limitado a tejidos adyacentes no objetivo cuando se ha administrado la dosis térmica prescrita o predeterminada. Además, hay una excelente cicatrización con todo el tejido muerto removido, relleno completo del hueso y ningún signo de formación de dientes que surja del brote dental objetivo dentro de 4-6 semanas posteriores al tratamiento. Los resultados de pruebas muestran que el uso del sistema de sonda de ablación permitirá a los profesionales dentales administrar tratamientos de ablación de brotes dentales por micro-ablación de veinte a cuarenta (20-40) segundos de manera altamente controlada cuando se emplea al menos uno de los controles intra-operatorios del sistema de sonda de ablación.

Se cree que la tecnología de ablación descrita en la presente es única debido a que es el único proceso de ablación médica conocido con la capacidad de controlar simultáneamente el posicionamiento, forma, centrado, temperatura pico, carga de potencia y volumen y/o diámetro del tejido de ablación objetivo. También se cree que esta tecnología de ablación es única debido a que puede controlar simultáneamente la temperatura pico o máxima a lo largo del eje de la sonda para eliminar el daño de tejido no deseado a lo largo del eje de sonda.

Hay muchas ventajas posibles de los sistemas de sonda de ablación 50 preferidos descritos en la presente. Algunas posibles ventajas preferidas incluyen, pero no se limitan a, las siguientes ventajas:

Debido a los mecanismos de transferencia de calor, los sistemas de sonda de ablación 50 preferidos pueden producir tiempos de ablación de veinte a cuarenta (20-40) segundos sin sobrecalentar el tejido (y evitando de este modo la carbonización de tejido) con la posibilidad de que se puedan usar tiempos de ablación más largos cuando se emplean densidades de potencia (carga de potencia) más bajas o cuando se prescriben volúmenes de ablación más grandes.

La dosis de energía suministrada por los sistemas de sonda de ablación 50 preferidos se puede monitorear y controlar para repetibilidad en un amplio intervalo de condiciones clínicas y habilidades del operador.

Los sistemas de sonda de ablación 50 preferidos tienen puntas de sonda de ablación 100 (que se pueden referir como puntas de sonda 100, puntas de sonda de microablación 100 y puntas de sonda de ablación por microablación 100) con ejes que tienen un diámetro de 3.8 mm (el diámetro de una aguja de calibre 7) hasta 1.0 mm o menos (el diámetro de una aguja de calibre 20) para aplicaciones que requieren estas dimensiones pequeñas. Sin embargo, se pueden usar sondas de mayor diámetro con más área de sección transversal en la capa de transferencia de calor 130 para suministrar altos niveles de energía o en procedimientos de mayor duración.

Debido a que el centro de ablación 124 de la sonda de ablación (región focal 124) es estacionario (el centro de ablación 124 no migra durante el tratamiento), predeterminar los márgenes exteriores de la zona de ablación 150, 160, 170 para abarcar solo tejidos objetivo (por ejemplo, al menos parte de un brote dental 92 o cualquier otro tejido blando objetivo) se vuelve significativamente más predecible en tanto que

reduce el riesgo de ablación del tejido circundante.

El centro de ablación 124 (región focal 124) está predeterminado y, debido a que es estacionario, su ubicación permanece conocida y fija durante todo el ciclo de ablación. La ubicación de la zona de calentamiento activo 125 que rodea la región focal 124 (y las temperaturas pico de tejido de la zona de calentamiento activo 125), por lo tanto, son significativamente más predecibles. Cuando se opera con una entrada de potencia conocida, la previsibilidad de la zona de calentamiento activo 125 al menos reduce (y posiblemente elimina) la “carbonización” de tejido en una masa negra indefinida que, a su vez, reduce (y posiblemente elimina) el riesgo de cicatrización postoperatoria adversa (tal como fibrosis).

Debido a que la temperatura máxima o pico a lo largo del eje se puede predeterminar para cualquier procedimiento de ablación dado, la punta de sonda de ablación 100 tiene la capacidad de suministrar la dosis de energía de ablación prescrita o predeterminada sin dañar los tejidos no objetivo a lo largo del eje. Esto significa que el operador no tiene que preocuparse por evitar la abrasión, carbonización o daño de los tejidos críticos (por ejemplo, tejidos epidérmicos o de mucosa) a lo largo del eje en el sitio de inserción de sonda o que entran en contacto con la sonda a lo largo de la ruta de inserción de sonda. Si estos tejidos no objetivo se quemaron o carbonizaron, entonces estos tejidos no objetivo se vuelven avasculares y dan por resultado tasas incrementadas de infección debido a las bacterias presentes en la superficie de los tejidos epidérmicos y de mucosa que recubren la boca, tracto GI o vía respiratoria que son críticos para mantener las bacterias fuera del cuerpo. Adicionalmente, el tejido epidérmico y de mucosa por igual tienen numerosos receptores de dolor que, si se extirpan innecesariamente, dan por resultado dolor incrementado posterior a la ablación que se puede prevenir usando las sondas de ablación descritas en la presente.

Por lo tanto, antes de describir los aparatos de ablación, métodos/procedimientos y sistemas y las figuras, se debe aclarar algo de la terminología. Se señala que los términos y frases pueden tener definiciones y/o ejemplos adicionales en todo momento de la especificación. Cuando de otro modo no se define específicamente, las palabras, frases y acrónimos reciben su significado ordinario en la técnica. Los siguientes párrafos proporcionan parámetros básicos para interpretar frases y términos usados en la presente.

Se pretende que el término “tejido” describa cualquiera de los distintos tipos de material de los cuales están hechos las personas o animales, que consisten en células especializadas y sus productos. El tejido puede ser tejido blando tal como tejido epidérmico (piel), tejido de mucosa (que recubre la nariz y boca y todo el tracto GI y tracto respiratorio), vasos sanguíneos, órganos (por ejemplo, el hígado, estómago, bazo, páncreas y cerebro), o partes de los mismos. El tejido también puede ser tejido duro (por ejemplo, hueso, dientes o partes de los mismos) que tiene células vivas en ellos que son sensibles al calor. La frase “tejido objetivo” (que se puede referir como “tejido objetivo”) pretende describir el tejido que se desea, predetermina o prescribe para que se extirpe. El tejido objetivo de ejemplo puede ser un brote dental, un tumor o una parte de un hueso con tejido canceroso dentro de la matriz del hueso. En tanto que los ejemplos en la presente se centran en brotes dentales como el tejido objetivo, se debe entender que otros tipos de tejidos pueden ser tejidos objetivo. La frase “tejido circundante” pretende describir el tejido que rodea el tejido objetivo que no se debe someter a ablación.

El término “mitad” (usado en las frases “mitad del brote dental” o “mitad del tejido”) pretende

describir una posición dentro del tejido objetivo (por ejemplo, un brote dental o un tumor). La mitad no es necesariamente la “mitad” absoluta del tejido. Una “mitad calculado” del tejido que se va a extirpar se puede calcular por métodos que incluyen, pero no se limitan a, aquellos que usan volumen, posición tridimensional y/u otros métodos conocidos o aún por descubrir. Una “mitad predeterminada” (o “posición predeterminada”) puede ser la “mitad calculada” del tejido que se va a extirpar o puede ser solo una posición conocida dentro del tejido que se va a extirpar. A menos que se señale específicamente de otro modo, cuando se analiza la “mitad”, se puede usar una mitad calculada y/o predeterminada dentro del tejido.

La frase “zona de ablación” (que se puede referir como “zona de ablación de tejido blando”, “zona controlada de ablación de tejido blando”, “zona de ablación”, “zona de calentamiento” y “zona de control de temperatura”) pretende describir el área en la cual se creará o se ha creado la ablación. Idealmente, la zona de ablación es sustancialmente coextensiva con el tejido objetivo. El tejido objetivo también se puede considerar como la zona de ablación objetivo. La zona de ablación tiene un área o volumen tridimensional a pesar de que las fotos y figuras en la presente pueden hacer que parezca como una imagen bidimensional.

Se pretende que el término “micro-ablación” describa ablaciones que son menores de 25.0 mm de diámetro para uso en estructuras anatómicas más pequeñas, tal como un brote dental, aunque pueden ser más grandes y usarse en tumores que exceden 5.0 cm de diámetro. Para micro-ablaciones, la punta de sonda 100 sería una punta de sonda de micro-ablación. A menos que se especifique de otro modo, la frase “punta de sonda” incluirá puntas de sonda de micro-ablación o puntas que se proponen a ablaciones más grandes.

La frase “medio de ablación” (como en el medio de ablación 62) pretende describir el mecanismo (por ejemplo, energía) por el cual se realiza la ablación o micro-ablación. El medio de ablación preferido puede ser energía tal como microondas (MW) y/o radiofrecuencia (RF) y, en particular, energía de ablación por microondas en el intervalo de 500 MHz a 300 GHz (espectro amplio) y energía de ablación por radiofrecuencia en el intervalo de 100 MHz a 500 MHz. Las frecuencias por arriba y por debajo de estos niveles pueden ser apropiadas para usos particulares. El medio de ablación 62 se proporciona por una fuente de ablación 60.

La frase “fuente de ablación” (como en la fuente de ablación 60) pretende describir el mecanismo por el cual se produce el medio de ablación. La fuente de ablación 60 puede ser una fuente de ablación construida específicamente tal como un generador de ablación “inteligente”. La fuente de ablación puede ser un generador y/o un amplificador (referidos conjuntamente como un generador). Si el medio de ablación 62 es un medio de ablación por microondas, la fuente de ablación 60 puede ser un generador de microondas. Si el medio de ablación 62 es un medio de ablación por radiofrecuencia, la fuente de ablación 60 puede ser un generador de radiofrecuencia. Si la fuente de ablación 60 es un generador “inteligente”, se puede cargar con los parámetros de procedimiento (por ejemplo, tiempo, temperatura, tasa de energía suministrada, frecuencia y otros parámetros) que pueden suministrar entonces el medio de ablación con base en aquellos parámetros al tejido objetivo. Un generador inteligente puede tener verificación de errores y medidas de seguridad. Por ejemplo, un generador inteligente puede monitorear puntas de sonda 100 defectuosas al medir potencia/energía directa y potencia/energía reflejada para medir la potencia/energía

total (energía/tiempo) que se suministra a la zona de ablación. Si el generador inteligente no puede alcanzar el nivel de energía prescrito y/o no puede mantener el nivel de energía prescrito, entonces el procedimiento se detiene y se genera un mensaje de error en lugar de suministrar una dosis de energía que es diferente de la cantidad prescrita o predeterminada.

5 Las frases “centro de ablación” y “región focal” pretenden describir la porción del conductor interior 112 que se limita por la abertura anular 120 desde la cual se irradia el medio de ablación 62. Una zona de calentamiento activo 125 rodea la región focal 124. En torno a la zona de calentamiento activo 125 hay una zona de ablación 150, 160, 170. Como se muestra en las FIGURAS 23A a 23C, por ejemplo, el área de la zona de ablación 160a, 160b, 160c (que son variaciones de la zona de ablación esférica 160) más allá de
10 la zona de calentamiento activo 125 es una zona de calentamiento térmico 126 (creada por conducción térmica).

Las frases “zona de calentamiento activo”, “zona de calentamiento activo de tejido”, “zona de tejido de calentamiento activo”, “zona de calentamiento activo”, “zona activa de calentamiento” y variaciones de las mismas pretenden describir el tejido objetivo dentro de la zona de ablación 150, 160, 170 en la que
15 ingresa inicialmente el medio de ablación 62. Como se muestra en las FIGURAS 23A a 23C, por ejemplo, la zona de calentamiento activo 125 es al menos sustancialmente de manera anular adyacente a la abertura anular 120 de la punta de sonda 100. La zona de calentamiento activo 125 es donde la energía radiante se convierte de energía radiante a energía térmica. El tejido dentro de la zona de ablación 150, 160, 170 que se ubica fuera de la zona de calentamiento activo 125 (es decir, dentro de la zona de calentamiento térmico
20 126) todavía incurre en muerte celular, pero la muerte celular dentro de la zona de calentamiento térmico 126 se provoca por calor que conduce hacia afuera desde la zona de calentamiento activo 125.

Las frase “carga de potencia”, “densidad de potencia”, “densidad de carga de potencia” y “densidad de potencia volumétrica” describen la cantidad de energía (por ejemplo, energía de microondas o de radiofrecuencia) como una función del tiempo (la potencia que es una unidad de energía que se suministra
25 por unidad de tiempo) que se suministra a la zona de calentamiento activo 125. Por ejemplo, una antena dipolo (una antena de carga de potencia más larga y más baja) sin carga de extremo y un acoplamiento capacitivo más bajo en general será de dos a cuatro veces más larga que la antena cargada en extremo de carga de potencia más corta y más alta mostrada (por ejemplo, una punta de sonda de ablación 100 que tiene una carga de extremo 122). En este ejemplo, la energía de microondas se propaga sobre la
30 antena más larga de una manera predefinida antes de irradiar hacia fuera en la zona de calentamiento activo 125. La propagación de la energía en la antena más larga da por resultado una densidad de carga de potencia en la zona de calentamiento activo 125 que es de dos a cuatro veces menor en comparación con la carga de potencia más alta en la antena más corta que suministra la misma cantidad de energía por unidad de tiempo.

35 El término “perfil” (como se usa en las frases “perfil de zona de ablación”, “perfil de sonda”, “perfil de ablación”, “perfil de ablación de sonda” y “márgenes de zona de ablación” o “márgenes de tejido de zona de ablación”) pretende describir las variables y atributos conocidos de la zona de ablación asociada con un sistema de sonda de ablación 50 particular y/o las zonas de ablación 150, 160, 170 que produce en tejidos blandos. Estos atributos y variables incluyen, pero no se limitan a, la forma (por ejemplo, achatada, esférica,

oblonga) de la zona de ablación que produce el sistema de sonda de ablación 50, el tamaño (por ejemplo, dimensiones y volumen) de la zona de ablación que produce el sistema de sonda de ablación 50, la ubicación de la zona de ablación a lo largo de la longitud de la punta de sonda 100, la temperatura de la zona de ablación que produce el sistema de sonda de ablación 50 y el tiempo (duración) que tarda el sistema de sonda de ablación 50 en producir la zona de ablación. Los atributos y variables se pueden interrelacionar entre sí. Por ejemplo, el tamaño de la zona de ablación que produce el sistema de sonda de ablación 50 puede estar directamente relacionado con la cantidad de medio de ablación 62 (por ejemplo, energía de microondas) que se usa y cuánto tiempo se usa el medio de ablación 62. El uso de un sistema de sonda de ablación 50 que tiene el perfil apropiado con la entrada apropiada para la duración apropiada producirá las zonas de ablación deseadas 150, 160, 170.

La frase “tasa de transferencia térmica” (así como las frases tal como “tasa de transferencia de calor”, “conductancia térmica”, “tasa de conductividad térmica”, “tasa conductiva térmica” y “tasa de conducción térmica”) pretende describir la tasa (o cantidad de calor/tiempo) que un material puede transferir calor como resultado de su tamaño, área de sección transversal, capacitancia térmica y otras propiedades del material en sí.

La frase “capacitancia térmica” (así como la frase “volumen térmico”) pretende describir el volumen de energía térmica total que puede contener un material.

La frase “escaneo de volumen” (así como la frase “escaneado de volumen” y otras variaciones usadas en la presente) pretende incluir cualquier tecnología de escaneo de volumen conocida o aún por descubrir que genere al menos de manera relativamente segura y precisa las imágenes multidimensionales necesarias que se pueden usar en procedimientos médicos. La imagenología de escaneo de volumen de ejemplo incluye, pero no se limita a, tomografía computarizada (CT) (por ejemplo, tomografía computarizada de haz cónico (CBCT)), rayos X, imagenología de resonancia magnética (MRI), ultrasonido, imagenología de medicina nuclear (por ejemplo, tomografía por emisión de positrones (PET)) y otros tipos de imagenología de escaneo de volumen o imagenología de tejidos blandos tridimensional que se pueden usar o adaptarse para que se usen para implementar las funciones descritas en la presente. La frase y variaciones de la misma se pueden usar como un sustantivo (por ejemplo, la imagen) o un verbo (el proceso de tomar la imagen). Si la frase se usa como un sustantivo o un verbo se puede determinar a partir del contexto en el cual se usa.

Se pretende que el término “imagen” describa tanto el proceso de tomar una “imagen” como la “imagen” en sí misma, la diferencia entre los mismos aparente a partir del contexto. La “imagen” puede ser una imagen de escaneo de volumen tal como una imagen de haz cónico (producida, por ejemplo, por una imagen de tomografía computarizada (CT) (por ejemplo, imagen de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT)), una imagen de rayos X, una imagen de imagenología de resonancia magnética (MRI), una imagen de ultrasonido, una imagen de medicina nuclear (por ejemplo, una imagen de tomografía por emisión de positrones (PET)), o cualquier medio de imagen conocido o por descubrir que pueda mostrar el tejido objetivo y el tejido circundante con suficiente detalle para permitir que se usen el sistema y métodos descritos en la presente. En algunos casos, se sugiere un tipo específico de imagenología, pero se puede usar otra imagenología si se puede lograr el mismo propósito. Por ejemplo, se sugiere imagenología

panográfica para examinación de rutina de los brotes dentales, pero se pueden usar otros tipos de imagenologías conocidas o aún por descubrir para examinar brotes dentales y medir las dimensiones de tejidos blandos de brotes dentales. Cuando se usa como verbo, el término “imagen” es el proceso de tomar una “imagen” como se describió anteriormente.

5 Los campos electromagnéticos alrededor de objetos tal como antenas se pueden dividir en regiones que incluyen “campo cercano” (que adicionalmente se puede dividir en no radiactivo (reactivo) y radiactivo (fresnel)) y “campo lejano”. Los comportamientos de “campo cercano” no radiactivos dominan cerca de la antena, en tanto que los comportamientos de “campo lejano” dominan a mayores distancias en las cuales se presentan formas de onda completa después de que abandonan la región de campo cercano.

10 En las regiones de campo cercano, hay interferencia con la propagación de ondas electromagnéticas y por lo tanto, las regiones de campo cercano se consideran impredecibles para permitir que se presenten formas de onda coherentes. Por el contrario, en regiones de campo lejano, el campo actúa como “normal” con un patrón de onda relativamente uniforme o coherente. Los sistemas de sonda de ablación 50 descritos en la presente se diseñan preferentemente para funcionar en la región de campo cercano.

15 El sistema de ablación descrito en la presente puede tener hardware, software y/o firmware asociado (una variación, subconjunto o híbrido de hardware y/o software). El término “hardware” incluye al menos una “unidad de procesamiento”, “procesador”, “computadora”, “aparato programable” y/u otros dispositivos conocidos o aún por descubrir capaces de ejecutar instrucciones o pasos. El término “software” incluye al menos un “programa”, “subprograma”, “serie de instrucciones” u otras instrucciones de hardware

20 conocidas o aún por descubrir o código de programa leíble por hardware. El software de ejemplo incluye el paquete de software de diseño de stent quirúrgico descrito en la presente. El software se puede cargar en el hardware (por ejemplo, la fuente de ablación 60) para producir una máquina, de modo que el software se ejecute en el hardware para crear estructuras para implementar las funciones descritas en la presente. Además, el software se puede cargar en el hardware (por ejemplo, la fuente de ablación 60) para dirigir el

25 sistema de sonda de ablación 50 para que funcione de una manera particular descrita en la presente o para realizar una serie de pasos operativos como se describe en la presente. La frase “cargado en el hardware” también incluye que se cargue en la memoria asociada con o accesible por el hardware (incluido firmware). El término “memoria” (por ejemplo, la memoria de la fuente de ablación 60) se define para incluir cualquier tipo de medio leíble por hardware (u otra tecnología) (que se puede referir como medio de almacenamiento

30 leíble por máquina) incluido, pero no limitado a, medios de almacenamiento unidos (por ejemplo, unidades de disco duro, unidades de disco de red, servidores), medios de almacenamiento interno (por ejemplo, RAM, ROM, EPROM, FLASH-EPROM, o cualquier otro chip o cartucho de memoria), medios de almacenamiento extraíbles (por ejemplo, CD, DVD, unidades flash, tarjetas de memoria, disquetes, discos flexibles), firmware y/u otros medios de almacenamiento conocidos o aún por descubrir. Dependiendo de

35 su propósito, la memoria puede ser transitoria y/o no transitoria. Las “comunicaciones”, “señales” y/o “transmisiones” apropiadas (que incluyen diferentes tipos de información y/o instrucciones que incluyen, pero no se limitan a, datos, comandos, bits, símbolos, voltajes, corrientes, ondas electromagnéticas, partículas o campos magnéticos, partículas o campos ópticos y/o cualquier combinación de los mismos) a través de “rutas de comunicación”, “rutas de transmisión” apropiadas, y otro medio para transmisión de

señales que incluyen cualquier tipo de conexión entre dos elementos del sistema (el sistema que incluye, por ejemplo, la fuente de ablación 60, la pieza de mano 52, la punta de sonda de ablación 100, otros sistemas de hardware y/o subsistemas, y/o memoria) se usarían como sea apropiado para facilitar los controles y las comunicaciones.

5 El término “asociado” (y variaciones tal como “asociable”), cuando se usa en el contexto de una conexión entre componentes, se define para significar integral u original, retroadaptado, unido, conectado (incluido conectado de manera funcional), colocado cerca y/o accesible por. Por ejemplo, si una pantalla (tal como el mecanismo de salida 68 u otro componente) se asocia con una computadora (que incluye un procesador asociado con la fuente de ablación 60 u otra tecnología), la pantalla puede ser una pantalla original incorporada en la computadora, una pantalla que se ha retroadaptado en la computadora, una pantalla unida que se une a la computadora, una pantalla cercana que se coloca cerca de la computadora y/o una pantalla que es accesible por la computadora. Otro ejemplo es que la conexión entre la fuente de ablación 60, la pieza de mano 52 y la punta de sonda de ablación 100 se describen como asociables ya que las conexiones entre estos artículos pueden ser integrales u originales, retroadaptadas, unidas, conectadas (incluidas conectadas de manera funcional), colocadas cerca y/o accesibles por.

10 Los términos “puede”, “podría”, “podría” y “podría” se usan para indicar alternativas y características opcionales y solo se deben interpretar como una limitación si se incluyen específicamente en las reivindicaciones. Se debe señalar que los diferentes componentes, características, pasos, diseños o modalidades de los mismos son todos “preferidos” ya sea que se indique específicamente o no. Las reivindicaciones que no incluyen una limitación específica no se deben considerar que incluyen esa limitación.

A menos que se señale específicamente de otro modo, se pretende que el término “de ejemplo” indique un ejemplo, representación y/o ilustración de un tipo. El término “de ejemplo” no significa necesariamente el mejor o el más deseado del tipo.

25 Se debe señalar que, a menos que se especifique de otro modo, el término “o” se usa en su forma no exclusiva (por ejemplo, “A o B” incluye, pero no se limita a, A, B, A y B, o cualquier combinación de los mismos). Se debe señalar que, a menos que se especifique de otro modo, “y/o” se usa de manera similar (por ejemplo, “A y/o B” incluye, pero no se limita a, A, B, A y B, o cualquier combinación de los mismos). Se debe señalar que, a menos que se especifique de otro modo, los términos “incluye”, “tiene” y “contiene” (y variaciones de estos términos) significan “comprende” (por ejemplo, un dispositivo que “incluye”, “tiene” o “contiene” A y B, comprende A y B, pero opcionalmente puede contener C o componentes adicionales diferentes de A y B).

35 Se debe señalar que, a menos que se especifique de otro modo, las formas singulares “un”, “una”, “la” y “el” se refieren a uno o más de uno, a menos que el contexto indique claramente lo contrario. De manera similar, a menos que se limite específicamente, el uso de lenguaje singular (por ejemplo, “componente”, “módulo” o “paso”) puede incluir plurales (por ejemplo, “componentes”, “módulos” o “pasos”), a menos que el contexto indique claramente lo contrario.

I. Posicionamiento guiado por escaneo de volumen y control de ablación

El escaneo de volumen, como se describe en la presente, es cualquier tecnología de escaneo que

al menos de manera relativamente segura pueda generar de manera precisa las imágenes multidimensionales necesarias que se pueden usar en procedimientos de ablación. “Posicionamiento guiado por escaneo de volumen y control de ablación” también se puede referir como “control guiado por escaneo de volumen” y “procedimientos guiados por escaneo de volumen”. “Posicionamiento guiado por escaneo de volumen y control de ablación” incluye “control de posicionamiento guiado por escaneo de volumen”, “control de ablación guiado por escaneo de volumen” y “ablación de tejidos blandos guiada por escaneo de volumen”. El control guiado por escaneo de volumen es una tecnología para colocar de manera precisa una punta de sonda de ablación y entonces extirpar el tejido blando deseado al suministrar la cantidad predeterminada de energía con base en las dimensiones de tejido blando medidas en el escaneo de volumen. El posicionamiento se puede lograr al usar físicamente un stent físico como se muestra en la FIGURA 1A) y/o virtualmente usando un stent virtual como se muestra en la FIGURA 1B).

La ablación se puede lograr al calentar un volumen de tejido blando predeterminado al controlar el suministro de energía. Estos stents físicos y virtuales se describen en las propiedades terapéuticas de ablación de brotes dentales. Por ejemplo, la creación de un stent quirúrgico personalizado usando información de ubicación y medición sobre el brote dental obtenida de un escaneo se describe en las propiedades terapéuticas de ablación de brotes dentales, así como en la presente. Para controlar los volúmenes de tejido que se están extirpando, se obtienen dimensiones de tejido a partir de escaneos de volumen y se prescribe una cantidad predeterminada de tejido que se va a extirpar para efectuar el tratamiento deseado.

El control de posicionamiento guiado por escaneo de volumen (por ejemplo, un stent físico o stent virtual) se puede crear a partir de mediciones pre-operatorias obtenidas usando tecnología de escaneo de volumen. Los pasos de ejemplo para crear un stent incluyen, pero no se limitan a:

Seleccionar una punta de sonda de ablación (que puede ser una punta de sonda de ablación detectada) con dimensiones y capacidades conocidas. La información sobre las dimensiones y capacidades se puede almacenar en un archivo de tecnología de información de escaneo de volumen (por ejemplo, un archivo de diseño asistido por computadora (CAD) tridimensional).

Usar tecnología de escaneo de volumen, escanear la boca de un paciente. La información (incluida una imagen de escaneo de volumen) del escaneo de volumen se puede almacenar en un archivo de tecnología de escaneo (por ejemplo, el archivo de tecnología de información de escaneo de volumen).

A partir del escaneo de volumen, crear impresiones físicas (tradicionales) o digitales de los dientes y el tejido de encías (tejido gingival) del paciente. Si se crea una impresión digital, se puede almacenar en un archivo de tecnología de información de escaneo de volumen.

A partir del escaneo de volumen o información en el archivo de tecnología de información de escaneo de volumen, obtener (por ejemplo, calcular y/o medir) el tamaño y posición de brote dental usando información en el archivo de tecnología de información de escaneo de volumen. La información sobre el tamaño y posición de brote dental se puede almacenar en un archivo de tecnología de información de escaneo de volumen.

A partir del escaneo de volumen o información en el archivo de tecnología de información de escaneo de volumen, ubicar un punto de referencia (por ejemplo, el lado distal de los primeros molares o

tejido blando en erupción sobre el hueso). La información sobre la ubicación del punto de referencia en relación con el brote dental se puede almacenar en un archivo de tecnología de información de escaneo de volumen.

5 A partir del escaneo de volumen o información en el archivo de tecnología de información de escaneo de volumen, ubicar u obtener (por ejemplo, calcular y/o medir) la mitad del brote dental (mitad calculada) o al menos una posición dentro del brote dental (una posición predeterminada). La información sobre la mitad del brote dental se puede almacenar en un archivo de tecnología de escaneo.

10 A partir del escaneo de volumen o información en el archivo de tecnología de información de escaneo de volumen, obtener (por ejemplo, calcular y/o medir) un ángulo predeterminado (el ángulo al cual el centro efectivo de ablación de la punta de sonda de ablación está en la mitad del brote dental, mostrado como 90 grados en la FIGURA 2) para guiar la punta de sonda de ablación. El ángulo se puede calcular/medir desde un punto conocido (por ejemplo, el punto de referencia o el punto de entrada, teniendo en cuenta consideración el espesor y superficie de un stent físico y la forma de la punta de la sonda de ablación) hasta la mitad del brote dental. La información sobre el ángulo predeterminado se puede
15 almacenar en un archivo de tecnología de escaneo.

A partir del escaneo de volumen o información en el archivo de tecnología de información de escaneo de volumen, obtener (por ejemplo, calcular y/o medir) una profundidad predeterminada (la profundidad a la cual el centro efectivo de ablación de la punta de sonda de ablación está en la mitad del brote dental) para limitar la profundidad de la punta de sonda de ablación. La profundidad se puede
20 calcular/medir desde un punto conocido (por ejemplo, el punto de referencia o el punto de entrada, teniendo en cuenta consideración el espesor y superficie de un stent físico y la forma de la punta de la sonda de ablación) hasta la mitad del brote dental. En la FIGURA 2, la profundidad D se muestra como la distancia entre la superficie superior del tejido gingival y el centro de ablación o de manera alternativa, la profundidad $D + D'$ se muestra como la distancia entre la superficie superior del stent y el centro de ablación. Si hubiera una detención mecánica elevada (como se muestra en la FIGURA 1A), su altura también se puede agregar
25 a la profundidad. La información sobre la profundidad predeterminada se puede almacenar en un archivo de tecnología de escaneo.

El procesamiento de la información en el o los archivos de tecnología de escaneo de volumen (que pueden ser un archivo o múltiples archivos) para poner la información en una forma que se puede usar
30 para crear o fabricar un stent (físico o virtual) y para crear una “prescripción” que indica tolerancias y ajustes de dosis de energía de ablación (por ejemplo, nivel de energía y duración de suministro de energía) a fin de que se guíe en la ablación selectiva de los tejidos objetivo. “Crear” incluye “fabricar” de modo que se crean tanto el estent virtual como el estent físico, pero solo se fabrica el estent físico. Dependiendo de lo que se está “creando”, la “creación” (y las variaciones de la misma) también puede incluir programación,
35 recopilación, u otras formas de traer a la existencia.

Crear o fabricar un stent (virtual o físico) con al menos una guía quirúrgica (virtual o física) para guiar la punta de sonda de ablación al ángulo predeterminado y al menos una estructura de detención (virtual o física) para limitar la profundidad de la punta de sonda de ablación a la profundidad predeterminada. Si el stent es físico, puede tener una estructura de detención mecánica que interactúa con

la estructura de detención mecánica del stent.

Usando la guía quirúrgica de stent y la estructura de detención mecánica, la punta de sonda de ablación se puede guiar de modo que el centro de ablación esté dentro de el brote dental (y preferentemente, a la mitad del brote dental) cuando la punta de sonda de ablación se guía al ángulo predeterminado a la profundidad predeterminada.

Las FIGURAS 1A, 1B, 2 y 3 muestran un sistema básico que usa controles de posicionamiento guiados por escaneo de volumen (mostrados como un stent físico 80 o un stent virtual 82', 86', 88') para colocar de manera apropiada los sistemas de sonda de ablación 50 (incluida la punta de sonda 100) que suministran ablación de tejido dirigida conformada, centrada, controlada en temperatura y/o controlada en volumen. Los procedimientos guiados por escaneo de volumen colocan de manera precisa la punta de sonda de ablación 100 para asegurar que el tejido de brote dental se calentará desde dentro del (incluido desde la mitad de) brote dental hacia fuera hasta un volumen predeterminado con márgenes de ablación de tejido blando exteriores en su ubicación deseada. Hacerlo da por resultado una ablación de brote dental segura y efectiva, en tanto que se mitiga el daño a los tejidos colaterales adyacentes junto al brote dental. Como se señaló anteriormente, este volumen predeterminado o prescrito se aplica a otras formas de ablación de tejido además de los tejidos de brotes dentales. No hay tecnología competitiva conocida que tenga este nivel de precisión para el posicionamiento tridimensional (3D) de la zona de ablación y suministro de la zona de ablación predeterminada en la posición predeterminada durante todo el procedimiento.

Aunque algunos sistemas de sonda de ablación 50 de ejemplo y componentes de los mismos se describen en más detalle en la presente, las FIGURAS 1A, 1B, 2 y 3 proporcionan una visión general amplia de un sistema de sonda de ablación 50 de ejemplo como se usa en una aplicación de ejemplo (ablación de brotes dentales). El sistema de sonda de ablación 50 puede funcionar en conjunto con un stent quirúrgico personalizado (el stent físico 80 mostrado en la FIGURA 1A o el stent virtual 82', 86', 88' mostrado en la FIGURA 1B) en un sitio de ablación de brote dental 90. La robótica (que incluye control robótico completo o procedimientos asistidos por robótica) también se puede usar en ablación de tejidos blandos guiada por escaneo de volumen, la robótica que es una forma de guía que se puede usar ya sea con el sistema físico o el sistema virtual. Algunas guías físicas y guías virtuales de ejemplo se describen en las propiedades terapéuticas de ablación de brotes dentales. Para otros procedimientos de brotes no dentales, donde el sitio de ablación puede ser un sitio (ubicación en un cuerpo) que cubre cualquier tejido objetivo, se puede usar un stent quirúrgico apropiado para guiar la colocación de la punta de sonda. Por ejemplo, si el tumor estuviera en una pierna, se usaría un stent físico o virtual apropiado para una pierna.

Como se muestra en la FIGURA 1A, un sistema de sonda de ablación 50 (o sonda de ablación 50) incluye una punta de sonda de ablación 100, una pieza de mano 52 y una fuente de ablación 60 que proporciona y/o facilita la provisión de un medio de ablación 62. La punta de sonda de ablación 100 puede ser integral o conectable (de manera directa o indirectamente) o asociable de otro modo con la pieza de mano 52. La pieza de mano 52 puede ser integral o conectable (de manera directa o indirectamente) o asociable de otro modo con la fuente de ablación 60. La pieza de mano 52 se puede esterilizar en autoclave. Un tipo de conexión indirecta puede incluir el uso de un alambre o cable que conecta de manera funcional los componentes. Otro tipo de conexión indirecta puede incluir mecanismos de control remoto (por ejemplo,

transmisores y receptores apropiados) que conectan de manera funcional los componentes.

Las FIGURAS 1A, 2 y 3 muestran el control de posicionamiento guiado por escaneo de volumen implementado como un stent quirúrgico personalizado 80 que tiene al menos una guía quirúrgica 82 (mostrada como líneas continuas oscurecidas a través del stent quirúrgico 80 en la FIGURA 1A) y una detención mecánica de stent 86 (que, como se muestra en la FIGURA 1A, puede ser una porción elevada del stent 80 al menos relativamente adyacente a la guía quirúrgica 82 o como se muestra en las FIGURAS 2 a 3, solo la superficie superior del stent 80 al menos relativamente adyacente a la guía quirúrgica 82). El stent 80, guía 82 y detención 86 conjuntamente son una forma de control de posicionamiento guiado por escaneo de volumen creado usando el proceso descrito en la presente. Las FIGURAS 2 a 3 muestran que al menos parte del stent quirúrgico 80 se puede soportar al menos parcialmente por al menos un diente erupcionado. El stent quirúrgico personalizado 80 se coloca de tal forma que una guía quirúrgica 82 cubra y/o rodee el brote dental 92 en el sitio de ablación de brote dental 90 (incluido el tejido gingival 94 y hueso 96 (incluido el hueso cortical denso)). La FIGURA 4 muestra tejido (por ejemplo, un brote dental) que tiene una mitad 93 con flechas radiantes que representan una zona de ablación de ejemplo y el contorno oval que representa límites exteriores 98 predeterminados o prescritos de la zona de ablación.

La punta de sonda de ablación 100 (mostrada en la FIGURA 1A con líneas continuas antes de la inserción y líneas discontinuas después de la inserción) tiene una detención mecánica de punta 106 y un centro de ablación 124. La punta de sonda de ablación 100 se puede insertar a través del tejido gingival 94 y en el brote dental 92 (que se ubica dentro del hueso 96 de una mandíbula). La punta de sonda de ablación 100 se guía por el stent 80 de tal forma que su extremo de inserción 104 y centro de ablación 124 estarían dentro del (por ejemplo en o cerca de la mitad 93 de) brote dental 92. La interacción entre la guía quirúrgica 82 y el eje de punta 102 guía la punta de sonda de ablación 100 en el ángulo correcto (mostrado como un ángulo de 90 grados o recto, pero pueden ser otros ángulos) de tal forma que el centro de ablación 124 esté dentro de o en la posición planificada del brote dental 92. Más específicamente, el diámetro interior de la guía quirúrgica 82 es solo ligeramente mayor que el diámetro exterior del eje de punta 102 de modo que la punta de sonda de ablación 100 insertada en la guía quirúrgica 82 solo se puede insertar en el ángulo dictado (prescrito) por la guía quirúrgica 82. Limitar la punta de sonda de ablación 100 a la profundidad correcta de tal forma que el centro de ablación 124 esté dentro del brote dental 92 se puede lograr, por ejemplo, por la interacción entre la detención mecánica de stent 86 y la detención mecánica de punta 106 (que puede ser, por ejemplo, una superficie elevada (FIGURA 1A), una superficie en ángulo y/o la superficie superior (FIGURAS 2 a 3) del stent 80). Preferentemente, el centro de ablación 124 se coloca al menos sustancialmente en la mitad (por ejemplo, mitad calculada) del brote dental 92 como se determina por el volumen, posición tridimensional y/u otros métodos conocidos o aún por descubrir. (La mitad calculada o predeterminada del tejido que se va a extirpar es la "mitad del brote dental" 93). La punta de sonda de ablación 100 se coloca antes de que el medio de ablación 62 se active para crear las zonas de ablación 150, 160, 170 (las flechas radiantes, aunque solo se muestra un tipo individual de zona en estas figuras, es representativa de zonas de forma diferente mostradas y analizadas en la presente en relación con las FIGURAS 9 y 11 a 13). Como se muestra en la FIGURA 3, los límites exteriores predeterminados 98 de la zona de ablación son preferentemente +/- 0.5 mm dentro de la cripta ósea del brote dental 92, pero pueden

ser aceptables tolerancias mayores para tratar otros tipos de tejido.

La FIGURA 1B muestra un sistema de stent virtual (82', 86', 88') que se puede usar con una punta de sonda de ablación detectada 100' y/o una pieza de mano detectada 52'. El stent virtual puede ser una tecnología de navegación dinámica que se implementa como al menos un programa de software (o subprograma) asociado con la fuente de ablación 60. El programa sería capaz de recibir entrada (por ejemplo, la prescripción) y convertir la entrada en un stent virtual. Aunque el stent virtual se puede usar por sí mismo, también se puede usar en conjunto con un stent físico. Por ejemplo, puede proporcionar un aviso anticipado en cuanto a los parámetros que se acercan (por ejemplo, un audible "la punta se está acercando a la detención") o confirmación (por ejemplo, un destello de luz en el mango o un agradable "ding" audible cuando la punta de la sonda está en posición). Otro ejemplo es que la guía quirúrgica se puede implementar físicamente, pero la detención y/u objetivo se pueden implementar de manera virtual.

El sistema de stent virtual se puede mostrar en una pantalla visual 68' con marcas de ángulo de guía quirúrgica 82', una marca de detención virtual 86' y marcas de objetivo virtual 88' que se superponen a una imagen (por ejemplo, un escaneo de volumen) del área 92' (por ejemplo, brote dental) que se va a extirpar (para claridad, se ha omitido la imagen real). Aunque se muestran como líneas (por ejemplo, líneas discontinuas), los indicadores de posición visuales alternativos pueden ser una lectura digital o una codificación de color. Las marcas de ángulo de guía quirúrgica virtual 82' se basan en la ruta tridimensional de inserción (definida por el ángulo predeterminado (por ejemplo, el ángulo de 90 grados mostrado en la FIGURA 2) y la profundidad predeterminada (por ejemplo, la profundidad D mostrada en la FIGURA 2)). En modalidades preferidas, el sistema no sería capaz de activarse si el centro de ablación no estuviera en relación adecuada con la mitad del brote dental.

Además de o en conjunto con un stent físico 80 y un stent virtual mostrado en una pantalla visual '68, se pueden usar indicaciones audibles, visuales y/o táctiles alternativas como guía quirúrgica, detención y/u objetivo. Por ejemplo, se pueden usar señales (por ejemplo, una serie audible de pitidos, una serie de luces intermitentes o vibraciones físicas) para indicar que la punta de sonda se está acercando a la zona de ablación. Por ejemplo, los pitidos/destellos/vibraciones pueden ser más fuertes/más brillantes/más rápidos conforme la punta de sonda se acerca a la zona de ablación. De manera alternativa, los indicadores pueden ser una voz que dice las instrucciones (por ejemplo, "3.0 mm ... 2.0 mm ... 1.0 mm) o la luz se puede codificar por colores (por ejemplo, rojo a verde). Otro ejemplo es que la detención virtual y/u objetivo virtual se pueden implementar de manera audible, de manera visual y/o de manera táctil usando indicadores similares o diferentes. En los procedimientos robóticos (ya sea robótico totalmente controlado o asistido por robot), puede presentarse retroalimentación física al operador. Esta retroalimentación física puede incluir detener el avance físico de la sonda por el sistema de control robótico o agitar o hacer vibrar activamente los controles de operador para alertar al operador de la entrada de procedimiento adicional antes de permitir que el procedimiento continúe.

En uso, la punta de sonda de ablación detectada 100' se puede guiar por las marcas de ángulo de guía quirúrgica virtual 82' y la marca de detención virtual 86' a una posición en la cual el centro de ablación efectivo 124' de la punta de sonda de ablación 100' está en la mitad del brote dental 93'. El operador puede observar el proceso de inserción en la pantalla 68' conforme manipula físicamente la punta de sonda de

ablación detectada 100'. Las marcas de objetivo virtual 88' también pueden proporcionar una indicación de que la punta de sonda de ablación detectada 100' está dentro de aproximadamente el 50%, 25% y 10% del diámetro promedio del brote dental 92'. Si el operador estuviera manipulando manualmente la punta de sonda de ablación detectada 100', el sistema monitorearía el progreso y alertaría al operador de que la punta de sonda de ablación 100' no está en la posición adecuada usando, por ejemplo, indicadores visuales, indicadores audibles, indicadores táctiles o una combinación de los mismos. De manera alternativa, el operador puede monitorear el progreso en la pantalla 68' conforme la punta de sonda de ablación detectada 100' se inserta automáticamente (por ejemplo, usando un sistema robótico). Preferentemente, se incluyen en el sistema salvaguardas de anulación y monitoreo. Por ejemplo, el sistema no se activaría si el centro de ablación no estuviera en relación adecuada con la mitad del brote dental independientemente de si la inserción se realizó manualmente o de manera robótica.

Cuando la punta de sonda 100 se coloca de manera apropiada, el centro de ablación 124 está dentro del brote dental 92 en su posición predeterminada. La activación del medio de ablación 62 crea unas zonas de ablación 150, 160, 170 (por ejemplo, para un brote dental esférico 92 (FIGURA 1A) la zona de ablación apropiada sería una zona de ablación esférica 160, pero para un brote dental achatado 92 (FIGURAS 2 a 3) la zona de ablación apropiada sería una zona de ablación achatada 150) centradas alrededor del centro de ablación 124 dentro del brote dental 92. Si la fuente de ablación 60 es un generador de microondas, el medio de ablación 62 sería energía de microondas. Los ajustes de parámetro de fuente de ablación 64 y ajustes de tiempo de tratamiento 66 se pueden proporcionar al cargar datos digitales (por ejemplo, descargando ajustes de parámetro 64 y/o ajustes de tiempo de tratamiento 66 usando una "clave de identificación de paciente" proporcionada ingresada en una dirección de sitio web proporcionada), por un usuario que ingresa manualmente los datos, o a través de algún otro sistema de ingreso de datos tal como escaneo de un código de barras 1D o 2D o a través de la transferencia inalámbrica de datos mediante un chip RFID.

La retroalimentación de la fuente de ablación 60 o de la punta de sonda de ablación 100 (que puede tener al menos un sensor 108 a lo largo del eje 102 para monitorear, por ejemplo, la temperatura) se puede proporcionar al usuario (o a sistemas de monitoreo electrónicos o digitales que se pueden implementar por software asociado con una fuente de ablación 60 (por ejemplo, un generador inteligente)) usando un mecanismo de salida 68 tal como una pantalla de video o una pantalla de audio (altavoz).

Las imágenes en sección transversal de escaneo de volumen (en este caso, un escaneo de volumen de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT)) en las FIGURAS 5 a 7 muestran el posicionamiento central planificado de la punta de sonda de ablación 100 dentro de un brote dental mandibular (rodeado por líneas discontinuas) de un cerdo (se pueden tomar imágenes similares de un brote dental humano). Más específicamente, la FIGURA 5 muestra la vista axial de un brote dental, la FIGURA 6 muestra la vista coronal de un brote dental, y la FIGURA 7 muestra la vista sagital de un brote dental.

Se debe señalar que los componentes de la FIGURA 1A no están a escala (por ejemplo, la punta de la sonda de ablación 100 probablemente sería mucho más pequeña que la pieza de mano 52).

II. Control de conformación de zona de ablación

Otra capacidad del sistema de sonda de ablación descrita en la presente es "conformación de zona

de ablación” (o control de conformación de zona de ablación”) dentro de la cripta ósea del diente o cualquier otro tipo de tejido objetivo. Las FIGURAS 8 a 18 detallan cómo conocer al menos un perfil de las zonas de ablación 150, 160, 170 y/o los sistemas de sonda de ablación 50 (y su método de uso) permite la selección de las puntas de sonda de ablación 100 específicas para crear zonas de ablación predeterminadas que se conforman y/o dimensionan para corresponder con zonas de ablación de tejido objetivo. Más específicamente, las FIGURAS 8 a 13 muestran secciones transversales de puntas de sonda de ejemplo que usan una punta con una carga de antena 122 presente. También se pueden usar otros tipos de diseños de antena, tal como una antena dipolo que es 2-4 veces más larga, con resultados similares. Las FIGURAS 14A a 14C muestran representaciones gráficas de sondas de ablación y sus respectivas zonas de ablación. Las FIGURAS 15A a 15C muestran representaciones fotográficas de sondas de ablación y sus respectivas zonas de ablación. Las FIGURAS 16A a 16C muestran representaciones fotográficas de ablaciones reales que son ablaciones oblongas, de lágrima y esféricas. La FIGURA 17 muestra los resultados de un experimento de sonda de ejemplo y la zona de ablación resultante relacionada con la redondez. La gráfica de la FIGURA 17 muestra que achatada ($\text{ancho/longitud} > 1$), esférica ($\text{ancho/longitud} = 1$) y oblonga ($\text{ancho/longitud} < 1$) se pueden controlar al incrementar o disminuir la conductividad térmica para un diámetro de capa de transferencia de calor fija 130.

Las FIGURAS 8 a 13 muestran puntas de sonda de ablación 100 de ejemplo (incluidas puntas de sonda 100a, 100b, 100c) que son capaces de crear zonas de ablación 150, 160, 170 con “formas” y/o “tamaños” predeterminados. Por ejemplo, un perfil de sonda de ablación puede especificar una forma específica tal como:

achatada (el eje más largo de la zona de ablación 150 que es perpendicular al eje 102 de la punta de sonda de ablación 100a) como se muestra en la FIGURA 11, que tiene una relación de aspecto de ancho/longitud mayor de 1.0 (las zonas de ablación achatadas 150 que son más anchas que largas);

esférica como se muestra en la FIGURA 12 que tiene una relación de aspecto de ancho/longitud de 1.0 (las zonas de ablación esférica 160 que son tan estrechas como largas); y/o

oblonga (el eje más largo de la zona de ablación 170 que es paralelo y sustancialmente coexistente con el eje 102 de la punta de sonda de ablación 100c) como se muestra en la FIGURA 13 que tiene una relación de aspecto de ancho/longitud de menos de 1.0 (las zonas de ablación oblongas 170 que son más estrechas de lo que son largas).

Las sondas de ablación por microondas conocidas producen zonas de ablación oblongas que son más estrechas que largas (una relación de aspecto de menos de 1.0) con algunas que tienen una relación de ancho/longitud de menos de 0.2. Estas zonas de ablación oblongas conocidas pueden ser tan largas que pueden parecer que tienen forma de “hot dog” a lo largo de la sonda. Las zonas de ablación oblongas de las sondas de ablación por microondas conocidas son al menos similares a las zonas de ablación oblongas 170 (FIGURA 13) producidas por los sistemas de sonda de ablación 50 (aquellos usados con la punta de sonda 100c).

La ablación por microondas (MWA) médica convencional y ablación por radiofrecuencia (RFA) son métodos bien entendidos para inducir calentamiento de tejido que da por resultado termocoagulación o necrosis coagulativa (muerte celular). Sin embargo, MWA y RFA conocidas generan zonas de ablación de

forma oblonga con respecto a la posición de la ruta de inserción de la sonda de ablación. Como resultado, se encontró que la tecnología de ablación médica convencional es subóptima para muchas ablaciones de brotes dentales debido a que la zona de procedimiento de ablación por sistemas de ablación médica convencionales no destruyó el tejido de brotes dentales sin destruir también innecesariamente tejido de brotes no dentales adyacente. Si se usa una zona de ablación de la forma incorrecta, es casi imposible suministrar la cantidad correcta de medio de ablación sin destruir innecesariamente el tejido de brote dental. Por ejemplo, si el brote dental es esférico y la zona de ablación es oblonga, se extirpará demasiado tejido (se extirpará tejido fuera del brote dental) que dañará el tejido circundante. Por el contrario, si la dosis de energía se baja para reducir el daño de tejido fuera del brote dental, entonces se extirpará muy poco tejido dentro del brote dental, que puede dar por resultado una extirpación sin éxito. En otras palabras, a diferencia de la tecnología de ablación médica convencional, el sistema de ablación de brotes dentales descrito en la presente utiliza una tecnología de conformación de zona de ablación patentada para un ajuste más optimizado dentro del brote dental que destruye de manera más selectiva el tejido de brote dental objetivo en tanto que destruye significativamente menos tejido no objetivo. Hacerlo reduce en gran medida el potencial de daño de tejido colateral, reduciendo de este modo el riesgo de efectos secundarios adversos.

Las FIGURAS 14A a 14C y FIGURAS 15A a 15C muestran representaciones de los patrones de calentamiento que dan por resultado las zonas de ablación conformadas. Tanto las FIGURAS 14A a 14C como las fotografías de las FIGURAS 15A a 15C muestran una pluralidad de “isotermas” representadas como una serie de líneas relativamente anulares (que se pueden considerar como anillos anidados) que emanan de una región o punto relativamente central (una abertura anular 120 y/o un centro de ablación 124 limitado por la abertura anular 120) del eje de punta 102. Cada una de estas isotermas representa diez grados Celsius (10°C) y comenzando desde la temperatura más alta en la zona de calentamiento activo 125, disminuye hacia fuera a través de la conducción térmica en la zona de calentamiento térmico 126, hasta la línea anular más exterior que representa cincuenta grados Celsius (50°C). En otras palabras, una imagenología que tiene cuatro líneas anulares anidadas (un ejemplo de las cuales se muestra en la FIGURA 23B) significaría que el primer anillo (más interior) representó ochenta grados Celsius (80°C), el segundo anillo representó setenta grados Celsius (70°C), el tercer anillo representó sesenta grados Celsius (60°C), y el cuarto anillo (más exterior) representó cincuenta grados Celsius (50°C). Puesto que la temperatura de ejemplo necesaria para la ablación de un brote dental es sesenta grados Celsius (60°C), la forma de la zona de ablación se basaría en el siguiente al último anillo (en el ejemplo de cuatro anillos, el tercer anillo). El sistema se puede adaptar para usar isotermas que representan diferentes temperaturas (por ejemplo, ocho grados Celsius (8°C) o doce grados Celsius (12°C)). Además, el sistema se puede adaptar a temperaturas mínimas alternativas necesarias para la ablación para diferentes tejidos blandos que requieren temperaturas más altas o más bajas para la ablación.

Las FIGURAS 16A a 16C muestran fotos que permiten una comparación del tejido extirpado de una ablación de tejido que se realizó usando sistemas de ablación médica conocidos (FIGURAS 16A a 16B) y el sistema de ablación médica descrito en la presente (FIGURA 16C). La FIGURA 16A muestra el impacto adverso del uso de la ablación médica convencional a 2.45 GHz. La zona de ablación en el tejido

blando tiene una apariencia altamente “irregular” en la zona de calentamiento activo 125, se sobrecalentó en un extremo con carbonización de tejido presente, y tiene una forma extremadamente oblonga conforme migró asimétricamente hacia arriba del eje de la sonda de ablación conforme la sonda de ablación se calentó. La FIGURA 16B muestra una zona de ablación producida a una frecuencia más alta. Tiene una forma de “lágrima” que migró asimétricamente fuera de la forma esférica de un brote dental que se presentó debido a que el eje de sonda se calentó demasiado y también es subóptimo para la ablación de brote dental u otros tipos de tejido donde la forma de lágrima está fuera de la zona de ablación dirigida o prescrita. La FIGURA 16C muestra una zona esférica de ablación generada usando la sonda de ablación de brote dental descrita en la presente. La zona de ablación conformada representa un mejor ajuste dentro del tejido blando del brote dental y se puede configurar para ser achatada, esférica u oblonga a lo largo de la ruta de inserción de punta de sonda de ablación 100 debido a que la zona de calentamiento activo 125 se predetermina con energía térmica que conduce fuera de la zona de calentamiento activo 125 y hacia la zona de calentamiento térmico 126 de manera controlada.

II.A. Sonda de ablación:

Las FIGURAS 8 a 13 muestran puntas de sonda de ablación por microondas 100 de ejemplo (que, a menos que se especifique de otro modo, incluyen de manera genérica la punta de sonda de ablación 100a en la FIGURA 11, punta de sonda de ablación 100b en la FIGURA 12 y punta de sonda de ablación 100c en la FIGURA 13). Estas puntas de sonda de ablación se diseñan para calentamiento térmico de tejidos. El mecanismo de calentamiento térmico se presenta en una zona activa de calentamiento (zona de ablación) debido a la vibración de moléculas de agua altamente polar para microondas (MW) o vibración de iones en agua para radiofrecuencia (RF). La estructura mostrada y descrita de las puntas de sonda de ablación 100 transfiere conductivamente el exceso de calor en la zona de ablación objetivo fuera de la zona de ablación objetivo al tejido circundante no objetivo a temperaturas por debajo del umbral donde se presentará la destrucción de tejido a través de termocoagulación o necrosis térmica.

La estructura mostrada y descrita de la punta de sonda de ablación 100 (que incluye la antena de campo cercano 110, un cable coaxial con una abertura anular 120) usa emisión de energía de “campo cercano” en las regiones de zona de ablación y por lo tanto, se puede considerar una antena de campo cercano. (Esto se puede considerar como una antena de campo cercano que tiene tanto el campo cercano reactivo como el campo cercano radiactivo). Las regiones “reactivas de campo cercano” tienen aproximadamente longitudes de onda de $\lambda/2\pi$ (~ 0.159) o menos en la longitud de antena de la sonda de ablación donde la energía de microondas no se propaga como una onda uniforme. (λ es el período espacial de una onda periódica, la distancia sobre la cual se repite la forma de la onda). Las regiones “radiactivas de campo cercano” tienen aproximadamente longitudes de onda de $\lambda/2\pi$ (~ 0.159) hasta longitudes de onda de ~ 0.25 . Como se describe más adelante, las regiones de radiación de campo cercano son claramente diferentes de las regiones de radiación de campo lejano donde la señal de microondas se propaga suficiente para que las formas de onda se propaguen como ondas más coherentes en las regiones de radiación de campo lejano.

La estructura mostrada y descrita de la punta de sonda de ablación 100 preferentemente suministra energía que no es resonante o no coherente en una dimensión de zona de apertura/ablación combinada

que es menor que la longitud de onda de frecuencia dividida por 4 para reducir al mínimo la producción de energía térmica a lo largo del eje 102 de la punta de sonda de ablación 100. La capa de aislamiento opcional anular 118 puede ser una funda exterior térmicamente conductora que reduce al mínimo aún más la producción de energía térmica a lo largo de la punta de sonda de ablación 100.

5 Las FIGURAS 8 a 10 muestran el eje 102 de la punta de sonda de ablación 100 que tiene un extremo de inserción 104 (que se puede referir como la “punta de inserción”, el “punto de inserción” y el “punto de punta de inserción”) en el extremo del eje 102. El extremo de inserción 104 puede ser suficientemente afilado para ser auto-introducible. La punta de sonda de ablación 100 tiene una antena coaxial central 110 (que se puede considerar como un cable coaxial con una abertura anular 120). La
10 antena coaxial central 110 incluye preferentemente un conductor interior 112, una capa aislante dieléctrica anular 114 (u otra guía de ondas), un conductor exterior anular 116 y una capa anular de aislamiento opcional 118. Hacia el extremo de la antena coaxial 110 (cerca del extremo de inserción 104) hay una abertura anular 120 (que se puede considerar como una ventana anular). Una carga de extremo de antena opcional 122 se puede colocar entre la abertura 120 y el extremo de inserción 104 de la antena coaxial 110
15 a fin de incrementar las propiedades capacitivas de la antena para acortar la longitud de alambre central de antena, haciendo de este modo que la región focal sea más pequeña (concentrando la densidad de energía total) e incrementando la carga de potencia (densidad de potencia) en la zona de ablación. Esto se analizará en más detalle en relación con el control de carga de potencia (sección VI). Rodeando la antena coaxial 110 del eje 102 (y separada del extremo de inserción 104) hay una capa de transferencia
20 de calor anular 130 (que se puede referir como capa de transferencia de calor 130, capa térmicamente conductora 130 o una derivación de transferencia térmica 130) y una cubierta de punta anular 132 en el extremo de inserción 104. La cubierta de punta anular 132 cubre y rodea el extremo de la antena coaxial 110, la abertura anular 120 y la carga de extremo de antena opcional 122. Además, la superficie anular de la cubierta de punta anular 132 más alejada del extremo de inserción 104 preferentemente se une a tope
25 de manera anular en la superficie anular de la capa térmicamente conductora 130 más cercana al extremo de inserción 104.

La antena coaxial central 110 incluye preferentemente un conductor interior 112 rodeado de manera anular por una capa aislante dieléctrica anular 114 (por ejemplo, politetrafluoroetileno (PTFE), aire u otros dieléctricos conocidos) que, a su vez, se rodea por un conductor exterior anular 116. El conductor
30 interior 112 puede ser cobre, acero chapado en cobre o plata u otros materiales conductores. La capa aislante dieléctrica anular 114 puede ser PTFE, aire u otros dieléctricos conocidos que ayudan a formar una guía de ondas entre el alambre central y el conductor exterior anular. El conductor exterior anular 116 puede ser un blindaje metálico tal como un blindaje de cobre o aluminio sólido o tejido u otros metales conocidos.

35 La antena coaxial 110 se puede comprar, pre-fabricar o una combinación de lo mismo (por ejemplo, comprar sin una abertura y agregar la abertura más tarde o comprar sin una capa de aislamiento y agregar la capa de aislamiento más tarde). La antena puede ser un diseño de antena con una carga capacitiva en el extremo (como se muestra) o una antena dipolo sin carga capacitiva o una antena que tiene otro método de carga del extremo de la antena. Aunque se muestra un diseño de antena con una carga de extremo

para incrementar el acoplamiento capacitivo para acortar la longitud de la antena, se puede considerar una antena dipolo sin carga de extremo u otra forma de carga capacitiva del extremo de la antena para alargar o acortar la antena.

5 La punta de sonda de ablación 100 también puede incluir una capa anular de aislamiento opcional 118 que proporciona aislamiento térmico y eléctrico entre la superficie anular exterior del conductor exterior 116 y la superficie anular interior de la capa de transferencia de calor 130. Aunque se muestra con la capa anular de aislamiento opcional 118, las puntas de sonda de ablación preferidas alternativas pueden omitir la capa anular de aislamiento. La capa anular de aislamiento opcional 118 puede ser parte de una antena coaxial 110 (por ejemplo, una antena coaxial pre-fabricada o comprada). De manera alternativa, la capa anular de aislamiento opcional 118 se puede agregar a una antena coaxial 110 (por ejemplo, una antena coaxial pre-fabricada o comprada) que no tiene su propia capa de aislamiento. La capa anular de aislamiento 118 se puede elaborar de materiales que incluyen, pero no se limitan a, plástico tal como polimetacrilato, polisulfona o polieterimida u otros materiales, tal como cerámica de dióxido de circonio o disilicato de litio capaz de proporcionar aislamiento eléctrico.

15 Hacia el extremo de la antena coaxial 110 (al menos cerca del extremo de inserción 104) está una abertura anular 120 que toma la forma de una ranura de 360 grados. En otras palabras, la abertura anular 120 es una porción de la antena coaxial 110 en la cual la capa aislante dieléctrica anular 114 está libre del conductor exterior anular 116. En otras palabras, la abertura anular 120 es donde el conductor exterior anular 116 se ha removido (o nunca estuvo presente) en un anillo anular alrededor del anillo anular expuesto de la capa aislante dieléctrica 114. Como se muestra, hay una distancia (espacio) entre el borde anular de la capa de transferencia de calor 130 y el extremo de inserción 104 a lo largo de la longitud longitudinal de la antena coaxial 110 y la abertura anular 120 se muestra como ubicada dentro del espacio. El centro de ablación 124 (el punto focal o región desde la cual se irradia el medio de ablación) se ubica dentro del conductor interior 112 en la abertura anular 120 (desde la cual emana el medio de ablación).
20 Como se analiza en la sección de control de ablación central (sección III), las zonas de ablación 150, 160, 170 permanecen centradas alrededor de la abertura anular 120 y el centro de ablación 124 y no migran hacia arriba del eje 102. Cuando se monta la punta de sonda de ablación 100, la cubierta de punta anular 132 cubre la abertura anular 120.

30 Como se expone en la presente, la carga de extremo de antena opcional 122 se coloca entre la abertura anular 120 y el extremo de inserción 104 de la antena coaxial 110 y actúa para incrementar las propiedades capacitivas de la antena. La carga de extremo de antena opcional 122 es preferentemente al menos sustancialmente perpendicular y adyacente al extremo del conductor interior 112. La carga de extremo de antena opcional 122 funciona como un concentrador capacitivo de modo que el medio de ablación se altera o afecta por la carga de extremo de antena 122 e irradia hacia fuera en el tejido objetivo desde una base de antena efectiva más corta.

35 La punta de sonda de ablación por microondas 100 de ejemplo tiene un diseño de eje con una capa de transferencia de calor anular 130 (que se puede referir como una derivación de transferencia térmica o simplemente derivación) que rodea al menos parcialmente la antena coaxial central 110. La capa de transferencia de calor 130 es preferentemente la capa anular más exterior de al menos la porción del eje

102 que cubre. Como se analizará en relación con las FIGURAS 11 a 13, la capa de transferencia de calor 130 se coloca para crear una zona de ablación achatada 150, una zona de ablación esférica 160 o una zona de ablación oblonga 170 a lo largo del eje 102 de la punta de sonda de ablación 100. El posicionamiento de la capa de transferencia de calor 130 se puede predeterminar o la capa de transferencia de calor 130 puede ser colocable (por ejemplo, móvil, deslizable o asociable de otro modo en diferentes posiciones) a lo largo del eje 102, la forma de las zonas de ablación 150, 160, 170 que se determina por la posición de la capa de transferencia de calor 130. En uso, la capa de transferencia de calor 130 se extiende parcialmente en la zona de ablación en tanto que parte de la capa de transferencia de calor 130 permanece fuera de la zona de ablación. La capa de transferencia de calor 130 se elabora preferentemente de material que tiene tanto alta conductividad térmica como es eléctricamente conductora (aunque la conductividad eléctrica no es un requerimiento). En otras palabras, la capa de transferencia de calor 130 es preferentemente una capa de alta conducción térmica. (Por otra parte, la punta de sonda de ablación 100 es tanto transmisora de microondas como térmicamente no conductora). El material de ejemplo incluye, pero no se limita a, plata (Ag), cobre (Cu), aluminio (Al), titanio (Ti), acero inoxidable (Ss) o cualquier otro material conocido o aún por descubrir que tenga alta conductividad térmica y sea eléctricamente conductor. Por ejemplo, la plata tiene una conductividad más alta que el cobre, el aluminio tiene conductividad alta (pero conductividad más baja que el cobre), el acero inoxidable tiene una conductividad térmica deficiente y el titanio tiene una conductividad térmica más deficiente que el acero inoxidable. Adicionalmente, se pueden usar materiales no metálicos con propiedades de conducción térmica que son de 2 a 12 veces mayores que los metales (tal como diamante, nitruro de boro, grafito pirolítico y grafeno). (El grafeno tiene una tasa de transferencia térmica de hasta 5,000.0 W/mC, en tanto que la plata es 406.0 W/mC). Las diferentes propiedades de conducción térmica de los diferentes materiales permiten la construcción de dispositivos que tienen diferentes propiedades de conducción térmica medibles que se pueden usar para crear una variedad de puntas de sonda de ablación para uso en diferentes aplicaciones. Como se analiza en la sección de control de temperatura de zona de ablación (sección IV), las capas de transferencia de calor 130 preferidas enfrían de manera pasiva la punta de sonda de ablación 100 al reducir al mínimo la producción de energía térmica a lo largo de las porciones de la punta de sonda de ablación 100 sustancialmente adyacentes o cerca de la capa de transferencia de calor 130.

La punta de sonda de ablación por microondas 100 de ejemplo tiene un diseño de punta con una cubierta de punta 132 en el extremo de inserción 104. La cubierta de punta 132 se elabora preferentemente de material o sustrato que tiene tanto alta radiotransparencia (que significa que es altamente radiotransparente o tiene bajas tasas de absorción de radiofrecuencia o microondas) como baja conductividad térmica (que significa que es altamente aislante o tiene bajas tasas de conducción térmica) en tanto que también es eléctricamente no conductora. Los materiales de ejemplo adecuados para este propósito incluyen, pero no se limitan a plásticos tal como polisulfona, polieterimida y polimetalmacrilo, pero también pueden incluir sustratos cerámicos tal como dióxido de circonio y disilicato de litio. Las sondas de ablación con este diseño de punta tienen las propiedades de permitir que la energía de microondas escape preferentemente (alta radiotransparencia), impidiendo que el calor vuelva a la sonda de ablación (baja conductividad térmica) y alto aislamiento eléctrico (baja conductividad eléctrica).

II.B. Zonas de ablación:

Las FIGURAS 8 a 10 muestran los componentes básicos de la punta de sonda de ablación 100 y las FIGURAS 11 a 13 muestran las puntas de sonda de ablación específicas 100a, 100b, 100c que crean las tres zonas de ablación de forma diferente 150, 160, 170.

5 En tanto que la FIGURA 9 muestra tres zonas de ablación diferentes 150, 160, 170, muestra incorrectamente un desplazamiento de abertura individual. Las FIGURAS 11 a 13 muestran correctamente los diferentes desplazamientos de abertura 152, 162, 172 con respecto al conductor exterior anular 116 que serían necesarios para crear las respectivas zonas de ablación 150, 160, 170.

10 De manera similar, la FIGURA 10 muestra un flujo de energía de ejemplo de la punta de sonda de ablación 100a de la FIGURA 11, pero los flujos serían similares para las puntas de sonda de ablación 100b y 100c de las FIGURAS 12 y 13. La FIGURA 10 muestra un flujo de energía de ejemplo de una punta de sonda de ablación 100 de ejemplo que se puede describir en ocho “pasos de flujo” (FS1-FS8). La mayoría de los números de referencia de pasos de flujo apuntan a flechas que muestran la dirección del flujo de energía. Aunque se describen como “pasos” para representar el flujo, en realidad muchos de los pasos se
15 presentan de manera continua y/o simultáneamente. Esta punta de sonda 100 de ejemplo está usando energía de microondas como su medio de ablación 62.

FS1: El medio de ablación 62 proporcionado por la fuente de ablación 60 se inserta o inyecta en la antena coaxial central 110 y se desplaza hacia abajo por la guía de ondas (por ejemplo, la capa aislante dieléctrica 114) entre el conductor interior 112 y el conductor exterior anular 116.

20 FS2: El medio de ablación 62 sale entonces de la abertura anular 120 cerca de la carga de extremo de antena 122. La salida del medio de ablación implica energía que actúa en la región reactiva de campo cercano de la antena con una longitud de antena efectiva de aproximadamente $\lambda/2\pi$ (~0.159 longitud de onda) o menos.

25 FS3: Después, el medio de ablación 62 comienza a radiar hacia fuera como radiación de campo cercano fuera de la abertura anular 120 a través de una cubierta de punta anular 132. La longitud de la abertura anular determina la longitud de antena efectiva y la carga de potencia efectiva (densidad de potencia), con una abertura anular más grande que da por resultado una densidad de potencia efectiva más baja que va al tejido objetivo. Como se expone en la presente, la cubierta de punta anular 132 tiene las propiedades duales de ser altamente radiotransparente a la energía de MW o RF que fluye hacia fuera,
30 en tanto que también es altamente aislante, de tal forma que la punta de sonda de ablación 100 no conduce energía térmica de vuelta conforme el medio de ablación 62 pasa a través de ella.

FS4: Después de viajar a través de la cubierta de punta anular altamente radiotransparente 132, el medio de ablación 62 se absorbe posteriormente en el tejido vivo 91 (que puede ser un brote dental 92 o el tejido circundante) alrededor de la cubierta de punta anular 132 en lo que se convertirá en la zona de calentamiento activo 125, que comienza a calentar rápidamente el tejido 91 conforme la energía de MW o
35 RF se convierte en energía térmica.

FS5: Conforme el tejido 91 alrededor de la cubierta de punta anular 132 incrementa en temperatura suficiente para formar la zona de ablación, la baja conductividad térmica/altas propiedades aislantes de la cubierta de punta anular 132 preferentemente bloquean la energía térmica del tejido de conducirse de

regreso a la estructura de antena de la punta de sonda de ablación 100 y migrar hacia arriba de la antena coaxial central 110 y el conductor exterior anular 116.

5 FS6: Además de las propiedades duales de la cubierta de punta anular 132, el eje 102 de la punta de sonda de ablación 100 también contiene una capa de transferencia de calor anular eléctrica y térmicamente aislada 130 que bloquea la transmisión del medio de ablación 62 hacia arriba del eje 102 en tanto que permite que la energía térmica de la zona de ablación activa se conduzca preferentemente hacia arriba de la capa de transferencia de calor anular 130 desde la zona de ablación de tejido blando 91 que se está calentando.

10 FS7: La capa de transferencia de calor anular 130 se “enfía” al transferir su energía térmica al tejido blando de contacto 91 que no se está calentando directamente por el medio de ablación 62 debido a que la capa de transferencia de calor anular 130 ha bloqueado el medio de ablación 62 para que no migre hacia arriba del eje 102.

15 FS8: El mecanismo de enfriamiento de la capa de transferencia de calor anular 130 por el tejido blando adyacente 91 no solo se presenta a través de su alta masa térmica debido al alto contenido de agua, sino que los tejidos blandos 91 se perfunden al mover la sangre, que significa que el calor se lleva lejos de la capa de transferencia de calor anular 130 y fuera del tejido blando circundante 91.

20 Los desplazamientos de abertura mostrados 152, 162, 172 en las FIGURAS 11 a 13 crean las diferentes formas de zona de ablación 150, 160, 170. Más específicamente, la relación de longitud a ancho (relación de aspecto) de la zona de ablación incrementa con un incremento en el desplazamiento de abertura para adoptar una forma más oblonga. Los desplazamientos de abertura 152, 162, 172 se pueden describir como las distancias (retroceso) entre la abertura anular 120 (y/o el centro de ablación 124) y la capa de transferencia de calor anular 130. Por consistencia, los desplazamientos de abertura 152, 162, 25 172 mostrados y descritos en la presente son la distancia entre el centro de la abertura anular 120 (mostrado como el centro efectivo de ablación 124 y también se puede referir como el “centro de la abertura anular 124”) y el borde anular de la capa de transferencia de calor anular 130 más cercana a la abertura anular 120. Como el centro de ablación 120 es estacionario (no migra) como se analiza en la sección de control de ablación central (sección III), el centro de ablación 124 y el centro de la abertura anular 124 permanecen iguales. Se debe señalar que, aunque las distancias serían diferentes, los desplazamientos de abertura se pueden medir desde puntos de referencia alternativos (por ejemplo, el borde anular del 30 conductor exterior anular 116 más cercano a la abertura anular 120).

35 Los ejemplos de las FIGURAS 11 a 13 se basan en puntas de sonda de ablación de ejemplo con aberturas de 1.0 mm a 1.5 mm. La frecuencia de ejemplo usada fue 12 GHz y la potencia de ejemplo usada fue 6.6 W. (Otras frecuencias, incluida 18 GHz, fueron capaces de producir zonas de ablación conformadas). El intervalo de los desplazamientos de abertura está entre 0.0 mm y 3.0 mm, pero también se ha medido que exceder 10.0 mm. Las mediciones se tomaron a veinte (20) segundos. Cada sonda se ajustó en frecuencia en agua para obtener la lectura de potencia reflejada mínima antes de cada ablación. (La FIGURA 17 muestra los resultados de un experimento de sonda de ejemplo relacionado con la redondez de la ablación de zona en lo que se refiere tanto a la conductividad térmica del conductor exterior anular 116 como al tamaño de abertura efectiva 120).

La FIGURA 11 muestra la zona de ablación 150 con una forma achatada. El desplazamiento de abertura 152 es el más corto de los desplazamientos de abertura 152, 162, 172 y crea la zona de ablación achatada 150. Como ejemplo, para una punta de sonda de campo cercano, el desplazamiento de abertura puede ser menor de 1.0 mm. La zona de ablación 150 tiene una relación de aspecto de ancho/longitud de más de 1.0 (relación de aspecto > 1.0). Las FIGURAS 14A y 15A muestran isotermas de zona de ablación con una forma achatada de ejemplo.

La FIGURA 12 muestra una zona de ablación 160 con una forma esférica. El desplazamiento de abertura 162 tiene una longitud entre el desplazamiento de abertura 152 y el desplazamiento de abertura 172 y crea la zona de ablación esférica 160. Como ejemplo, para una punta de sonda de campo cercano, el desplazamiento de abertura puede ser de aproximadamente 2.0 mm (o al menos entre 1.0 mm y 4.0 mm). La zona de ablación 160 tiene una relación de aspecto de ancho/longitud de 1.0 (relación de aspecto $= 1.0$). Las FIGURAS 14B y 15B muestran isotermas de zona de ablación con una forma esférica de ejemplo.

La FIGURA 13 muestra una zona de ablación 170 con una forma oblonga. El desplazamiento de abertura 172 es el más largo de los desplazamientos de abertura 152, 162, 172 y crea la zona de ablación oblonga 170. Como ejemplo, para una punta de sonda de campo cercano, el desplazamiento de abertura puede ser mayor de 4.0 mm. La zona de ablación 170 tiene una relación de aspecto de ancho/longitud de menos de 1.0 (relación de aspecto < 1.0). Las FIGURAS 14C y 15C muestran isotermas de zona de ablación con una forma oblonga de ejemplo.

Como se analizará en la sección de calibración y en conjunto con el volumen de ablación guiado por CT y/o control de diámetro (sección V.), se puede calibrar la conformación de zona de ablación. Además, no hay tecnología competitiva conocida que tenga esta capacidad única de conformar la zona de ablación en una forma achatada, esférica u oblonga fija con una relación de aspecto de ancho/longitud fija en todo momento de un procedimiento de ablación y por lo tanto, ninguna otra tecnología de ablación médica tiene este grado de capacidad de conformación de zona de ablación.

III. Control de centro de ablación

Se encontró que las tecnologías de ablación por microondas (MWA) y ablación por radiofrecuencia (RFA) médica convencional fueron subóptimas para la ablación de brotes dentales por varias razones. Los sistemas de ablación médica se revisaron y rechazaron debido a que demostraron “migración” sustancial de la zona de ablación hacia arriba de los ejes de las sondas de ablación durante el procedimiento, dando por resultado de este modo una zona asimétrica de ablación con respecto al centro de ablación. El margen exterior de la zona de ablación de tejido blando migra asimétricamente hacia arriba del eje de punta de sonda conforme la sonda de ablación se calienta. Esto significa que el centro efectivo de ablación migra hacia arriba del eje de punta conforme la sonda de ablación se calienta durante el ciclo de tratamiento. Esta migración de zona de ablación asimétrica hace que la predeterminación o planificación de un procedimiento de ablación médica sea extremadamente difícil para el operador y representa un riesgo significativo de dañar el tejido fuera de la zona de ablación planificada.

Como se expone, el centro de ablación 124 se coloca de manera central dentro del conductor interior 112 y se rodea de manera anular por la abertura anular 120. El centro de ablación 124 es también

el centro efectivo de las zonas de ablación 150, 160, 170. El centro de ablación 124 también se puede referir como el “centro de la abertura anular 124”. La tecnología de ablación descrita en la presente se ha diseñado para eliminar la migración asimétrica de la zona de ablación hacia arriba del eje de punta de sonda de ablación durante el procedimiento de ablación. Eliminar la migración se puede considerar como “fijar” el centro de ablación 124 en su lugar en relación con el centro de abertura anular 120 y/o la punta de sonda de ablación 100. En otras palabras, las puntas de sonda de ablación 100 preferidas descritas en la presente tienen zonas de ablación “estacionarias” (que se pueden referir como “fijas”) 150, 160, 170 ya que permanecen centradas en la abertura anular 120 y el centro de ablación 124. Esto se muestra en la FIGURA 19. Los márgenes exteriores de las zonas de ablación 150, 160, 170 no migran de manera asimétrica hacia arriba (hacia la pieza de mano 52) del eje de punta de sonda 102 conforme la punta de sonda de ablación 100 se calienta. Además, el centro efectivo de ablación 124 dentro del centro del tejido no migra hacia arriba (hacia la pieza de mano 52) del eje de punta de sonda 102 conforme la ablación 100 se calienta.

La capa de transferencia de calor exterior anular 130 de la punta de sonda de ablación en combinación con el uso de una antena de campo cercano mantiene estacionario el centro de la zona de ablación conforme la zona de ablación se agranda simétricamente hacia fuera, como se muestra en la FIGURA 19. Como se analiza en relación con LA FIGURA 10 (FS6), la capa de transferencia de calor exterior anular 130 tiene propiedades duales: (1) bloquea la transmisión del medio de ablación 62 para que no migre hacia arriba del eje 102 y (2) simultáneamente permite que la energía térmica de la zona de ablación activa se conduzca preferentemente hacia arriba de la capa de transferencia de calor anular 130 desde la zona de ablación de tejido blando 91 que se está calentando.

Una vez que la punta de sonda de ablación 100 se coloca dentro del tejido objetivo 92, el procedimiento de ablación se activa por el operador a través del uso de la fuente de ablación 60. El medio de ablación 62 fluye a través del sistema de sonda de ablación 50 e irradia hacia fuera desde el centro de ablación 124. La energía/calor que irradia hacia fuera desde el centro de ablación 124 forma las zonas de ablación 150, 160, 170. En tanto que la energía se irradia hacia fuera desde el centro, el centro de ablación 124 y las zonas de ablación 150, 160, 170 permanecen estacionarias en relación con el centro de ablación 124 ya que las zonas de ablación 150, 160, 170 permanecen centradas alrededor del centro de ablación 124 y los márgenes exteriores de las zonas de ablación 150, 160, 170 no migran hacia arriba del eje de punta de sonda 102 conforme la punta de sonda de ablación 100 se calienta. En cambio, las propiedades de la antena de campo cercano 110 (la antena coaxial central 110) y/o las propiedades de la capa de transferencia de calor exterior anular 130 evitan la migración hacia arriba (lejos del extremo de inserción 104) en relación con el eje 102. Esto es cierto independientemente de si la forma de la zona de ablación es achatada, esférica u oblonga.

No hay tecnología competitiva conocida que tenga esta capacidad única de mantener el centro de la zona de ablación en una posición fija en todo momento de un procedimiento de ablación y por lo tanto, ninguna otra tecnología de ablación médica tiene este grado de capacidad de centrado.

IV. Control de temperatura de zona de ablación

Otro aspecto del proceso de ablación de brotes dentales es el control de temperatura de zona de

ablación. La temperatura pico se limita en todo momento del procedimiento a fin de evitar la carbonización de tejido. En otras palabras, la temperatura de la porción de la punta de sonda de ablación que se inserta en el tejido necesita estar por debajo de una temperatura específica para evitar que aniquile el tejido. Por ejemplo, se entiende ampliamente en la industria de ablación médica que una vez que la temperatura de una superficie se eleva por arriba de sesenta grados Celsius (60°C) incluso durante un corto período de tiempo, el calor aniquilará cualquier tejido que entre en contacto con esa superficie. Se puede ver una comparación entre el tejido sobrecalentado y el tejido calentado de manera apropiada al comparar las FIGURAS 20A y 20B.

La FIGURA 20A muestra tejido sobrecalentado que se puede ver como vapor generado (mostrado como el anillo interior ondulado) en la región central en la zona de calentamiento activo 125 alrededor de la punta de sonda de ablación. Esto se presentaría cuando la temperatura pico exceda cien grados Celsius (100°C). La generación de vapor deshidrata el tejido, que puede conducir a la carbonización de tejido y cicatrización anormal que incluye formación de fibrosis residuales. En otras palabras, la falla de control de la temperatura pico puede dar por resultado una cicatrización impredecible que puede conducir a fibrosis. Cuando se presenta la formación de fibrosis, entonces es posible que el tejido blando no cicatrice normalmente y puede dar por resultado defectos permanentes de tejido.

La FIGURA 20B muestra tejido calentado adecuadamente en el cual un proceso de ablación controlado por capacitancia térmica no excede noventa grados Celsius (90°C) para evitar carbonización. Hay poco potencial para la deshidratación del tejido durante la ablación o cicatrización postoperatoria anormal con formación de fibrosis detectables de manera radiográfica cuando las temperaturas pico no exceden cien grados Celsius (100°C). Con base en múltiples estudios de animales, cuando las temperaturas pico se limitan a noventa grados Celsius (90°C), los rellenos óseos en un corto período de tiempo sin fibrosis y los brotes dentales ya no son detectables en rayos X en solo cuatro (4) semanas. Por lo tanto, mantener las temperaturas pico a noventa grados Celsius (90°C) o menos es altamente deseable para la ablación de brotes dentales, pero también es deseable para otros tipos de tejido objetivo donde la fibrosis no es un resultado deseado.

Hay dos tipos principales de control de temperatura que se pueden usar en el sistema de sonda de ablación: Enfriamiento "pasivo" y enfriamiento "activo". La temperatura también se afecta por el control de carga de potencia como se analiza en la sección de carga de potencia (sección VI). La capacitancia térmica que se puede agregar a las capas de transferencia de calor 130 puede ser ya sea pasiva ("enfriamiento rápido de tejido" o "enfriamiento rápido térmico") o a través de la capacitancia térmica activa. La capacitancia térmica activa puede estar en la forma de un fluido de enfriamiento (por ejemplo, un líquido tal como agua o un gas tal como aire) que se fuerza (se hace circular) a través de la punta de sonda de ablación (por ejemplo, a través de la capa de transferencia de calor 130).

IV.A. Enfriamiento pasivo:

Las puntas de sonda de ablación 100 preferidas (incluidos los ejes de punta de sonda 102) descritas en la presente incluyen enfriamiento pasivo (control de temperatura de zona de ablación pasiva). Para enfriamiento pasivo, las capas de transferencia de calor 130 enfrían de manera pasiva las puntas de sonda de ablación 100 al reducir al mínimo la producción de energía térmica a lo largo de las porciones de

las puntas de sonda de ablación 100 sustancialmente adyacentes o cerca de las capas de transferencia de calor 130. El enfriamiento pasivo de las puntas de sonda de ablación 100 preferidas, por lo tanto, mantiene los ejes de punta de sonda 102 relativamente fríos.

Las puntas de sonda de ablación 100 descritas en la presente usan preferentemente las propiedades térmicas del tejido vivo adyacente 91 (la masa térmica específica del tejido blando 91 y la perfusión de sangre activa del tejido blando 91) para enfriar la punta de sonda de ablación 100 y ayudar a dar forma a las zonas de ablación 150, 160, 170. Esta característica se puede referir como “enfriamiento rápido de tejido”. El enfriamiento rápido de tejido se muestra en la FIGURA 10 (pasos de flujo FS7 y FS8) que se analiza en la presente.

En la alternativa a o en combinación con el uso de enfriamiento rápido de tejido para enfriamiento pasivo, se puede usar “enfriamiento rápido térmico” para enfriamiento pasivo. El enfriamiento rápido térmico se puede lograr de manera pasiva al agregar capacitancia térmica adicional a la capa de transferencia de calor 130. Las formas de ejemplo de agregar capacitancia térmica se muestran en las FIGURAS 26A a 26D como la adición de al menos un condensador térmico (referido y descrito en general como un depósito térmico (TR) 134 que rodea al menos parcialmente de manera anular la capa de transferencia de calor 130 de una punta de sonda de ablación tal como una de las puntas de sonda de ablación 100 descritas en la presente). El depósito térmico 134 se muestra en la FIGURA 26A como depósito térmico 134a, en la FIGURA 26B como depósito térmico 134b, y en la FIGURA 26C como depósito térmico 134c. La FIGURA 26D muestra una sección transversal tomada a lo largo del tramo longitudinal de una punta de sonda de ablación 100 que tiene un depósito térmico 134. Aunque se muestra como un depósito térmico sólido 134a, con algunas modificaciones (por ejemplo, para un depósito térmico fluido 134b, la sección transversal puede distinguir la tubería 135a del fluido en la misma), esta puede ser una sección transversal de otros tipos de puntas de sonda de ablación divulgadas en la presente. Se necesitarían otros cambios en la sección transversal con base en otras modificaciones/variaciones (por ejemplo, si se omitiera la capa anular de aislamiento opcional 118) descritas en la presente. Aunque la capa de transferencia de calor 130 todavía funciona como una bomba de calor (es decir, al extraer calor de la zona de tejido blando al permitir que la energía térmica de la zona de ablación activa se conduzca preferentemente hacia arriba de la capa de transferencia de calor anular 130), el depósito térmico 134 ayuda a enfriar la capa de transferencia de calor 130 al transferir el calor de la capa de transferencia de calor 130 al depósito térmico 134. En otras palabras, el depósito térmico 134 absorbe calor de la capa de transferencia de calor 130. La transferencia de calor al depósito térmico 134 enfría la capa de transferencia de calor 130 que entonces mantiene un gradiente de alta temperatura que facilita altos niveles continuos de transferencia de calor puesto que no se puede presentar transferencia de calor si no hay gradiente de temperatura.

Las FIGURAS 26A a 26C muestran depósitos térmicos de ejemplo 134a-134c aplicados a puntas de sonda de ablación de ejemplo que tienen una capa de transferencia de calor 130.

La FIGURA 26A muestra un depósito térmico sólido 134a (por ejemplo, un depósito térmico de aluminio (Al) o plata (Ag)) implementado como un cilindro con un diámetro interior (ID) de 2.1 mm que rodea de manera anular la capa de transferencia de calor 130 de modo que la capa de transferencia de calor 130 y el depósito térmico 134a se conectan térmicamente. (El cilindro se puede construir de muchas maneras

que incluyen, pero no se limitan a, al perforar una pieza en bruto de material, al aplicar un revestimiento espeso de material, al envolver una lámina de material, al formar la capa de transferencia de calor 130 y el depósito térmico 134 como una pieza individual ya sea por impresión 3D aditiva o mecanizado sustractivo, o al usar cualquier método conocido o aún por descubrir para crear de manera efectiva un cilindro). Entre el ID del depósito térmico cilíndrico de aluminio (o plata) 134a y el diámetro exterior (OD) de la capa de transferencia de calor 130 puede haber una grasa de transferencia de calor (por ejemplo, una grasa térmica de alta eficiencia tal como GENNEL G107 con conductividad térmica o adhesivo epoxi térmicamente conductor tal como 3M TC-2810) para acoplar de manera efectiva el depósito térmico 134 a la capa de transferencia de calor 130. El depósito térmico 134a mostrado se coloca sobre la capa de transferencia de calor 130 a 20.0 mm del centro de ablación 124.

La FIGURA 26B muestra un depósito térmico 134b implementado como una tubería o tubo de cobre (Cu) 135a con un diámetro interior (ID) de 4.5 mm lleno de agua y tapado en ambos extremos (tapas de extremo 135b) para mantener el agua contenida dentro de la tubería 135a. Esto también se puede referir como un depósito térmico de H₂O 134b. El agua se puede congelar (hielo o agua sólida) para incrementar aún más su capacitancia térmica, puesto que no hay cambio de temperatura a cero grados Celsius (0°C) conforme el agua pasa de un estado congelado a un estado líquido y absorbe el calor latente de la energía de fusión para hacer este cambio de fase. El depósito térmico 134b mostrado se coloca sobre la capa de transferencia de calor 130 a 20.0 mm del centro de ablación 124.

La FIGURA 26C muestra un depósito térmico 134c que forma al menos parte de la pieza de mano y rodea al menos parte de la capa de transferencia de calor 130 para formar una punta de sonda de ablación con una pieza de mano integrada y un montaje de depósito térmico (referido como un montaje integrado). La pieza de mano de depósito térmico 134c hace contacto íntimo con la capa de transferencia de calor 130 y puede proporcionar suficiente capacidad de transferencia térmica para enfriar la punta de sonda. Un primer montaje integrado preferido es una pieza de mano de depósito térmico de metal que se construye de metal. Los metales que se pueden usar incluyen plata, puesto que tiene una alta tasa de conductividad térmica de 420.0 W/mC o aluminio con una tasa de conductividad moderada de 205.0 W/mC. Un segundo montaje integrado preferido es una pieza de mano de depósito térmico mezclado que se construye a partir de una mezcla de compuestos de transferencia térmica (por ejemplo, cargas térmicas de nitruro de boro) y plásticos (mezcla de plástico/nitruro de boro) que se moldea por inyección en la forma de la pieza de mano sobre la capa de transferencia de calor 130 de tal forma que la pieza de mano de mezcla de plástico/nitruro de boro actúa como el depósito térmico 134c. Un tercer montaje integrado preferido es una pieza de mano de depósito térmico de superconductor que se construye a partir de un superconductor (por ejemplo un superconductor de no metálico) que tiene una tasa de conductividad térmica que es mayor de 420.0 W/mC (la tasa de conductividad térmica de plata). El depósito térmico 134c mostrado se coloca sobre la capa de transferencia de calor 130 a 20.0 mm del centro de ablación 124.

Como se analizará, hay varios mecanismos de control de capacitancia térmica (que se pueden referir como medio para controlar la conductividad térmica) que se pueden usar para manipular la capacitancia térmica y el gradiente de temperatura. Por ejemplo, la colocación del depósito térmico 134 hacia el extremo de inserción 104 de la punta de sonda de ablación incrementa la capacidad de

transferencia térmica (con un gradiente de temperatura incrementado). Otro ejemplo es que el alargamiento de la capa de transferencia de calor 130 incrementa la capacitancia, aunque el gradiente de temperatura (con tasa de transferencia térmica reducida) es menor que el gradiente de temperatura creado al colocar el depósito térmico 134 más cerca del extremo de inserción 104 de la punta de sonda de ablación. Se pueden usar mecanismos de control de capacitancia térmica de ejemplo para ajustar y/u optimizar las propiedades térmicas para una punta de sonda de ablación particular y/o su uso propuesto. Lo siguiente es una lista parcial de estos mecanismos de control de capacitancia térmica:

la temperatura (por ejemplo, temperatura inicial) del depósito térmico 134;

la ubicación del depósito térmico 134;

10 la masa/dimensión/volumen (incluida la longitud y el área de sección transversal) del depósito térmico 134;

El material (que tiene una capacitancia térmica) a partir del cual se construye el depósito térmico 134 (preferentemente teniendo en consideración la tasa de conductividad térmica);

15 la masa/dimensión/volumen (incluida la longitud y el área de sección transversal) de la capa de transferencia de calor 130 (para determinar la capacidad total de transferencia de calor);

el material a partir del cual se construye la capa de transferencia de calor 130 (preferentemente teniendo en consideración la tasa de conductividad térmica);

la potencia (por ejemplo, frecuencia de fuente) y/o energía aplicada a la punta de sonda de ablación; y

20 duración (tiempo) del ciclo de ablación.

El uso de estos mecanismos de control de capacitancia térmica y transferencia de calor significa que una punta de sonda de ablación con un depósito térmico 134 puede tener una temperatura máxima predeterminada (la temperatura más caliente a la cual se expondrá el tejido adyacente a la punta de sonda de ablación) en tanto que se administran dosis de energía predeterminadas. Además, al controlar (incluido
 25 ajustar, determinar, configurar y seleccionar mecanismos de control tal como la masa/dimensión/volumen y materiales así como al usar mecanismos de control variables tal como temperatura, potencia y duración) estos mecanismos de control de capacitancia térmica, la punta de sonda de ablación se puede optimizar para propósitos particulares. Estos mecanismos de control de capacitancia térmica se pueden usar solos (ajustando solo un mecanismo de control de capacitancia térmica) o conjuntamente (ajustando múltiples
 30 mecanismos de control de capacitancia térmica). Los siguientes párrafos examinarán el efecto de ajustar los mecanismos de control de capacitancia térmica individualmente.

Una temperatura óptima y/o un intervalo de temperatura óptimo es la temperatura o intervalo de temperaturas de la capa de transferencia de calor 130 que es capaz de extirpar el tejido objetivo en tanto que mitiga el daño a tejidos colaterales inmediatamente adyacentes (no objetivo). La temperatura óptima
 35 de la capa de transferencia de calor 130 que hace contacto con el tejido se puede predeterminar (ajustarse a un nivel deseado o temperatura predeterminada) y entonces mantenerse a o por debajo de ese nivel (temperatura) usando mecanismos de control de capacitancia térmica tal como aquellos descritos en la presente. De manera alternativa, el intervalo de temperatura óptimo de la capa de transferencia de calor 130 que hace contacto con el tejido se puede predeterminar (ajustarse dentro de un nivel deseado o

intervalo de temperatura predeterminado) y entonces mantenerse dentro de ese intervalo de nivel (temperatura) usando mecanismos de control de capacitancia térmica tal como aquellos descritos en la presente. La temperatura óptima y/o el intervalo de temperatura óptimo se determinan con base en factores que incluyen el diseño de punta de sonda de ablación, la frecuencia de fuente de potencia y dosis de energía total, la sensibilidad del tejido objetivo al calor y otros factores. Por ejemplo, es posible predeterminar una temperatura óptima por debajo de sesenta grados Celsius (60°C) para la temperatura de la superficie de la capa de transferencia de calor 130 que hará contacto con el tejido para evitar que el calor aniquile el tejido que entra en contacto con esa superficie. La FIGURA 30A muestra el tejido que se aniquiló a lo largo de la capa de transferencia de calor 130. Esto se puede comparar con la fotografía de la FIGURA 30B en la cual el tejido a lo largo de la ruta de inserción no se aniquiló debido a que la capa de transferencia de calor de punta de sonda de ablación 130 se mantiene a una temperatura por debajo de cuarenta y cinco grados Celsius (45°C), que es suficientemente baja para evitar el daño al tejido incluso durante tiempos de ablación prolongados.

Si la temperatura predeterminada óptima de la capa de transferencia de calor 130 va a ser la temperatura ambiente (veintitrés grados Celsius (23°C)), algunos o todos los mecanismos de control de capacitancia térmica se pueden ajustar (por ejemplo, disminuyendo la temperatura inicial del depósito térmico 134 y/o incrementando el tamaño (dimensiones) del depósito térmico 134). La temperatura predeterminada de la capa de transferencia de calor 130 se puede reducir a cinco grados Celsius (5°C) o menos. Observando la FIGURA 28A, la punta de sonda de ablación con una capa de transferencia de calor 130 de 20.0 mm y sin depósito térmico 134 supera cien grados Celsius (100°C) en aproximadamente veinticinco (25) segundos. (El uso de una punta de sonda de ablación que exceda cien grados Celsius (100°C) daría como resultado daño de tejido como se muestra en la FIGURA 30A). Simplemente alargar el depósito térmico 134 a 125.0 mm disminuye drásticamente la temperatura de eje (no excede setenta grados Celsius (70°C) durante el ciclo de 40 segundos), pero excede sesenta grados Celsius (60°C) al final del ciclo debido a la mayor longitud y mayor capacidad de calor y menor gradiente de temperatura a través del cual se debe bombear el calor. Cuando se agrega capacitancia térmica adicional más cerca de la punta (en la forma de depósito térmico 134), la temperatura no excede de cuarenta y cinco grados Celsius (45°C) (que nunca aniquila el tejido) a lo largo de todo el ciclo. (El uso de una punta de sonda de ablación que no exceda cuarenta y cinco grados Celsius (45°C) no daría por resultado daño de tejido para la mayoría de los tipos de tejido a lo largo de la ruta de inserción como se muestra en la FIGURA 30B).

La temperatura (por ejemplo, la temperatura inicial) del depósito térmico 134 afecta a la capacitancia térmica. La temperatura del depósito térmico 134 es un mecanismo de control de capacitancia térmica que se puede controlar al establecer o seleccionar la temperatura inicial (por ejemplo, por enfriamiento) del depósito térmico 134 y/o al ajustar la temperatura si el depósito térmico es ajustable en temperatura (por ejemplo, usando enfriamiento activo). La disminución de la temperatura del depósito térmico 134 incrementa el diferencial de temperatura (la diferencia de temperatura entre el depósito térmico 134 y la capa de transferencia de calor 130) de modo que la capa de transferencia de calor 130 (derivación de enfriamiento) no tiene que “bombear” (o transferir) el calor tan lejos o de modo que se puede transferir más calor en un período de tiempo más corto. (Tiene que haber un diferencial de temperatura neto para

que el calor fluya. Si no hay gradiente de temperatura o un diferencial de temperatura cero, hay cero bombeo de calor y el calor no fluiría). Cuanto mayor sea el diferencial de temperatura, más calor se puede transferir y absorber por el depósito térmico 134. La temperatura del depósito térmico 134 se puede ajustar para incrementar la capacitancia térmica del depósito térmico, por ejemplo, al sumergir el depósito térmico 134 en agua fría, al refrigerar el depósito térmico 134, al forzar fluidos de enfriamiento (circulantes) o gases de enfriamiento a través del depósito térmico 134, o cualquier otro medio conocido o aún por descubrir para enfriar el depósito térmico 134.

La ubicación del depósito térmico 134 afecta al diferencial de temperatura que, a su vez, afecta a la capacidad de transferencia térmica de la capa de transferencia de calor 130. La ubicación del depósito térmico 134 es un mecanismo de control de capacitancia térmica que se puede controlar al seleccionar la colocación del depósito térmico 134 y/o al ajustar la colocación si el depósito térmico es un depósito térmico móvil que se puede deslizar hacia arriba y hacia abajo del eje. Más específicamente, el movimiento del depósito térmico 134 hacia el extremo de inserción 104 incrementa la diferencia de temperatura. (Por el contrario, mover el depósito térmico 134 lejos del extremo de inserción 104 disminuye el diferencial de temperatura). El incremento del diferencial de temperatura significa de manera efectiva que la capa de transferencia de calor 130 (derivación de enfriamiento) puede bombear más calor debido a que no tiene que mover el calor a través de un gradiente de temperatura reducido. Eso significa que cuanto más cerca se mueva el depósito térmico 134 hacia el extremo de inserción 104, mayor será el diferencial de temperatura, dando por resultado mayores tasas de transferencia térmica. Como se señaló anteriormente, cuanto mayor sea el diferencial de temperatura, más calor se puede absorber por el depósito térmico 134.

El ajuste de la masa/dimensiones/volumen del depósito térmico 134 afecta a la capacitancia térmica total. La masa/dimensiones/volumen del depósito térmico 134 es un mecanismo de control de capacitancia térmica que se puede controlar al establecer o seleccionar la masa/dimensiones/volumen del depósito térmico 134 durante la fabricación y/o cuando el usuario selecciona la punta de sonda de ablación. Por ejemplo, el incremento del área de sección transversal, diámetro y/o longitud del depósito térmico 134 incrementa la cantidad de calor que se bombea hacia arriba de la capa de transferencia de calor 130 (derivación de enfriamiento) debido a que se puede mantener un mayor diferencial de temperatura. El depósito térmico 134 actúa como un condensador térmico que tiene capacitancia térmica creciente conforme se incrementa la masa/dimensiones/volumen.

El material a partir del cual se construye el depósito térmico 134 afecta a su capacitancia térmica. El material del depósito térmico 134 es un mecanismo de control de capacitancia térmica que se puede controlar al establecer o seleccionar el material a partir del cual se construye el depósito térmico 134 durante la fabricación y/o cuando el usuario selecciona la punta de sonda de ablación. Por ejemplo, el uso de materiales de mayor capacidad de transferencia térmica para construir el depósito térmico 134 incrementa la cantidad de calor que se bombea hacia arriba de la capa de transferencia de calor 130 (derivación de enfriamiento) debido a que se puede mantener un mayor diferencial de temperatura. Un depósito térmico 134 se puede definir por la capacidad de calor específica del material de depósito térmico en combinación con la velocidad de conducción térmica del material de depósito térmico. Un depósito térmico 134 puede incluir fluidos (por ejemplo, un líquido tal como agua o un gas tal como aire) o sólidos

(por ejemplo, hielo o aluminio). Por ejemplo, el aire (un gas) casi no tiene capacitancia térmica y es un buen aislante si no se mueve. Otro ejemplo es agua (un líquido) que tiene una capacitancia térmica muy alta. El aluminio tiene una baja capacitancia térmica en comparación con la plata (es decir, se calienta más rápido), pero conduce el calor más rápido que el agua (a menos que el agua se fuerce (se haga circular) a través de la punta de sonda de ablación). Además de aire, agua y aluminio, los depósitos térmicos 134 se pueden elaborar de o incluir materiales conductores que tienen buena capacidad de transferencia térmica que incluyen, pero no se limitan a, plata, cobre, diamante, materiales superconductores (por ejemplo, nitruro de boro, grafeno, nanotubos de grafeno y grafito pirolítico), y combinaciones de materiales tal como agua, aluminio, cobre y plata. El uso de materiales superconductores no metálicos tiene ventajas que incluyen, pero no se limitan a: (a) las puntas de sonda de ablación pueden tener un diámetro más pequeño en tanto que conducen la misma cantidad de calor, (b) se pueden usar potencias de ablación más altas debido a que conducen más calor a lo largo de la capa de transferencia de calor 130 (derivación de enfriamiento) sin dañar los tejidos no objetivo, y/o (c) se pueden usar temperaturas más bajas para proteger los tejidos que entran en contacto con la punta de sonda de ablación fuera de la zona de ablación dirigida. Los dos o más materiales mencionados anteriormente se pueden combinar para crear un depósito térmico de combinación.

El ajuste de la masa/dimensión/volumen de la capa de transferencia de calor 130 afecta la capacidad de transferencia térmica de una punta de sonda de ablación. La masa/dimensiones/volumen de la capa de transferencia de calor 130 es un mecanismo de control de capacitancia térmica que se puede controlar al establecer o seleccionar la masa/dimensiones/volumen de la capa de transferencia de calor 130 durante la fabricación y/o cuando el usuario selecciona la punta de sonda de ablación. Por ejemplo, una capa de transferencia de calor 130 más corta (por ejemplo, una capa de transferencia de calor 130 de 20.0 mm) tiene poca o ninguna capacitancia térmica efectiva de modo que la punta de sonda de ablación se calienta rápidamente y permanece caliente. Por otro lado, una capa de transferencia de calor 130 más larga (por ejemplo, una capa de transferencia de calor 130 de 125.0 mm) tiene más capacitancia térmica y por lo tanto, mantiene la capa de transferencia de calor 130 más fría que la capa de transferencia de calor más corta 130. Otro ejemplo es que el ajuste del área de sección transversal de la capa de transferencia de calor 130 puede afectar a la capacidad de transferencia térmica de una punta de sonda de ablación. Un área de sección transversal más pequeña restringe la capacidad de transferencia térmica de la capa de transferencia de calor 130 de modo que la punta de sonda de ablación se calienta rápidamente y permanece caliente. Por otro lado, un área de sección transversal incrementada de la capa de transferencia de calor 130 (por ejemplo, una capa de transferencia de calor de 125.0 mm 130) tiene más capacidad de transferencia térmica y por lo tanto, bombea más calor a lo largo de la capa de transferencia de calor 130 debido al gradiente de temperatura incrementado y mantiene la punta de la sonda de ablación más fría que una capa de transferencia de calor de área de sección transversal más pequeña 130.

El material a partir del cual se construye la capa 130 de transferencia de calor afecta a su capacitancia térmica. El material de la capa de transferencia de calor 130 es un mecanismo de control de capacitancia térmica que se puede controlar al establecer o seleccionar el material a partir del cual se construye la capa de transferencia de calor 130 durante la fabricación y/o cuando el usuario selecciona la punta de sonda de

ablación. Esto es similar a la descripción en la presente del material del depósito térmico 134.

El ajuste de la potencia y energía de la energía de ablación afecta la cantidad de calor que se aplica al tejido objetivo. La potencia aplicada a la punta de sonda de ablación es un mecanismo de control de capacitancia térmica que se puede controlar al seleccionar, establecer o ajustar la potencia (frecuencia de fuente) aplicada a la punta de sonda de ablación. El tipo de potencia/energía (medio de ablación) que se aplica (por ejemplo, microondas o radiofrecuencia) se puede establecer durante la fabricación de la punta de sonda de ablación y/o cuando se selecciona la punta de sonda de ablación. La cantidad de potencia/energía (el medio de ablación que se puede medir, por ejemplo, en vatios (W) o julios (J)) suministrada se puede establecer y ajustar (incrementar o disminuir) usando la fuente de ablación 60. Cuanta más potencia se aplica, más caliente se vuelve la capa de transferencia de calor 130 para un ciclo de tiempo de ablación dado. Cuando los otros mecanismos de control de capacitancia térmica no se optimizan para prevenir el daño de tejido, entonces la cantidad de energía y/o el nivel de potencia se pueden limitar para prevenir el daño de tejido no deseado.

El ajuste de la duración (tiempo) del ciclo de ablación afecta la cantidad de calor que se aplica al tejido objetivo. La duración (tiempo) es un mecanismo de control de capacitancia térmica que se puede controlar al establecer y/o ajustar la duración (tiempo) durante la cual se aplica el medio de ablación a la punta de sonda de ablación. El incremento de la duración (tiempo) incrementa la cantidad de calor aplicado al tejido objetivo. En otras palabras, cuanto más larga es la duración de la ablación, más caliente se vuelve la capa de transferencia de calor 130 con una cantidad dada de potencia. La disminución de la duración (tiempo) disminuye la cantidad de calor aplicado al tejido objetivo. En otras palabras, cuanto más corta sea la duración de la ablación, menos tiempo tendrá que calentarse la capa de transferencia de calor 130 con una cantidad dada de potencia. Cuando los otros mecanismos de control de capacitancia térmica no se optimizan para prevenir el daño de tejido, entonces la cantidad de tiempo se puede limitar para prevenir el daño de tejido no deseado.

Para probar la efectividad del enfriamiento rápido térmico de la capa de transferencia de calor 130, se realizaron experimentos. En uno de estos experimentos, las puntas de sonda de ablación probadas tuvieron las siguientes propiedades: una capa de transferencia de calor de plata de 2.0 mm de diámetro x 125.0 mm de longitud o derivación de enfriamiento (por ejemplo, capa de transferencia de calor anular 130), un desplazamiento de abertura de 0.5 mm y un depósito térmico 134 de 60.0 mm adicional, el extremo de lo cual se colocó a 20.0 mm del extremo de la punta de sonda de ablación (por ejemplo, el extremo de inserción 104). El experimento incluyó pruebas separadas usando tres depósitos térmicos diferentes: un depósito térmico de agua 134 (construido de manera similar al depósito térmico de fluido 134b de la FIGURA 26B), un depósito térmico de aluminio (Al) 134 (construido de manera similar al depósito térmico sólido 134a de la FIGURA 26A) y un depósito térmico de plata (Ag) 134 (construido de manera similar al depósito térmico sólido 134a de la FIGURA 26A). Cada uno de estos depósitos térmicos tuvo una longitud de 60.0 mm con un diámetro de 6.4 mm. Para propósitos experimentales, todos los depósitos térmicos 134 se colocaron sobre la capa de transferencia de calor 130 en la misma posición con respecto al extremo de inserción 104, que estuvo a 20.0 mm del centro de ablación 124.

La FIGURA 27 muestra el equipo (equipo de cámara 140) usado para obtener resultados

experimentales que pueden incluir, por ejemplo, una cámara IR (por ejemplo, una FLIR^{MR} Modelo ETS320) que se puede montar en su lado, una fuente de potencia (en este caso, un generador de 12.0 GHz con salida ajustable hasta 7.5 vatios en la punta de sonda de ablación) y puntas de sonda de ablación modificadas (por ejemplo, puntas de sonda de ablación con los depósitos térmicos como se describe en la presente). Las puntas de sonda de ablación modificadas usadas durante los experimentos fueron aquellas mostradas en las FIGURAS 26A a 26C y también descritas en la presente. Las puntas de sonda de ablación no modificadas también se usaron como controles.

Durante cada prueba, la punta de sonda de ablación 100 se insertó verticalmente hacia abajo en una esponja cosmética 138 saturada con agua a treinta y siete grados Celsius (37°C) hasta una profundidad de 10.0 mm (mostrada como profundidad de inserción de sonda 136). La cámara IR lee la temperatura superficial de la capa de transferencia de calor 130 a aproximadamente 15.0 mm del extremo de inserción 104 de la punta de sonda de ablación que es la mitad de la capa de transferencia de calor expuesta 130 entre la esponja empapada en agua 138 y el inicio del depósito térmico 134. En uso práctico, la profundidad de inserción de sonda 136 puede estar en puntos alternativos entre el extremo de inserción 104 y el depósito térmico 134. Una vez que la punta de sonda de ablación 100 se inserta de manera apropiada, se puede iniciar el ciclo de ablación. Para propósitos experimentales, el generador de microondas suministró ciclos de ablación por microondas de cuarenta (40) segundos a 12.0 GHz con la potencia ajustada a 5.5 vatios en la punta de sonda de ablación 100. El equipo de cámara 140 se usó para registrar las temperaturas del eje a 15.0 mm de la punta (es decir, a medio camino entre la esponja empapada en agua 138 y el inicio del depósito térmico 134) y las temperaturas del depósito térmico 134 durante el ciclo de ablación. Las pruebas se llevaron a cabo a temperatura ambiente. El software de registro de equipo de cámara 140 (software de registro IR de FLIR^{MR} Tools) se activó al inicio de cada ciclo de ablación de 40 segundos y se dejó registrar durante cincuenta (50) segundos.

La siguiente tabla (que se puede usar en conjunto con las gráficas de las FIGURAS 28A a 28B y la tabla de las FIGURAS 29A a 29C) documenta la secuencia de algunas de las pruebas y la punta de sonda de ablación con una configuración de depósito térmico 134:

Ejecuciones No.	Descripción de la punta de sonda de ablación y depósito térmico
1 y 6	- 23°C (ejecución No. 1) y 2°C (ejecución No. 6 - no se realiza debido a que no hay un depósito térmico que pueda tener una temperatura más baja) - Capa de transferencia de calor de plata de 20.0 mm de largo - Sin depósito térmico
2 y 7	- 23°C (ejecución No. 2) y 2°C (ejecución No. 7 - no se realiza debido a que no hay un depósito térmico que pueda tener una temperatura más baja) - Capa de transferencia de calor de plata de 125.0 mm de largo - Sin depósito térmico
3 y 8	- 23°C (ejecución No. 3) y 2°C (ejecución No. 8) - Capa de transferencia de calor de plata de 125.0 mm de largo - Depósito térmico - 60.0 mm de largo con tubo de cobre OD de 6.34 mm con 4.5 mm de ID lleno con agua
4 y 9	- 23°C (ejecución No. 4) y 2°C (ejecución No. 9) - Capa de transferencia de calor de plata de 125.0 mm de largo - Depósito térmico de aluminio - 60.0 mm de largo con 6.4 mm OD y 2.1 mm ID
5 y 10	- 23°C (ejecución No. 5) y 2°C (ejecución No. 10) - Capa de transferencia de calor de plata de 125.0 mm de largo - Depósito térmico de plata - 60.0 mm de largo con 6.4 mm de OD y 2.1 mm de ID

La FIGURA 28A muestra el “efecto de derivación” de capa de transferencia de calor para las ejecuciones No. 1-No. 5 al mostrar la relación de la temperatura (mostrada con los grados listados desde treinta grados Celsius (30°C) en la parte inferior del eje vertical hasta ciento diez grados Celsius (110°C) en la parte superior del eje vertical) con la duración de energía de ablación (la progresión de tiempo desde el inicio del registro y anotada cada cinco (5) segundos durante cuarenta (40) segundos). La FIGURA 28B muestra el “efecto de derivación” de capa de transferencia de calor para las ejecuciones No. 8-No. 10 al mostrar la relación de la temperatura (mostrada con los grados listados desde cero grados Celsius (0°C) en la parte inferior del eje vertical hasta cuarenta grados Celsius (40°C) en la parte superior del eje vertical) con la duración de energía de ablación (la progresión de tiempo desde el inicio del registro y anotada cada cinco (5) segundos durante cuarenta (40) segundos).

En las FIGURAS 29A a 29C (que es una tabla continua individual), las diferentes construcciones de punta de sonda de ablación de las ejecuciones No. 1 -No. 10 se listan en una serie de fotos instantáneas de tiempo (cada cinco (5) segundos) representadas como filas en la tabla. Las mediciones de temperatura se toman a 10.0 mm del extremo de inserción 104 y en el depósito térmico 134 (listado como el “disipador de calor”) si la configuración incluye un depósito térmico 134. La primera mitad de la tabla (que se correlaciona con la información mostrada en la FIGURA 28A) muestra resultados tomados de pruebas en las cuales la temperatura inicial del depósito térmico 134 es la temperatura ambiente (veintitrés grados Celsius (23°C)). La segunda mitad de la tabla (que se correlaciona con la información mostrada en la FIGURA 28B) muestra los resultados tomados de las pruebas en las cuales el depósito térmico 134 se enfría de manera que la temperatura inicial del depósito térmico 134 es una temperatura disminuida (aproximadamente dos grados Celsius (2°C)).

Los resultados mostrados en las FIGURAS 28A a 28B y FIGURAS 29A a 29C demuestran claramente que la adición de capacitancia térmica comenzando a 20.0 mm desde la punta de sonda de ablación reduce la temperatura de eje en comparación con las puntas de sondas de ablación no modificadas. Agregar suficiente capacitancia térmica mantiene el eje de sonda de ablación a una temperatura relativamente baja al crear un gradiente térmico mayor a lo largo de la capa de transferencia de calor 130.

Los resultados mostrados en las FIGURAS 28A a 28B y FIGURAS 29A a 29C demuestran claramente que el incremento de la longitud de la capa de transferencia de calor 130 (listada como “derivación” en las FIGURAS 29A a 29C) ayuda a disminuir la temperatura del eje. Más específicamente, la capacitancia térmica agregada creada al incrementar la longitud de la capa de transferencia de calor 130 de 20.0 mm a 125.0 mm tuvo un efecto positivo en la reducción de la temperatura de la capa de transferencia de calor 130 en la posición 15.0 mm del extremo de inserción 104. En comparación, el incremento de la capacitancia térmica por adición del depósito térmico 134 de Al, Ag o Cu/H₂O 20.0 mm del centro de ablación 124 tuvo un efecto aún mayor en la reducción de la temperatura de la capa de transferencia de calor 130 en la posición 15.0 mm del extremo de inserción 104. No hubo diferencia práctica entre los efectos sobre la capacitancia cuando se compararon los depósitos térmicos 134 de Cu/H₂O, Al o Ag. Significativamente, no hubo un cambio de temperatura significativo medido en la capa de transferencia de calor 130 en el lado que sale del depósito térmico 134 debido a que el depósito térmico 134 es muy

efectivo para absorber todo el calor que viaja a través de la capa de transferencia de calor 130. La temperatura de la capa de transferencia de calor 130 se puede optimizar para limitar la temperatura máxima de la capa de transferencia de calor 130 que hace contacto con el tejido a lo largo del eje de sonda al incrementar o disminuir la capacitancia térmica dependiendo de la aplicación. Como también se muestra, la temperatura de eje se puede optimizar adicionalmente al enfriar el depósito térmico para limitar adicionalmente las temperaturas máximas de la capa de transferencia de calor 130 que hacen contacto con cualquier tejido dependiendo de la aplicación.

IV.B. Enfriamiento activo:

Se debe señalar que muchas puntas de sonda de ablación por microondas conocidas requieren enfriamiento activo de algún tipo (por ejemplo, movimiento activo de refrigerante líquido (tal como agua) o gas (tal como CO₂) a lo largo del eje de punta de sonda o, de lo contrario, el eje se sobrecalienta y la carbonización del tejido a lo largo del eje se presenta con temperaturas locales que algunas veces exceden trescientos grados Celsius (300°C). Las puntas de sonda de ablación 100 preferidas descritas en la presente que crean zonas de ablación de menos de 25.0 mm de diámetro, sin embargo, pueden no requerir enfriamiento activo para evitar que el eje de punta de sonda 102 se caliente tanto que el tejido 91 se extirpe a lo largo del eje de punta de sonda 102.

Algunas puntas de sonda de ablación 100 preferidas descritas en la presente también pueden incluir enfriamiento activo opcional 54 (FIGURAS 1A y 25) para zonas de ablación. En el control de temperatura de zona de ablación activo, la retroalimentación de la fuente de ablación 60 (FIGURA 1A) y/o de la punta de sonda de ablación 100 (que puede tener al menos un sensor 108 (FIGURAS 2 a 3) a lo largo del eje 102 para monitorear, por ejemplo, la temperatura) se puede proporcionar al usuario (o a sistemas de monitoreo electrónicos o digitales que se pueden implementar por software) usando un mecanismo de salida 68 (FIGURA 1A) tal como una pantalla de video o una pantalla de audio (altavoz).

Como se muestra en las FIGURAS 1A y 25, para los sistemas de sonda de ablación 50 descritos en la presente, se puede proporcionar un enfriamiento activo opcional 54 de ejemplo (que incluye materiales de enfriamiento (representados como flechas) tal como refrigerante líquido (tal como agua) o gas (tal como CO₂)) mediante la pieza de mano 52 y/o directamente a la punta de sonda de ablación 100. Usando la sección transversal de una punta de sonda de ablación de ejemplo mostrada en la FIGURA 25, el material de enfriamiento (representado como flechas) puede fluir (circular) desde el dispositivo de enfriamiento activo opcional 54 (que se puede diseñar para enfriamiento y/o circulación), a través de canales y/o aberturas 154 que se colocan en la capa de transferencia de calor 130 hacia el extremo de inserción 104, y entonces regresar), a través de canales y/o aberturas 154 que se colocan en el conductor exterior anular 116 al dispositivo de enfriamiento activo opcional 54. Si está presente una capa anular de aislamiento opcional 118, los materiales de enfriamiento pueden fluir (circular) ya sea dentro o fuera de la capa anular de aislamiento opcional 118 usando canales y/o aberturas (no mostrados). De manera alternativa, el enfriamiento 54 puede desplazarse (circular) a través de canales y/o aberturas 154 incorporadas en o a través de solo la capa de transferencia de calor 130. Usando estos u otros tipos de métodos de enfriamiento activo, la capa de transferencia de calor 130 que entra en contacto con el tejido se puede regular de modo que no exceda una temperatura máxima predeterminada.

Hay al menos muchas variables que se pueden controlar que se relacionan al menos de manera tangencial con el control de temperatura (enfriamiento activo): potencia/temperatura, frecuencia/penetración, tiempo/tamaño y forma/redondez.

5 Potencia/temperatura: La potencia se mantiene baja para evitar que la temperatura máxima se eleve por arriba de noventa grados Celsius (90°C).

Frecuencia/Penetración: La frecuencia se selecciona para penetrar más en el tejido (es decir, hay menos necesidad de conducción y mayor temperatura).

10 Tiempo/Tamaño: El tamaño de la zona de ablación se puede determinar por la duración del proceso de ablación (habitualmente de veinte a cuarenta (20 a 40) segundos) para zonas de ablación de 5.0 a 10.0 mm de diámetro. Además de controlar el tiempo total de la duración de la ablación, la modulación de la energía de encendido y apagado de manera controlada (modulación de ancho de pulso) es parte del control de tiempo.

15 Conductividad térmica: La capacidad de transferencia térmica de la capa de transferencia de calor se puede modificar al incrementar la tasa de conductividad térmica para incrementar la capacidad de transferencia térmica de la capa de transferencia de calor 130 o al disminuir la tasa de conductividad de transferencia térmica para reducir la capacidad de transferencia térmica de la capa de transferencia de calor dependiendo de la aplicación.

20 Área de sección transversal de transferencia térmica: La capacidad de transferencia térmica de la capa de transferencia de calor 130 se puede modificar al incrementar el área de sección transversal para incrementar la capacidad de transferencia térmica de la capa de transferencia de calor 130 o al disminuir el área de sección transversal para disminuir la capacidad de transferencia térmica de la capa de transferencia de calor 130 dependiendo de la aplicación.

25 Forma/Redondez: La forma/redondez de las zonas de ablación 150, 160, 170 se determina por el diseño de la punta de sonda de ablación 100 que incluye, por ejemplo, el tamaño del desplazamiento de abertura (por ejemplo, desplazamientos de abertura 152, 162, 172).

30 Estas variables, sin embargo, se pueden entrelazar. Por ejemplo, una zona de ablación grande (tiempo/tamaño) puede tardar más en calentarse (potencia/temperatura) que una zona de ablación pequeña. La modulación de ancho de pulso del tiempo/energía también puede mejorar el grado al cual una zona de ablación se vuelve más achatada. La combinación de las variables se controla en general por la fuente de ablación 60 que se puede controlar manualmente (regular) y/o de manera automática (inteligente). Al menos un conjunto inicial de parámetros para las variables puede ser parte de una prescripción (en un kit quirúrgico) que se introduce (programa) en la fuente de ablación 60. La combinación de las variables se basa en un mapa empírico (desarrollado con base en pruebas extensivas) y/o usando al menos un sensor que proporciona retroalimentación.

35 Un mapeo empírico del proceso de ablación muestra que la temperatura máxima y los gradientes de temperatura se basan en la energía/potencia total y la frecuencia. Se pueden usar pruebas empíricas, por ejemplo, para determinar la entrada de energía máxima (potencia) como una función del tiempo. Después de llevar a cabo pruebas exhaustivas y mapear las temperaturas máximas, se puede evitar el sobrecalentamiento al controlar las variables (por ejemplo, al controlar la entrada de potencia o al

incrementar la capacidad de transferencia térmica de la capa de transferencia de calor 130).

De manera alternativa, o en conjunto con pruebas empíricas, al menos un sensor de temperatura externo se puede colocar sobre o en la superficie de la sonda de ablación 100. Tener un control preciso de suministro de energía (potencia) con retroalimentación de al menos un sensor puede ser un componente clave para el control de temperatura. Hay varios sensores de temperatura basados en fibra óptica que no interfieren con la emisión de energía de microondas, incluidas, por ejemplo, soluciones de sensores de temperatura de fibra óptica de OSENSA Innovations (Burnaby, BC, Canadá). La retroalimentación de temperatura de al menos un sensor de fibra óptica se puede proporcionar a (acoplar en) la fuente de ablación 60 para ajustar y mantener una temperatura dirigida.

Se puede proporcionar retroalimentación como entrada a la fuente de ablación 60. La retroalimentación se puede proporcionar al usuario usando un mecanismo de salida 68 tal como una pantalla de video o una pantalla de audio (altavoz). El usuario entonces puede ajustar manualmente los ajustes de parámetros 64 y los ajustes de tiempo de tratamiento 66 (incluido detener el tratamiento) de la fuente de ablación 60. La retroalimentación también se puede proporcionar (o en la alternativa) directamente a un mecanismo de salida 68 (por ejemplo, un generador inteligente) (o a sistemas de monitoreo electrónicos o digitales asociados con el mismo que se pueden implementar por software asociado con la fuente de ablación 60) que ajusta automáticamente los ajustes de parámetros 64 y los ajustes de tiempo de tratamiento 66.

V. Control de diámetro y/o volumen de ablación guiada

El control del volumen de ablación es otro aspecto que puede ser instrumental en el éxito del procedimiento. Con este fin, la fuente de ablación 60 (por ejemplo, un generador de ablación "inteligente") suministra de manera precisa volúmenes de zona de ablación prescritos. Los volúmenes de la zona de ablación se determinan de forma preoperatoria a través de imagenología de escaneo de volumen y se proporcionan como una prescripción junto con parámetros de las variables relativas (por ejemplo, tiempo y potencia). La fuente de ablación 60 controla preferentemente el suministro de energía (por ejemplo, velocidad y tiempo) para generar el volumen de zona de ablación prescrito dentro de la cripta ósea del brote dental. Esto permite que el sistema suministre márgenes de zona de ablación +/- 0.5 mm (dentro de las limitaciones estadísticas) para la ablación prescrita. Esta tecnología tiene la capacidad única de poder predeterminar y suministrar el diámetro final y el volumen de ablación con este grado de precisión.

La FIGURA 21 muestra cuatro imágenes: una imagen original (superior izquierda) y tres imágenes (superior derecha, inferior izquierda e inferior derecha) con marcas en las mismas. La imagen superior izquierda es del brote dental objetivo. Las tres figuras marcadas incluyen cada uno un círculo de línea discontinua que representa el brote dental. Las tres figuras marcadas también incluyen un círculo de línea continua con flechas que irradian desde el centro hasta el perímetro interior del círculo de línea continua que representa la zona de ablación. La imagen superior derecha muestra el brote dental sub-extirpado debido a que la zona de ablación es significativamente más pequeña que el brote dental. La imagen inferior izquierda muestra el brote dental sobre-extirpado debido a que la zona de ablación es más grande que el brote dental. La imagen inferior derecha muestra el brote dental extirpado correctamente debido a que la zona de ablación es un ajuste relativamente apretado (la distancia anular entre la zona de extirpación dentro

del brote dental puede ser un poco exagerada) al brote dental.

Usando la prescripción del procedimiento guiado por escaneo de volumen, el medio de ablación 62 (por ejemplo, el generador de microondas “inteligente”) controla el suministro de energía (tanto la velocidad como tiempo) para generar el volumen de zona de ablación prescrito dentro de la cripta ósea del brote dental una vez que la punta de sonda de ablación está en la posición correcta.

Se realizaron experimentos extensos tanto en brotes dentales (*ex vivo*) como en lomo de cerdo para determinar la duración estimada requerida para los diámetros de ablación de variación. Los resultados de los experimentos se analizaron y la gráfica en la FIGURA 22 y la tabla más adelante muestran algunos de los resultados. En la gráfica de la FIGURA 22, la línea continua muestra las estimaciones de diámetro para ablaciones en brotes dentales durante diferentes duraciones. La línea discontinua por arriba de la línea continua muestra estimaciones de diámetro para ablaciones en lomo de cerdo. La siguiente tabla agrega la variable adicional del diámetro específico que representaría el diámetro de cripta ósea junto con una correlación de la duración de ablación con el diámetro estimado de la zona de ablación.

Tabla de duración de ablación para ablaciones de cerdos <i>in vivo</i>		
Diámetro de cripta ósea más grande medido en imagen de CT (mm)	Duración de ablación (segundos)	Diámetro final estimado de zona de ablación (mm)
4.0 a 4.5	20	6.2
4.6 a 5.0	25	6.8
5.1 a 5.5	30	7.2
5.6 a 6.0	40	8.0
6.1 a 6.5	45	8.4
6.6 a 7.0	55	9.0
7.1 a 7.5	65	9.6
7.6 a 8.0	75	10.1
8.1 a 8.5	85	10.6
8.6 a 9.0	95	11.1
9.1 a 9.5	110	11.7

VI. Control de carga de potencia

Como se expone en la presente, la longitud de la abertura anular (y el tamaño de la región focal en la misma) determina la longitud de antena efectiva y/o la carga de potencia efectiva (que se puede referir como “densidad de potencia” y “densidad de carga de potencia”). En comparación con las aberturas anulares más grandes, las aberturas anulares más pequeñas producen densidades de potencia efectiva relativamente más altas en la zona de calentamiento activo del tejido objetivo 125. En comparación con las aberturas anulares más pequeñas, las aberturas anulares más grandes producen densidades de potencia efectivas relativamente más bajas que van a la zona de calentamiento activo del tejido objetivo 125. Debido a que el tamaño de las aberturas anulares se puede controlar y/o predeterminar, las densidades de carga de potencia se pueden controlar y/o predeterminar (una densidad de carga de potencia predeterminada).

Como se expone en la presente, la longitud de la abertura anular (y el tamaño de la región focal en la misma) determina las temperaturas pico efectivas en la zona de calentamiento activo 125. En comparación con las aberturas anulares más grandes, las aberturas anulares más pequeñas producen temperaturas pico efectivas relativamente más altas en la zona de calentamiento activo 125 cuando se suministra la misma potencia. En comparación con las aberturas anulares más pequeñas, las aberturas

anulares más grandes producen temperaturas pico efectivas relativamente más bajas en la zona de calentamiento activo 125 cuando se suministra la misma potencia. Debido a que el tamaño de las aberturas anulares se puede controlar y/o predeterminar, las temperaturas pico en la zona de calentamiento activo 125 se pueden controlar y/o predeterminar para que sean temperaturas pico altas, temperaturas pico medias, temperaturas pico bajas (una temperatura pico predeterminada). Las temperaturas pico son relativas a otros sistemas y puntas de sonda de ablación que tienen los mismos parámetros y/o variables.

Como se expone en la sección de punta de sonda de ablación (sección II.A.) de la sección de control de conformación de zona de ablación (sección II.), una carga de extremo de antena 122 cerca de la abertura 120 de la antena coaxial 110 incrementa las propiedades capacitivas de la antena 110 para acortar la longitud de alambre central de antena. Esto hace que la región focal 124 sea más pequeña (concentrando la densidad de energía) e incrementa la carga de potencia (densidad de potencia) en la zona de ablación 150, 160, 170 (mostradas en las FIGURAS 23A a 23C como zonas de ablación 160a, 160b, 160c, que son variaciones de la zona de ablación esférica 160). Hay otras formas de cambiar (incrementar/disminuir) el tamaño de la región focal 124 que incluyen, pero no se limitan a, diseños de antena que usan pigtail y otras técnicas y tecnología conocidas usadas para agregar cargas finales para incrementar la carga de potencia de las antenas.

Las FIGURAS 23A a 23C y FIGURAS 24A a 24C son imágenes gráficas y fotográficas que muestran el efecto que el tamaño de la región focal (el centro de ablación 124 limitado por la abertura anular 120 (mostrada como 120a, 120b, 120C en las FIGURAS 23A a 23C) tiene sobre la creación de zonas de ablación 150, 160, 170 (aunque solo se muestra la zona de ablación aproximadamente esférica 160). Aparte del tamaño de la abertura anular 120, las variables (por ejemplo, tiempo, potencia, etc.) en los experimentos documentados por estas fotografías permanecieron constantes. Los anillos en estas fotografías son como los anillos en las FIGURAS 15A a 15C ya que las isoterma (líneas anulares) que rodean la región focal representan cada una diez grados Celsius (10°C) y la isoterma más exterior (línea anular) representa cincuenta grados Celsius (50°C). Las isotermas de ejemplo se etiquetan en las FIGURAS 23A a 23C.

La velocidad de calentamiento (temperatura delta/tiempo delta) que incrementa conforme la abertura anular se hace más pequeña se puede mostrar matemáticamente. La densidad de potencia se puede considerar como la cantidad de potencia (tasa de tiempo de transferencia de energía) por unidad de volumen. En esta ecuación (y solo un ejemplo), la cantidad de potencia se expresa en vatios (W) y el volumen unitario se expresa en milímetros cúbicos (mm^3). Si se aplicaran 5.0 W de energía de microondas a una punta de sonda de ablación con una abertura anular que tiene 1.0 mm de longitud, la densidad de potencia sería aproximadamente 5.0 W/mm^3 . Si se aplicaran 5.0 W de energía de microondas a una punta de sonda de ablación con una abertura anular que tiene 4.0 mm de longitud, la densidad de potencia sería aproximadamente 1.25 W/mm^3 .

La punta de sonda de ablación mostrada en la FIGURA 24A tiene una región focal pequeña que crea una densidad de carga de alta potencia en la zona de ablación 160a. Más específicamente, la región focal es una abertura anular 120a de 0.8 mm (longitud a lo largo del eje de sonda). Si se aplicaran 5.0 W de energía de microondas a esta punta de sonda de ablación, la densidad de potencia sería

aproximadamente 6.25 W/mm^3 conforme la energía de microondas comienza a entrar en el tejido. La temperatura de zona de ablación pico interior en la zona de calentamiento activo 125 es noventa grados Celsius (90°C). La FIGURA 23A muestra una punta de sonda de ablación similar 100 que crea una zona de ablación esférica 160a (aunque se pueden crear otras formas usando puntas de sonda de ablación con desplazamientos de abertura más cortos o más largos) con una zona de calentamiento activo 125 y una zona de calentamiento térmico 126. La abertura anular corta 120a limita una región focal corta/pequeña 124 que, a su vez, da por resultado una zona corta/pequeña de calentamiento activo que crea una carga de alta potencia (representada por la proximidad relativa (dispersión estrecha) entre isotermas en la zona de calentamiento térmico 126 de la zona de ablación 160a).

La punta de sonda de ablación mostrada en la FIGURA 24B tiene una región focal media que crea una densidad de carga de potencia media en la zona de ablación 160b. Más específicamente, la región focal es una abertura anular 120b de 1.5 mm (longitud a lo largo del eje de sonda). Si se aplican 2.4 W de energía de microondas a esta punta de sonda de ablación, la densidad de potencia sería aproximadamente 3.3 W/mm^3 conforme la energía de microondas comienza a entrar en el tejido. La temperatura de zona de ablación pico interior en la zona de calentamiento activo 125 es ochenta grados Celsius (80°C). La FIGURA 23B muestra una punta de sonda de ablación similar 100 que crea una zona de ablación esférica 160b (aunque se pueden crear otras formas usando punta de sonda de ablación con desplazamientos de abertura más cortos o más largos) con una zona de calentamiento activo 125 y una zona de calentamiento térmico 126. La abertura anular de medio 120b limita una región focal del medio 124 que, a su vez, da por resultado una zona de longitud/tamaño medio de calentamiento activo que crea una carga de potencia media (representada por las isotermas de dispersión intermedias en la zona de calentamiento térmico 126 de la zona de ablación 160b).

La punta de sonda de ablación mostrada en la FIGURA 24C tiene una región focal grande que crea una densidad de carga de baja potencia en la zona de ablación 160c. Más específicamente, la región focal es una abertura anular 120c de 4.0 mm (longitud a lo largo del eje de sonda). Si se aplican 2.4 W de energía de microondas a esta punta de sonda de ablación, la densidad de potencia sería aproximadamente 1.25 W/mm^3 conforme la energía de microondas comienza a entrar en el tejido. La temperatura de zona de ablación pico interior en la zona de calentamiento activo 125 es setenta grados Celsius (70°C). La FIGURA 23C muestra una punta de sonda de ablación similar 100 que crea una zona de ablación esférica 160c (aunque se pueden crear otras formas usando puntas de sonda de ablación con desplazamientos de abertura más largos o más largos) con una zona de calentamiento activo 125 y una zona de calentamiento térmico 126. La abertura anular larga 120c limita una región focal larga/grande 124 que, a su vez, da por resultado una zona larga/grande de calentamiento activo que crea una carga de baja potencia (representada por la distancia relativamente grande (dispersión amplia) entre isotermas en la zona de calentamiento térmico 126 de la zona de ablación 160c).

La densidad de potencia es una de las capacidades de una punta de sonda de ablación 100 que sería relevante para cálculos realizados, por ejemplo, por software. Seleccionar una punta de sonda de ablación 100 con una abertura anular 120 de una longitud conocida o predeterminada producirá una zona de ablación 150, 160, 170 con una carga de potencia conocida o predeterminada. La punta de sonda de

ablación 100 con la abertura anular de tamaño predeterminado 120 se puede incluir en un kit quirúrgico o la prescripción puede especificar la punta de sonda de ablación 100 con la abertura anular de tamaño predeterminado 120 para usarse en el procedimiento.

5 Como punto de claridad, se debe señalar que la densidad de potencia es al menos sustancialmente independiente de la forma de la zona de ablación 150, 160, 170. En tanto que la densidad de potencia se relaciona con el tamaño de la abertura anular 120, la forma de la zona de ablación 150, 160, 170 se relaciona con los desplazamientos de abertura 152, 162, 172.

Calibración:

10 Los sistemas de sonda de ablación 50 se calibran preferentemente. Esto se puede lograr al realizar una pluralidad de ablaciones (por ejemplo, 150 ablaciones en tejido de brotes dentales de mandíbulas y maxilares recién recolectados de animales sacrificados) y al usar los resultados para establecer una “curva de calibración” con base en la ablación resultante del tejido.

15 Se toma un escaneo de volumen del tejido objetivo. Esta imagen se puede usar para determinar, por ejemplo, el volumen/diámetro de la zona de ablación, la forma de la zona de ablación y/o la posición de la zona de ablación.

Después de medir el diámetro de la cripta ósea de cada brote dental, se puede crear una zona de ablación de “mejor ajuste”, por ejemplo, al seleccionar una punta de sonda de ablación 100 y los ajustes de sistema basados en las propiedades de volumen de ablación real de un sistema de sonda de ablación. En otras palabras, se usa una sonda con un perfil de ablación tridimensional predeterminado conocido. El tamaño y forma de la punta de sonda de ablación 100 también es relevante, ya que se relacionaría con el posicionamiento proporcionado por el stent quirúrgico personalizado 80. Encontrar el “mejor ajuste” incluiría preferentemente determinar que el volumen/diámetro de la zona de ablación se ajusta para ajustarse a los brotes dentales individuales. Además, encontrar el “mejor ajuste” incluiría preferentemente determinar que la forma de la zona de ablación se ajusta para ajustarse a los brotes dentales individuales. En otras palabras, la forma de la zona de ablación se controla preferentemente para ajustarse dentro del brote dental. (Por ejemplo, si el brote dental es oblongo, entonces se produce una zona de ablación oblonga). El ajuste del tamaño y forma se puede lograr, por ejemplo, al seleccionar la punta de sonda de ablación 100 con la abertura anular apropiada 120 para crear las zonas de ablación apropiadas 150, 160, 170. Otro método para alterar o controlar la forma es por el uso de modulación de ancho de pulso de la energía que sale de la sonda. Colocando de manera apropiada la punta de sonda de ablación 100 usando los procedimientos descritos en las propiedades terapéuticas de ablación de brotes dentales y en la presente, las zonas de ablación están claramente centradas circunferencialmente alrededor del brote dental y reducen en gran medida la incidencia de cualquier tejido adyacente no objetivo (por ejemplo, nervios, dientes, etc.) que se daña.

35 El área de las zonas de ablación se puede calcular usando la siguiente ecuación de ejemplo u otros métodos de cálculo de área conocidos (que pueden ser más detallados y/o proporcionar resultados más precisos):

$$\text{Área} = \text{longitud promedio} * \text{ancho promedio} * \text{pi}$$

La redondez de las zonas de ablación se puede calcular usando la siguiente ecuación de ejemplo

u otros métodos de cálculo de redondez conocidos (que pueden ser más detallados y/o proporcionar resultados más precisos):

$$\text{Redondez} = \text{ancho promedio} / \text{longitud promedio}$$

5 Se pueden usar otros métodos para determinar el área y redondez de la zona de ablación que incluyen, pero no se limitan a, observación directa, medición y otros medios empíricos conocidos o aún por descubrir para determinar el área y redondez de la zona de ablación.

Uso de ejemplo:

10 Existen muchas ventajas para prevenir profilácticamente la formación de terceros molares usando métodos, sistemas y procedimientos descritos tanto en la presente como en las propiedades terapéuticas de ablación de brotes dentales. La intervención anterior es más segura debido a la anatomía (el brote dental se separa por 5.0-10.0 mm del canal mandibular), desarrollo dental (la corona del primer y/o segundo molares adyacentes 95 en general está bien desarrollada) y cicatrización mejorada (huellas quirúrgicas más pequeñas reducen los problemas de cicatrización postoperatorios).

15 Usando los aparatos, métodos/procedimientos y sistemas descritos en la presente para inducir agenesia dental, el objetivo clínico es la eficacia predecible para inducir la agenesia dental con cero efectos secundarios adversos a largo plazo. Los aparatos, métodos/procedimientos y sistemas descritos en la presente se pueden usar en los aparatos (stents quirúrgicos personalizados 80, stents virtuales 82', 86', 88' y/o kits quirúrgicos), métodos/procedimientos y sistemas descritos en las propiedades terapéuticas de ablación de brotes dentales. Por ejemplo, las sondas se pueden usar con stents quirúrgicos personalizados 20 80 o stents virtuales 82', 86', 88' para una colocación adecuada. Se configura un kit quirúrgico (que incluye un sistema de sonda de ablación 50, stent quirúrgico personalizado 80 y tolerancias de dosis de energía de ablación) con el objetivo de mantener estadísticamente un control de posicionamiento de zona de ablación total de +/- 0.5 mm dentro de cada brote dental.

25 Los siguientes pasos de ejemplo se pueden usar para la agenesia dental (aunque el orden puede variar, por ejemplo, la pieza de mano 52 se puede conectar a la fuente de ablación 60 después de que el paciente esté sentado):

30 Examen de rutina de 6 a 14 años: Examen de rutina para determinar la presencia de formación de brotes dentales 92 (por ejemplo, brotes dentales de terceros molares) en incrementos de dos años entre los 6 y 14 años debido a la amplia gama de edades que refleja el grado de variabilidad en la formación de brotes dentales. El examen se puede lograr usando técnicas de escaneo tal como técnicas de imagenología panográfica digital de dosis baja (que son comunes para al menos la mayoría de los dentistas pediátricos y la mayoría de los dentistas generales) o incluso nuevas tecnologías tal como ultrasonido.

35 Diagnóstico e imagenología de escaneo de volumen: Una vez que se ha diagnosticado la presencia de brotes dentales durante el examen, se realiza un paso de imagenología preoperatoria para determinar la ubicación tridimensional y el volumen de cada brote dental 92. Esta imagenología se puede lograr prácticamente usando, por ejemplo, escaneos de volumen tridimensionales de CBCT dental usando una resolución de vóxel de 0.4 mm o mejor. El resultado es un escaneo de volumen digital tridimensional.

Impresiones pre-operatorias: Se obtiene una impresión dental (impresión dental física o digital convencional) de los dientes y el tejido blando (encías) en al menos el cuadrante de interés. Esta impresión

captura la superficie del tejido de encías y el detalle de los dientes. El primer y/o segundo molares 95 en erupción y/o la dentición primaria se usan para estabilizar físicamente el o los stents quirúrgicos 80. La creación de impresiones digitales se describe con más detalle en las propiedades terapéuticas de ablación de brotes dentales.

5 Prescripción del médico para servicios: En un método preferido, un profesional dental puede completar y firmar electrónicamente un formulario de prescripción en línea. La prescripción firmada electrónicamente se completa preferentemente con la carga de la imagen digital tridimensional (por ejemplo, imagen CBCT digital) y al menos una impresión dental.

10 Punta de sonda de ablación 100: La punta de sonda de ablación 100 tendrá una zona de ablación definida o conocida 150, 160, 170. La punta de sonda de ablación 100 tendrá una profundidad de penetración definida o conocida. La punta de sonda de ablación 100 será preferentemente autointroducida a través del tejido gingival 94 en el brote dental 92. En la práctica, una familia de puntas de sonda de ablación 100 se puede producir y enviar en un kit quirúrgico.

15 Creación de stent quirúrgico personalizado 80: El stent quirúrgico personalizado 80 se puede fabricar usando el paquete de software de diseño de stent quirúrgico que se puede implementar como uno o más programas, subprogramas, aplicaciones o módulos.

20 La imagen digital tridimensional y al menos una impresión dental se importan al paquete de software de diseño de stent quirúrgico. La punta de sonda de ablación 100 específica o las posibles puntas de sonda de ablación 100, y las especificaciones por lo tanto, se conocen preferentemente por (o se proporcionan a) el paquete de software de diseño de stent quirúrgico de tal forma que el paquete de software de diseño de stent quirúrgico puede tomar el perfil, dimensiones y/o capacidades (por ejemplo, densidad de potencia) de la o las puntas de sonda de ablación 100 en consideración cuando se diseña el stent quirúrgico 80. El paquete de software de diseño de stent quirúrgico diseña el stent quirúrgico 80 con al menos una guía quirúrgica 82 y al menos una detención mecánica 86 para guiar y limitar la colocación de la punta de sonda de ablación 100 en el brote dental 92. (En otras palabras, el paquete de software de diseño de stent quirúrgico calcula y proporciona datos de posicionamiento de sonda y ángulo de entrada ideales y datos de profundidad que se requieren para la colocación óptima del centro de ablación de la sonda de ablación 124 en el brote dental objetivo 92 con una tolerancia total de sistema de +/- 0.5 mm para el control de posicionamiento de zona de ablación total. Esta información entonces se puede usar para calcular los datos necesarios para crear la al menos una guía quirúrgica 82 y al menos una detención mecánica 86). El paquete de software de diseño de stent quirúrgico también diseña el stent quirúrgico 80 para acoplarse con el tejido blando del paciente (encías), incluido preferentemente el tejido blando que cubre el brote dental 92. El paquete de software de diseño de stent quirúrgico también diseña el stent quirúrgico 80 para acoplarse con los dientes erupcionados del paciente (por ejemplo, primeros y/o segundos molares 95 primarios y/o permanentes) de modo que los dientes erupcionados actúen como descansos físicos para mantener el stent quirúrgico 80 en su lugar.

35 El paquete de software de diseño de stent quirúrgico diseña y fabrica stents quirúrgicos personalizados 80 de acuerdo con los métodos analizados en las propiedades terapéuticas de ablación de brotes dentales y métodos conocidos. Además, el paquete de software de diseño de stent quirúrgico

formatea preferentemente la información sobre el stent quirúrgico diseñado personalizado que se va a mantener como al menos un archivo de salida (por ejemplo, un archivo de salida *.stl). El o los archivos de salida se pueden usar para crear el stent quirúrgico 80 usando, por ejemplo, impresión tridimensional. En otros casos, los archivos de salida pueden dar por resultado el mapeo de un stent virtual 82', 86', 88'.

5 El paquete de software de diseño de stent quirúrgico puede funcionar con el software CBCT o puede incluir mejoras de software personalizadas en el software CBCT que ayudan en el diseño y fabricación rápidos de los stents (endoprótesis) quirúrgicos personalizados 80.

Determinación de ajustes óptimos: El paquete de software de diseño de stent quirúrgico preferentemente calcula y/o define la potencia de ablación intra-operatoria óptima y los ajustes de tiempo (dosis de potencia y tiempo). (La FIGURA 18 muestra los efectos de potencia y tiempo en el área de ablación en un modelado de ejemplo). La determinación de los ajustes de potencia y tiempo (duración) ideales para la ablación tiene en consideración factores que incluyen, pero no se limitan al perfil de los sistemas de sonda de ablación 50 (por ejemplo, la o las zonas 150, 160, 170 producidas por la o las puntas de sonda de ablación 100), las dimensiones de brotes dentales (calculadas a partir de las imágenes de escaneo de volumen en el paquete de software de diseño de stent quirúrgico) y la edad del paciente (durante las edades de 6-12, los brotes dentales de un paciente en general tendrán un diámetro en el intervalo de 4.0 mm a 12.0 mm). La energía de dosis de ablación y los tiempos de tratamiento se compensan preferentemente de manera incremental para volúmenes incrementados de brotes dentales. Estos ajustes específicos de paciente y de diente entonces se almacenan en una base de datos (por ejemplo, un archivo de tecnología de información de escaneo de volumen) para posterior carga en la fuente de ablación 60 cuando el operador lo configura o puede ser parte del kit de guía quirúrgica personalizado (por ejemplo, una prescripción).

Kits quirúrgicos personalizados: Los componentes del stent quirúrgico personalizado se pueden fabricar usando un paquete de software de diseño de stent quirúrgico que se puede implementar como uno o más programas, subprogramas, aplicaciones o módulos para controlar la producción y/o calcular datos digitales (por ejemplo, ajustes de parámetros 64 y/o ajustes de tiempo de tratamiento 66).

Un kit quirúrgico personalizado incluye preferentemente componentes necesarios para el procedimiento. Estos componentes necesarios incluyen, pero no se limitan a, al menos un stent quirúrgico personalizado estéril 80, al menos una punta de sonda estéril (punta de sonda de ablación 100), documentación de instrucción (o una indicación de dónde se pueden encontrar las instrucciones, por ejemplo, en línea), los ajustes óptimos calculados (o una indicación de dónde se pueden encontrar los ajustes óptimos, por ejemplo, en línea) y/o una clave de identificación de paciente proporcionada con el kit. El kit quirúrgico personalizado es preferentemente desechable.

Se debe señalar que algunos de los componentes del kit quirúrgico personalizado se pueden combinar. Por ejemplo, la documentación de instrucción puede ser una pequeña tarjeta con una dirección de sitio web y la clave de identificación del paciente. El usuario puede ingresar la clave de identificación del paciente en la dirección del sitio web para obtener los ajustes óptimos calculados.

Se debe señalar que la "documentación de instrucción" se puede imprimir o se puede acceder electrónicamente (por ejemplo, mediante un sitio web, un CD o una unidad de memoria).

La al menos una punta de sonda de ablación 100 en el kit quirúrgico coincide con el stent quirúrgico personalizado del paciente 80. De manera alternativa, una familia de puntas de sonda (por ejemplo, 2-10 puntas de sonda de ablación) se puede incluir en el kit quirúrgico para cubrir múltiples posibles relaciones de profundidad de brote dental y volumen de brote dental. La familia de puntas de sonda tendría puntas de sonda de diferentes características tal como diferentes longitudes (por ejemplo, la distancia desde la detención mecánica de punta 106 hasta el centro de ablación 124 y/o la distancia desde la detención mecánica de punta 106 hasta el extremo de inserción 104), estructura de conexión (por ejemplo, la estructura de conexiones que se acopla con la pieza de mano 52) y/o anchos. Si se proporciona una familia de puntas de sonda, la punta de sonda de ablación correcta 100 se indicaría claramente o se proporcionaría un método para determinar la punta de sonda de ablación correcta 100 (por ejemplo, codificación de colores en el stent fabricado con una tabla que muestra qué punta de sonda de ablación se usaría para cada color). De manera alternativa, el kit quirúrgico puede no incluir una punta de sonda, sino que en su lugar incluye una indicación específica en cuanto a la punta de sonda de ablación 100 que es necesaria (por ejemplo, punta de sonda de ablación 100 que coincide con el stent quirúrgico personalizado del paciente 80). Esta indicación específica puede incluir la marca, modelo y tamaño de la punta de sonda de ablación correcta 100. La o las puntas de sonda de ablación 100 se pueden envasar individualmente (o envasarse como una familia), esterilizarse y ser desechables.

El kit quirúrgico personalizado se etiqueta y envasa preferentemente. El etiquetado se puede personalizar para cada paquete para indicar información que incluye, pero no se limita al nombre del paciente (y/u otra información de identificación), números de parte, nombre del médico tratante (y/u otra información de identificación tal como la dirección) y la clave de identificación del paciente.

Uso del operador del kit quirúrgico personalizado para extirpar un brote dental 92 (sin extirpar el tejido gingival superpuesto 94) con dolor mínimo y potencial de infección mínimo.

El operador se prepara para el procedimiento al encender el generador de ablación (fuente de ablación 60). Al encender la información de procedimiento correcta o clave de identificación de paciente (que puede ser cualquier información o código predeterminado) se ingresa preferentemente en el generador, que entonces tiene acceso a y descarga el nombre del paciente y los ajustes preprogramados para cada diente que se va a extirpar de una base de datos (que puede ser una base de datos controlada por una compañía central o una de muchas bases de datos). El sistema se puede estructurar de tal manera que los ajustes preprogramados no se puedan cambiar (es decir, un operador no puede introducir o ajustar los ajustes de nivel de potencia o de tiempo).

La pieza de mano 52 se conecta de manera preferentemente funcional a la fuente de ablación 60. Preferentemente, la punta de sonda de ablación desechable 100 también se une de manera funcional a la pieza de mano de ablación 52. La pieza de mano 52 puede tener un "mandril" (que puede ser un "mandril" de conector eléctrico de botón pulsador que proporciona configuración rápida y confiable y mantenimiento fácil) en el cual se puede insertar y asegurar la punta de sonda de ablación 100.

El operador puede iniciar el procedimiento al colocar el stent quirúrgico 80 sobre los dientes del paciente antes de administrar el anestésico local. Entonces, el anestésico local (1/4 de carpule por sitio) se administra en general a través de las guías quirúrgicas 82 del stent quirúrgico 80, y directamente en o

alrededor del brote dental 92 al colocar la punta de la aguja en la ubicación física predeterminada. La colocación precisa del anestésico reduce la cantidad necesaria para el procedimiento.

Una vez que el paciente está anestesiado, se proporciona preferentemente un período de espera para permitir que la solución anestésica se disipe físicamente para evitar alterar el volumen del brote dental.

5 Durante el período de espera, el operador puede conectar de manera funcional la punta de sonda de ablación estéril 100 a la pieza de mano 52 y encender la fuente de ablación 60 si estos pasos aún no se han realizado. El stent quirúrgico 80 también se puede volver a asentar en este momento.

10 Cuando todo está listo, el operador comienza a realizar el procedimiento de ablación al volver a colocar el stent quirúrgico 80 (si aún no se ha realizado), al agarrar la pieza de mano 52 y al insertar la punta de sonda de ablación auto-penetrante 100 a través de la guía quirúrgica 82 hasta una detención completa para perforar y penetrar el tejido de mucosa oral y llegar a una posición de detención final correcta con el centro de ablación 124 dentro del brote dental 92 (por ejemplo, en la mitad del brote dental 93). Para verificar el posicionamiento de detención completa, la punta de sonda de ablación 100 se presiona hasta una detención completa para asegurar el eje de punta de sonda en el stent quirúrgico 80 (y particularmente al área que rodea la guía quirúrgica 82) para colocar la punta de sonda de ablación 100 al ángulo y profundidad predeterminados del centro de ablación predeterminado 124 de la punta de sonda en el centro del brote dental 92.

20 Una vez que la punta de sonda de ablación 100 se coloca de tal manera que el centro de ablación 124 esté en el centro del brote dental 92, se puede activar la fuente de ablación 60. La activación se puede lograr usando un activador directo (botón) o un activador remoto (por ejemplo, pedal inalámbrico) a fin de suministrar la dosis de energía total de acuerdo con los niveles de tiempo/potencia específicos del paciente.

25 Los tiempos de ablación se fijan con base en la potencia de sistema, volumen de brote dental predeterminado y otros parámetros. El medio de ablación 62 monitoreará preferentemente el progreso de procedimiento. La salida de la punta de sonda de ablación 100 se puede monitorear por porcentaje de energía reflejada a fin de confirmar positivamente el suministro de la dosis de ablación de procedimiento apropiado. Se puede proporcionar una señal visual y/o audible para indicar un suministro exitoso de la energía de ablación cuando se completa la ablación.

30 Entonces, el operador retira la punta de sonda de ablación 100 y remueve el stent quirúrgico 80. No se requieren suturas y en general hay muy poco sangrado después del procedimiento. El paciente es libre de asumir actividades normales inmediatamente.

Distinciones:

35 El sistema de ablación por microondas NEUWAVE^{MR} se describe en los antecedentes de la invención. Se describe como capaz de extirpar lesiones con consistencia y control para ayudar a proteger el tejido no objetivo. Más específicamente, se describe que el sistema NEUWAVE^{MR} y la sonda NEUWAVE PR tienen un patrón de abrasión que controla la distancia de ablación más allá de la punta de sonda. El sistema NEUWAVE^{MR} siempre produce una zona de ablación oblonga que migra asimétricamente hacia arriba del eje de la sonda, que significa que el centro de ablación se mueve hacia arriba del eje durante el procedimiento y los márgenes exteriores de la zona de ablación se mueven hacia arriba del eje conforme la zona de ablación se expande. El sistema NEUWAVE se basa en emisiones de microondas coherentes

con al menos $1/4$ de longitudes de onda. Debido a esto, no hay capacidad física para conformar la zona de ablación a formas alternativas usando la sonda NEUWAVETM PR o sistema NEUWAVE. Entre las formas en que la invención descrita en la presente aborda las limitaciones de la sonda PR está tener un centro de ablación estacionario y eliminar la migración de patrón de ablación asimétrico hacia arriba de la sonda, en tanto que también es capaz de conformar de manera efectiva el patrón para ajustarse al patrón de ablación deseado.

La patente de Estados Unidos No. 7,611,508 de Yang et al., se analiza en los antecedentes de la invención. Yang describe una antena para ablación de tumores por microondas que tiene conductores de antena coaxial rodeados por un manguito aislado de longitud y tamaño que promueve la interferencia destructiva de la energía de microondas axial que pasa dentro y fuera del manguito para limitar la migración de la energía SAR hacia la piel. El manguito flotante de Yang proporciona cancelación destructiva o interferencia de onda de las microondas. Cambiar la posición de los manguitos cambia el tamaño efectivo del patrón de calentamiento como resultado de cambiar el grado de cancelación destructiva o interferencia de onda. Yang, que opera a 2.45 GHz, tendría longitudes de onda que operan en múltiplos impares de $1/2$ de la longitud de onda, que es $1 * 12.2 \text{ cm} (122.0 \text{ mm}) * 0.5 = 6.1 \text{ cm} (61.0 \text{ mm})$ o más conforme se usan múltiplos impares más altos. Esto significa que Yang opera usando regiones de radiación de campo lejano del campo electromagnético (EM) que rodea la antena donde las microondas pueden irradiar de manera coherente. Entre las formas en que la invención descrita en la presente aborda las limitaciones de Yang está eliminar la migración del patrón de ablación hacia arriba de la sonda al tener un centro de ablación estacionario, en tanto que también es capaz de conformar de manera efectiva el patrón para ajustarse al patrón de ablación deseado.

En contraste con los diseños de sonda NEUWAVE PR y sonda Yang, que se basan en la forma de onda coherente de campo lejano, las sondas de ablación descritas en la presente funcionan en las regiones no radiactivas de campo cercano (reactivas de campo cercano) del campo electromagnético (EM) que rodea la antena donde las microondas se irradian de manera no coherente. En general, se considera que las regiones reactivas de campo cercano son longitudes de onda de $\lambda/2\pi \sim 0.159$ o menos. Las sondas de ablación descritas en la presente operan preferentemente en un amplio intervalo de longitudes de onda, pero para la ablación de tejido blando a 2.45 GHz, la abertura reactiva de campo cercano sería preferentemente menor de 20.0 mm. Para 12 GHz, la longitud de onda es más corta (por ejemplo, 25.0 mm), que significa que la abertura y longitud de antena efectiva de la sonda es preferentemente 4.0 mm o menos para proporcionar propiedades óptimas dirigidas de conformación y centrado. La capa de transferencia de calor 130 descrita en la presente es preferentemente capaz de aprovechar el enfriamiento de tejido debido a que no se emite una forma de onda coherente. En agudo contraste, la antena descrita en la referencia Yang comienza con la longitud de antena más corta de 22.0 mm desde el extremo proximal de la sonda de ablación y se alarga en incrementos de $1/2$ longitudes de onda más arriba de la sonda de ablación conforme el manguito flotante se mueve más arriba del eje (según Yang FIGURA 6, las distancias etiquetadas con los números de referencia 62a, 62b y 62c) haciendo físicamente imposible la conformación de la zona de ablación en un espacio de menos de 30.0 mm.

Varios:

Se va a entender que las invenciones, ejemplos y modalidades descritas en la presente no se limitan a materiales, métodos y/o estructuras particularmente ejemplificadas. Se va a entender que las invenciones, ejemplos y modalidades descritas en la presente se van a considerar invenciones, ejemplos y modalidades preferidas, ya sea que se identifiquen específicamente como tal o no. Se prefieren las invenciones, ejemplos y modalidades mostrados, pero no se pretende que sean limitantes a menos que se reivindiquen específicamente, en cuyo caso pueden limitar el alcance de esa reivindicación particular.

Todas las referencias (incluido, pero no limitado a, publicaciones, patentes y solicitudes de patente) citadas en la presente, ya sea *supra* o *infra*, se incorporan por la presente por referencia en su totalidad.

Los términos y expresiones que se han empleado en la especificación anterior se usan como términos de descripción y no de limitación, y no se propone que excluyan equivalentes de las características mostradas y descritas. Aunque lo anterior es una descripción completa de modalidades seleccionadas de la presente invención, es posible poner en práctica la invención usando diferentes alternativas, modificaciones, adaptaciones, variaciones y/o combinaciones y sus equivalentes. Se apreciará por aquellos expertos en la técnica que cualquier disposición que se calcule para lograr el mismo propósito se puede sustituir por la modalidad específica mostrada. También se va a entender que esta descripción propuesta para cubrir todas las características genéricas y específicas de la invención descrita en la presente y todas las declaraciones del alcance de la invención que, como cuestión de lenguaje, se puede decir que caen entre las mismas.

REIVINDICACIONES

1. Una punta de sonda de ablación que tiene un eje con un extremo de inserción, dicha punta de sonda de ablación recibe medios de ablación de una fuente de ablación, la punta de sonda de ablación es para ablación de tejido objetivo, la punta de sonda de ablación caracterizada porque comprende:

- 5 (a) el eje que incluye una antena coaxial;
- (b) un centro de ablación ubicado dentro de la antena coaxial al menos cerca del extremo de inserción;
- (c) una capa de transferencia de calor que rodea la antena coaxial, la capa de transferencia de calor separada del extremo de inserción de modo que el centro de ablación está entre la capa de transferencia de calor y el extremo de inserción; y
- 10 (d) un depósito térmico que rodea al menos parcialmente la capa de transferencia de calor, dicho depósito térmico siendo seleccionado del grupo que consiste de:
- (i) un depósito térmico de plata;
- (ii) un depósito térmico de aluminio;
- 15 (iii) un depósito térmico superconductor hecho de al menos un material superconductor seleccionado del grupo que consiste de nitruro de boro, grafeno, nanotubos de grafeno y grafito pirolítico; y
- (iv) una combinación de depósito térmico hecha de una combinación de al menos dos materiales seleccionados del grupo que consiste de aire, agua, hielo, aluminio, plata, cobre,
- 20 diamante, nitruro de boro, grafeno, nanotubos de grafeno, y grafito pirolítico.

2. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor proporciona control de temperatura de zona de ablación.

25 3. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor que proporciona control de temperatura de zona de ablación al mantener temperaturas pico por debajo de una temperatura predeterminada en la zona de ablación.

30 4. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor proporciona control de temperatura de zona de ablación de enfriamiento pasivo.

35 5. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor proporciona control de temperatura de zona de ablación de enfriamiento rápido de tejido.

6. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la

punta de sonda de ablación, el depósito térmico proporciona control de temperatura de zona de ablación.

7. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, el depósito térmico proporciona control de temperatura de zona de ablación al mantener temperaturas pico por debajo de una temperatura predeterminada en la zona de ablación.

8. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, el depósito térmico evita que las temperaturas pico excedan sesenta grados Celsius (60°C) en la zona de ablación.

9. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, el depósito térmico evita que las temperaturas pico excedan cuarenta y cinco grados Celsius (45°C) en la zona de ablación.

10. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, el depósito térmico proporciona control de temperatura de zona de ablación de enfriamiento pasivo.

11. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, el depósito térmico proporciona control de temperatura de zona de ablación de enfriamiento rápido de tejido.

12. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, el depósito térmico proporciona control de temperatura de zona de ablación de enfriamiento rápido térmico.

13. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor y el depósito térmico proporcionan control de temperatura de zona de ablación.

14. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor y el depósito térmico proporcionan control de temperatura de zona de ablación al mantener temperaturas pico por debajo de una temperatura predeterminada en la zona de ablación.

15. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor y el depósito térmico proporcionan control de temperatura de zona de ablación de enfriamiento pasivo.

16. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además

porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor y el depósito térmico proporcionan control de temperatura de zona de ablación de enfriamiento rápido de tejido.

5 **17.** La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la capa de transferencia de calor y el depósito térmico proporcionan control de temperatura de zona de ablación de enfriamiento rápido térmico.

18. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque el depósito térmico es un depósito térmico sólido.

10 **19.** La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque el depósito térmico es un depósito térmico fluido.

20. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque el depósito térmico forma al menos parte de una pieza de mano.

15 **21.** La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque el depósito térmico forma al menos parte de una pieza de mano y rodea al menos parte de la capa de transferencia de calor.

22. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque el depósito térmico es para enfriar de manera pasiva la capa de transferencia de calor.

20 **23.** La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque el depósito térmico para enfriar de manera pasiva la capa de transferencia de calor al absorber calor de la capa de transferencia de calor.

24. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque adicionalmente comprende al menos un mecanismo de control de capacitancia térmica para controlar la capacitancia térmica o capacidad de la punta de sonda de ablación, el al menos un mecanismo
25 de control de capacitancia térmica seleccionado del grupo que consiste en:

- (a) medios para controlar la temperatura del depósito térmico;
- (b) medios para controlar la ubicación del depósito térmico;
- (c) medios para controlar la masa del depósito térmico;
- (d) medios para controlar las dimensiones de área de sección transversal del depósito térmico;
- 30 (e) medios para controlar el volumen del depósito térmico;
- (f) medios para controlar el área de sección transversal de la capa de transferencia de calor;
- (g) medios para controlar el material a partir del cual se construye el depósito térmico;
- (h) medios para controlar la masa de la capa de transferencia de calor;
- (i) medios para controlar las dimensiones de área de sección transversal de la capa de transferencia
35 de calor;
- (j) medios para controlar el volumen de la capa de transferencia de calor;
- (k) medios para controlar el área de sección transversal de la capa de transferencia de calor;
- (l) medios para controlar el material a partir del cual se construye la capa de transferencia de calor;
- (m) medios para controlar la potencia aplicada a la punta de sonda de ablación;

(n) medios para controlar la energía aplicada a la punta de sonda de ablación; y

(o) medios para controlar la duración de un ciclo de ablación durante el cual se aplica calor.

25. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque adicionalmente comprende una pluralidad de mecanismos de control de capacitancia térmica para controlar la capacitancia térmica de la punta de sonda de ablación, la pluralidad de mecanismos de control de capacitancia térmica seleccionados del grupo que consiste en:

(a) medios para controlar la temperatura del depósito térmico;

(b) medios para controlar la ubicación del depósito térmico;

(c) medios para controlar la masa del depósito térmico;

(d) medios para controlar las dimensiones de área de sección transversal del depósito térmico;

(e) medios para controlar el volumen del depósito térmico;

(f) medios para controlar el área de sección transversal de la capa de transferencia de calor;

(g) medios para controlar el material a partir del cual se construye el depósito térmico;

(h) medios para controlar la masa de la capa de transferencia de calor;

(i) medios para controlar las dimensiones de área de sección transversal de la capa de transferencia de calor;

(j) medios para controlar el volumen de la capa de transferencia de calor;

(k) medios para controlar el área de sección transversal de la capa de transferencia de calor;

(l) medios para controlar el material a partir del cual se construye la capa de transferencia de calor;

(m) medios para controlar la potencia aplicada a la punta de sonda de ablación;

(n) medios para controlar la energía aplicada a la punta de sonda de ablación; y

(o) medios para controlar la duración de un ciclo de ablación durante el cual se aplica calor.

26. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque la capa de transferencia de calor extrae calor del tejido objetivo al permitir que la energía térmica se conduzca preferentemente hacia arriba de la capa de transferencia de calor.

27. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque la punta de sonda de ablación tiene enfriamiento pasivo y enfriamiento activo.

28. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque la antena coaxial comprende:

(a) un conductor interior;

(b) una capa aislante dieléctrica anular que rodea el conductor interior; y

(c) un conductor exterior anular que rodea la capa aislante dieléctrica anular.

29. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque adicionalmente comprende:

(a) una abertura anular definida en al menos una capa exterior de la antena coaxial hacia el extremo de inserción;

(b) el centro de ablación rodeado por la abertura anular, el centro de ablación siendo una región focal desde la cual el medio de ablación irradia a través de la abertura anular para formar una zona de ablación; y

(c) la capa de transferencia de calor separada del extremo de inserción de modo que la abertura anular está entre la capa de transferencia de calor y el extremo de inserción.

5 **30.** La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque la capa de transferencia de calor evita que el centro de ablación migre hacia arriba del eje lejos del extremo de inserción.

31. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque la capa de transferencia de calor se enfría al transferir energía térmica desde la capa de transferencia de calor al tejido blando que rodea la capa de transferencia de calor.

10 **32.** La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque la antena coaxial es una antena de campo cercano.

33. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque la antena coaxial es una antena reactiva de campo cercano.

34. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque la punta de sonda de ablación es una punta de sonda de ablación por microondas.

15 **35.** La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque la punta de sonda de ablación es una punta de sonda de ablación por microondas para recibir energía de microondas de la fuente de ablación como el medio de ablación, la energía de microondas se suministra al tejido objetivo mediante la punta de sonda de ablación.

20 **36.** La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque la punta de sonda de ablación es una punta de sonda de ablación por microondas para recibir energía de microondas de la fuente de ablación como el medio de ablación, la fuente de ablación proporciona energía de microondas a frecuencias que varían de 500 MHz a 300 GHz.

37. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque la punta de sonda de ablación es una punta de sonda de ablación por radiofrecuencia.

25 **38.** La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque la punta de sonda de ablación es una punta de sonda de ablación por micro-ablación.

30 **39.** La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una zona de ablación rodea el centro de ablación cuando el medio de ablación se proporciona a la punta de sonda de ablación, la zona de ablación para ablación selectiva del tejido objetivo mientras se mitiga el daño a tejidos colaterales inmediatamente adyacentes.

40. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque la capa de transferencia de calor y el depósito térmico se conectan térmicamente.

35 **41.** La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque una grasa de transferencia de calor o adhesivo epoxi térmicamente conductor se proporciona entre el depósito térmico y la capa de transferencia de calor.

42. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, caracterizada además porque adicionalmente comprende al menos un mecanismo de control de capacitancia térmica para controlar la capacitancia térmica o capacidad de la punta de sonda de ablación, el al menos un mecanismo de control de capacitancia térmica comprende:

medios para controlar la ubicación del depósito térmico al seleccionar la colocación del depósito térmico y/o al ajustar la colocación del depósito térmico al deslizarlo hacia arriba y hacia abajo del eje.

43. Un método para enfriar una punta de sonda de ablación, esta punta de sonda de ablación recibe un medio de ablación de una fuente de ablación, la punta de sonda de ablación para ablación de tejido objetivo, el método caracterizado porque comprende:

(a) proporcionar la punta de sonda de ablación, la punta de sonda de ablación tiene un eje con un extremo de inserción, el eje incluye una antena coaxial, la antena coaxial tiene un centro de ablación ubicado en la misma y cerca del extremo de inserción, la antena coaxial tiene una capa de transferencia de calor que rodea y se separa del extremo de inserción de modo que el centro de ablación está entre la capa de transferencia de calor y el extremo de inserción, y un depósito térmico que rodea al menos parcialmente la capa de transferencia de calor, el depósito térmico siendo seleccionado del grupo que consiste de:

(i) un depósito térmico de plata;

(ii) un depósito térmico de aluminio

(iii) un depósito térmico superconductor hecho de al menos un material superconductor seleccionado del grupo que consiste de nitruro de boro, grafeno, nanotubos de grafeno y grafito pirolítico; y

(iv) una combinación de depósito térmico hecha de una combinación de al menos dos materiales seleccionados del grupo que consiste de aire, agua, hielo, aluminio, plata, cobre, diamante, nitruro de boro, grafeno, nanotubos de grafeno, y grafito pirolítico;

(b) determinar una temperatura óptima para la capa de transferencia de calor; y

(c) el depósito térmico enfría la capa de transferencia de calor a no más de la temperatura óptima.

44. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque la capa de transferencia de calor extrae calor del tejido objetivo al permitir que la energía térmica se conduzca preferentemente hacia arriba en la capa de transferencia de calor.

45. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque el depósito térmico enfría de manera pasiva la capa de transferencia de calor a no más de la temperatura óptima.

46. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende mantener la capa de transferencia de calor a la temperatura óptima.

47. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende mantener la capa de transferencia de calor a no más de la temperatura óptima.

48. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende determinar un intervalo de temperatura óptimo para la capa de transferencia de calor y el depósito térmico enfría la capa de transferencia de calor de modo que la temperatura de la capa de transferencia de calor está dentro del intervalo de temperatura óptimo.

49. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende controlar la capacitancia térmica o capacidad de la punta de sonda de ablación usando al menos un mecanismo de control de capacitancia térmica.

50. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque

adicionalmente comprende controlar la capacitancia térmica o capacidad de la punta de sonda de ablación usando una pluralidad de mecanismos de control de capacitancia térmica.

51. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende controlar la temperatura del depósito térmico.

5 **52.** El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende controlar la ubicación del depósito térmico.

53. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende controlar la masa del depósito térmico.

10 **54.** El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende controlar las dimensiones de área de sección transversal del depósito térmico.

55. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende controlar el volumen del depósito térmico.

56. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende controlar el área de sección transversal del depósito térmico.

15 **57.** El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende controlar el material a partir del cual se construye el depósito térmico.

58. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende controlar la masa de la capa de transferencia de calor.

20 **59.** El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizada además porque adicionalmente comprende controlar las dimensiones de área de sección transversal de la capa de transferencia de calor.

60. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende controlar el volumen de la capa de transferencia de calor.

25 **61.** El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizada además porque adicionalmente comprende controlar el área de sección transversal de la capa de transferencia de calor.

62. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende controlar el material a partir del cual se construye la capa de transferencia de calor.

30 **63.** El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende controlar la potencia aplicada a la punta de sonda de ablación.

64. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende controlar la energía aplicada a la punta de sonda de ablación.

65. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende controlar la duración del ciclo de ablación.

35 **66.** El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende enfriar la capa de transferencia de calor al transferir energía térmica desde la capa de transferencia de calor al tejido blando que rodea la capa de transferencia de calor.

67. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque la capa de transferencia de calor evita que el centro de ablación migre hacia arriba del eje lejos del extremo de

inserción.

68. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque adicionalmente comprende enfriar de manera activa la punta de sonda de ablación.

5 **69.** El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque la punta de sonda de ablación recibe energía de microondas de la fuente de ablación como el medio de ablación, y suministra la energía de microondas al tejido objetivo mediante la punta de sonda de ablación.

70. El método de conformidad con la reivindicación 43, caracterizado además porque la punta de sonda de ablación recibe energía de microondas a frecuencias que varían de 500 MHz a 300 GHz de la fuente de ablación como el medio de ablación.

10 **71.** Una punta de sonda de ablación que tiene un eje con un extremo de inserción, dicha punta de sonda de ablación recibe medios de ablación de una fuente de ablación, la punta de sonda de ablación es para ablación de tejido objetivo, la punta de sonda de ablación caracterizada porque comprende:

(a) el eje que incluye una antena coaxial;

15 (b) un centro de ablación ubicado dentro de la antena coaxial al menos cerca del extremo de inserción;

(c) una capa de transferencia de calor que rodea la antena coaxial, la capa de transferencia de calor separada del extremo de inserción de modo que el centro de ablación está entre la capa de transferencia de calor y el extremo de inserción; y

20 (d) un depósito térmico que rodea al menos parcialmente la capa de transferencia de calor, dicho depósito térmico siendo un depósito térmico superconductor hecho de al menos un material superconductor seleccionado del grupo que consiste de nitruro de boro, grafeno, nanotubos de grafeno y grafito pirolítico.

72. Una punta de sonda de ablación que tiene un eje con un extremo de inserción, dicha punta de sonda de ablación recibe medios de ablación de una fuente de ablación, la punta de sonda de ablación es para ablación de tejido objetivo, la punta de sonda de ablación caracterizada porque comprende:

25 (a) el eje que incluye una antena coaxial;

(b) un centro de ablación ubicado dentro de la antena coaxial al menos cerca del extremo de inserción;

30 (c) una capa de transferencia de calor que rodea la antena coaxial, la capa de transferencia de calor separada del extremo de inserción de modo que el centro de ablación está entre la capa de transferencia de calor y el extremo de inserción; y

(d) un depósito térmico que rodea al menos parcialmente la capa de transferencia de calor, dicho depósito térmico siendo una combinación de depósito térmico hecha de una combinación de al menos dos materiales seleccionados del grupo que consiste de aire, agua, hielo, aluminio, plata, cobre, diamante, nitruro de boro, grafeno, nanotubos de grafeno, y grafito pirolítico.

35 **73.** Una punta de sonda de ablación que tiene un eje con un extremo de inserción, dicha punta de sonda de ablación recibe medios de ablación de una fuente de ablación, la punta de sonda de ablación es para ablación de tejido objetivo, la punta de sonda de ablación caracterizada porque comprende:

(a) el eje que incluye una antena coaxial;

(b) un centro de ablación ubicado dentro de la antena coaxial al menos cerca del extremo de

inserción;

(c) una capa de transferencia de calor que rodea la antena coaxial, la capa de transferencia de calor separada del extremo de inserción de modo que el centro de ablación está entre la capa de transferencia de calor y el extremo de inserción; y

5 (d) un depósito térmico que rodea al menos parcialmente la capa de transferencia de calor, dicho depósito térmico siendo un depósito térmico de plata.

74. Una punta de sonda de ablación que tiene un eje con un extremo de inserción, dicha punta de sonda de ablación recibe medios de ablación de una fuente de ablación, la punta de sonda de ablación es para ablación de tejido objetivo, la punta de sonda de ablación caracterizada porque comprende:

10 (a) el eje que incluye una antena coaxial;

(b) un centro de ablación ubicado dentro de la antena coaxial al menos cerca del extremo de inserción;

15 (c) una capa de transferencia de calor que rodea la antena coaxial, la capa de transferencia de calor separada del extremo de inserción de modo que el centro de ablación está entre la capa de transferencia de calor y el extremo de inserción; y

(d) un depósito térmico que rodea al menos parcialmente la capa de transferencia de calor, dicho depósito térmico siendo un depósito térmico de aluminio.

20 **75.** Un método para enfriar una punta de sonda de ablación, esta punta de sonda de ablación recibe un medio de ablación de una fuente de ablación, la punta de sonda de ablación para ablación de tejido objetivo, el método caracterizado porque comprende:

(a) proporcionar la punta de sonda de ablación, la punta de sonda de ablación tiene un eje con un extremo de inserción, el eje incluye una antena coaxial, la antena coaxial tiene un centro de ablación ubicado en la misma y cerca del extremo de inserción, la antena coaxial tiene una capa de transferencia de calor que rodea y se separa del extremo de inserción de modo que el centro de ablación está entre la capa de transferencia de calor y el extremo de inserción, y un depósito térmico que rodea al menos

25 parcialmente la capa de transferencia de calor, el depósito térmico siendo un depósito térmico superconductor hecho de al menos un material superconductor seleccionado del grupo que consiste de nitruro de boro, grafeno, nanotubos de grafeno y grafito pirolítico;

(b) predeterminedar una temperatura óptima para la capa de transferencia de calor; y

30 (c) el depósito térmico enfría la capa de transferencia de calor a no más de la temperatura óptima.

76. Un método para enfriar una punta de sonda de ablación, esta punta de sonda de ablación recibe un medio de ablación de una fuente de ablación, la punta de sonda de ablación para ablación de tejido objetivo, el método caracterizado porque comprende:

35 (a) proporcionar la punta de sonda de ablación, la punta de sonda de ablación tiene un eje con un extremo de inserción, el eje incluye una antena coaxial, la antena coaxial tiene un centro de ablación ubicado en la misma y cerca del extremo de inserción, la antena coaxial tiene una capa de transferencia de calor que rodea y se separa del extremo de inserción de modo que el centro de ablación está entre la capa de transferencia de calor y el extremo de inserción, y un depósito térmico que rodea al menos parcialmente la capa de transferencia de calor, el depósito térmico siendo una combinación de depósito

térmico hecha de una combinación de al menos dos materiales seleccionados del grupo que consiste de aire, agua, hielo, aluminio, plata, cobre, diamante, nitruro de boro, grafeno, nanotubos de grafeno, y grafito pirolítico;

(b) predeterminedar una temperatura óptima para la capa de transferencia de calor; y

5

(c) el depósito térmico enfría la capa de transferencia de calor a no más de la temperatura óptima.

77. Un método para enfriar una punta de sonda de ablación, esta punta de sonda de ablación recibe un medio de ablación de una fuente de ablación, la punta de sonda de ablación para ablación de tejido objetivo, el método caracterizado porque comprende:

10

(a) proporcionar la punta de sonda de ablación, la punta de sonda de ablación tiene un eje con un extremo de inserción, el eje incluye una antena coaxial, la antena coaxial tiene un centro de ablación ubicado en la misma y cerca del extremo de inserción, la antena coaxial tiene una capa de transferencia de calor que rodea y se separa del extremo de inserción de modo que el centro de ablación está entre la capa de transferencia de calor y el extremo de inserción, y un depósito térmico de plata que rodea al menos parcialmente la capa de transferencia de calor;

15

(b) predeterminedar una temperatura óptima para la capa de transferencia de calor; y

(c) el depósito térmico enfría la capa de transferencia de calor a no más de la temperatura óptima.

78. Un método para enfriar una punta de sonda de ablación, esta punta de sonda de ablación recibe un medio de ablación de una fuente de ablación, la punta de sonda de ablación para ablación de tejido objetivo, el método caracterizado porque comprende:

20

(a) proporcionar la punta de sonda de ablación, la punta de sonda de ablación tiene un eje con un extremo de inserción, el eje incluye una antena coaxial, la antena coaxial tiene un centro de ablación ubicado en la misma y cerca del extremo de inserción, la antena coaxial tiene una capa de transferencia de calor que rodea y se separa del extremo de inserción de modo que el centro de ablación está entre la capa de transferencia de calor y el extremo de inserción, y un depósito térmico de aluminio que rodea al

25

menos parcialmente la capa de transferencia de calor;

(b) predeterminedar una temperatura óptima para la capa de transferencia de calor; y

(c) el depósito térmico enfría la capa de transferencia de calor a no más de la temperatura óptima.

30

35

RESUMEN DE LA INVENCIÓN

Punta de sonda de ablación (100) que tiene un árbol (102) con un extremo de inserción (104). El árbol (102) incluye una antena coaxial (110). Un centro de ablación (124) está situado dentro del árbol (102) cerca del extremo de inserción (104). Una capa de transferencia de calor (130) circunda la antena coaxial (110). Un depósito térmico (134) circunda al menos parcialmente la capa de transferencia de calor (130). Un método para utilizar la punta de sonda de ablación (100) incluye predeterminar una temperatura óptima para la capa de transferencia de calor (130), y el depósito térmico (134) que enfría la capa de transferencia de calor (130) a no más de la temperatura óptima. La punta de sonda de ablación (100) puede ser parte de un sistema de sonda de ablación (50) que incluye una fuente de ablación (60) que proporciona medios de ablación (62) a la punta de sonda de ablación (100).

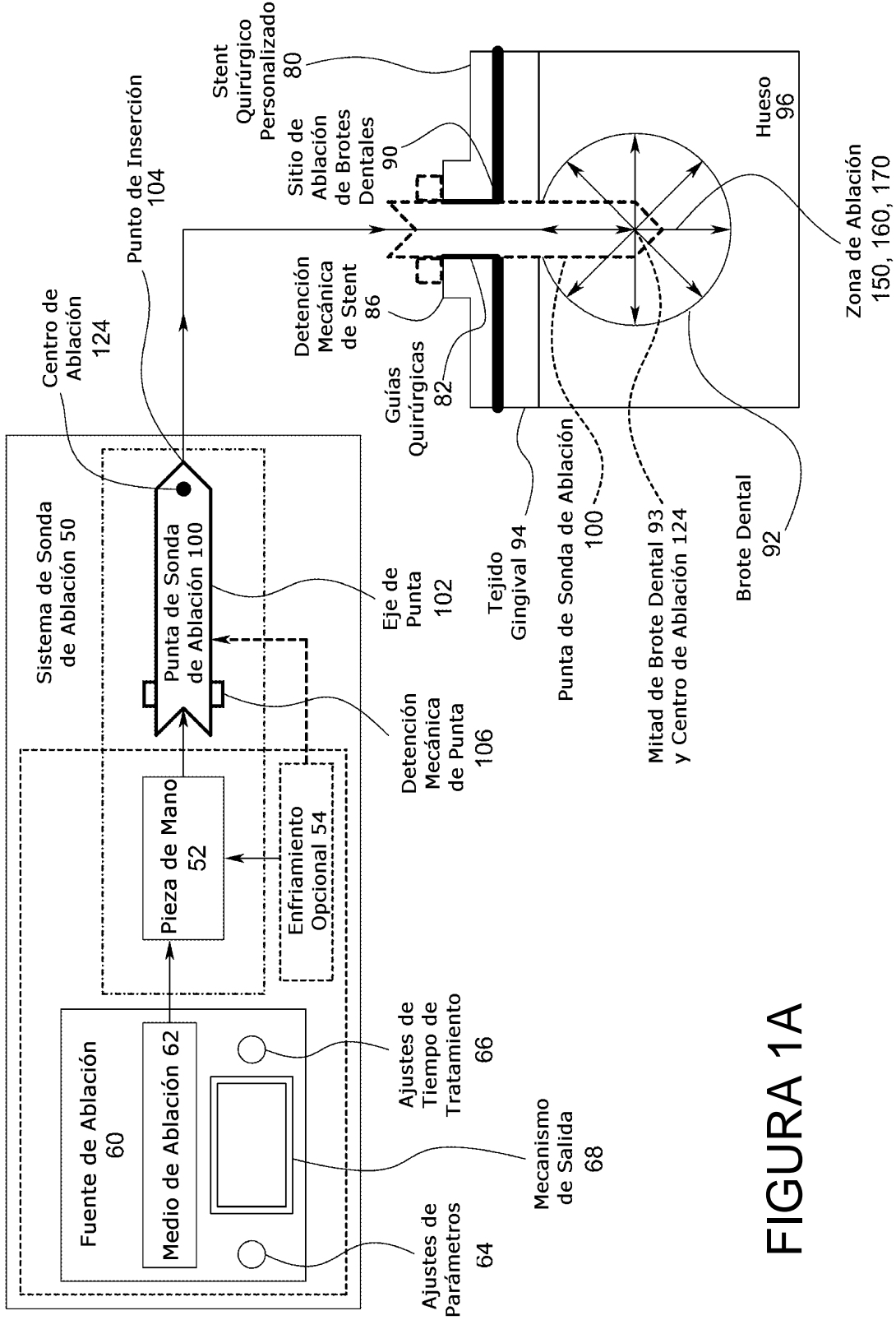


FIGURA 1A

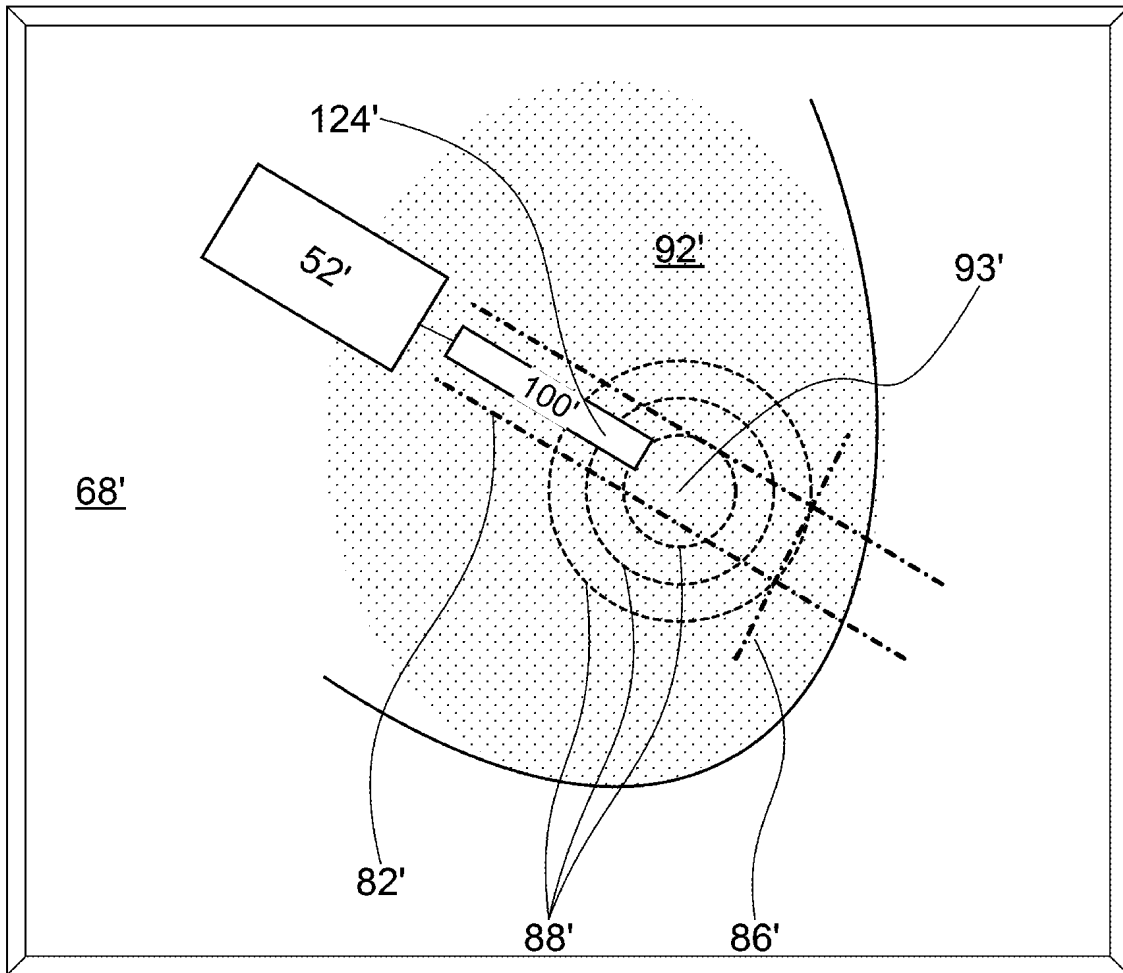


FIGURA 1B

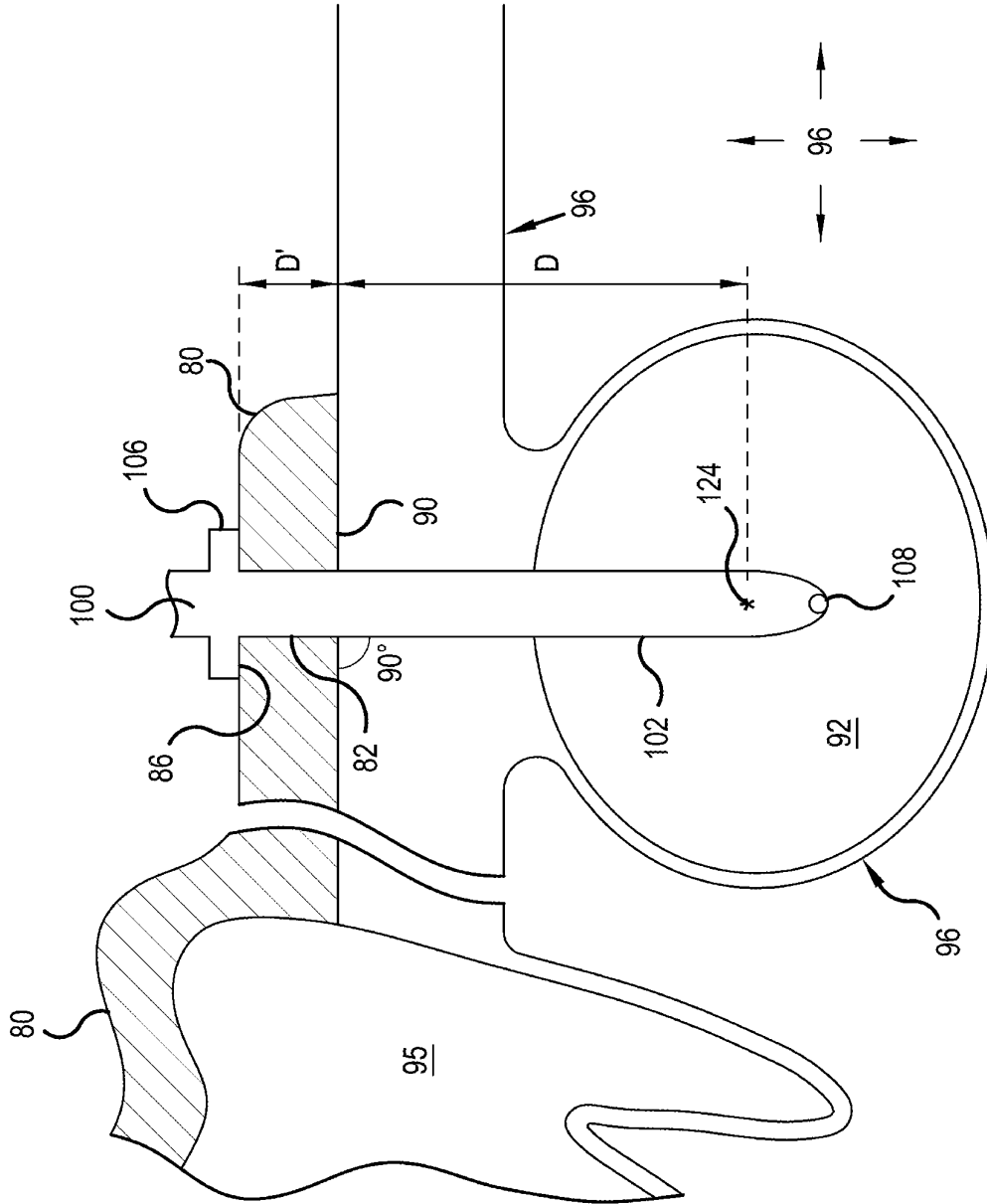


FIGURA 2

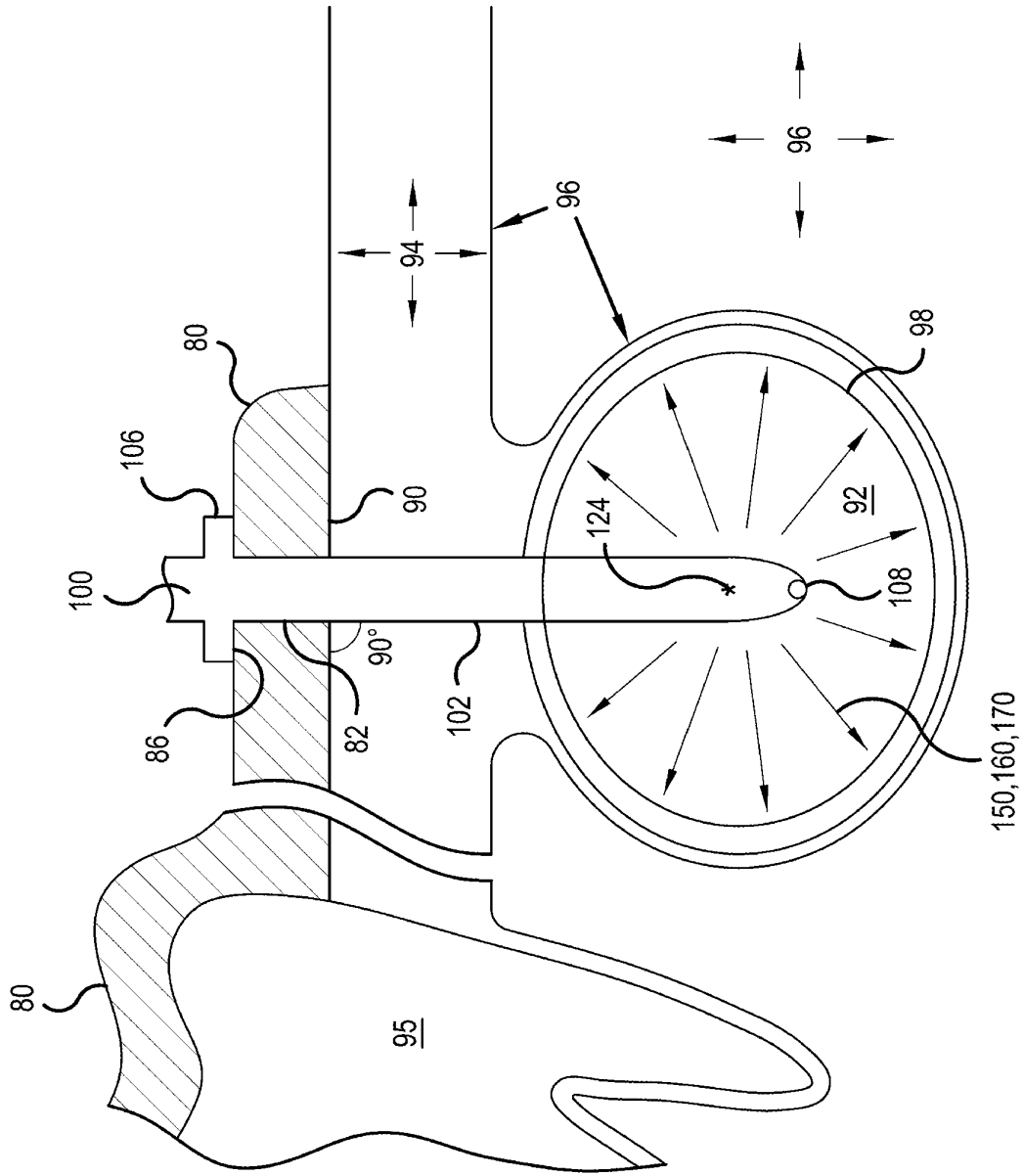


FIGURA 3

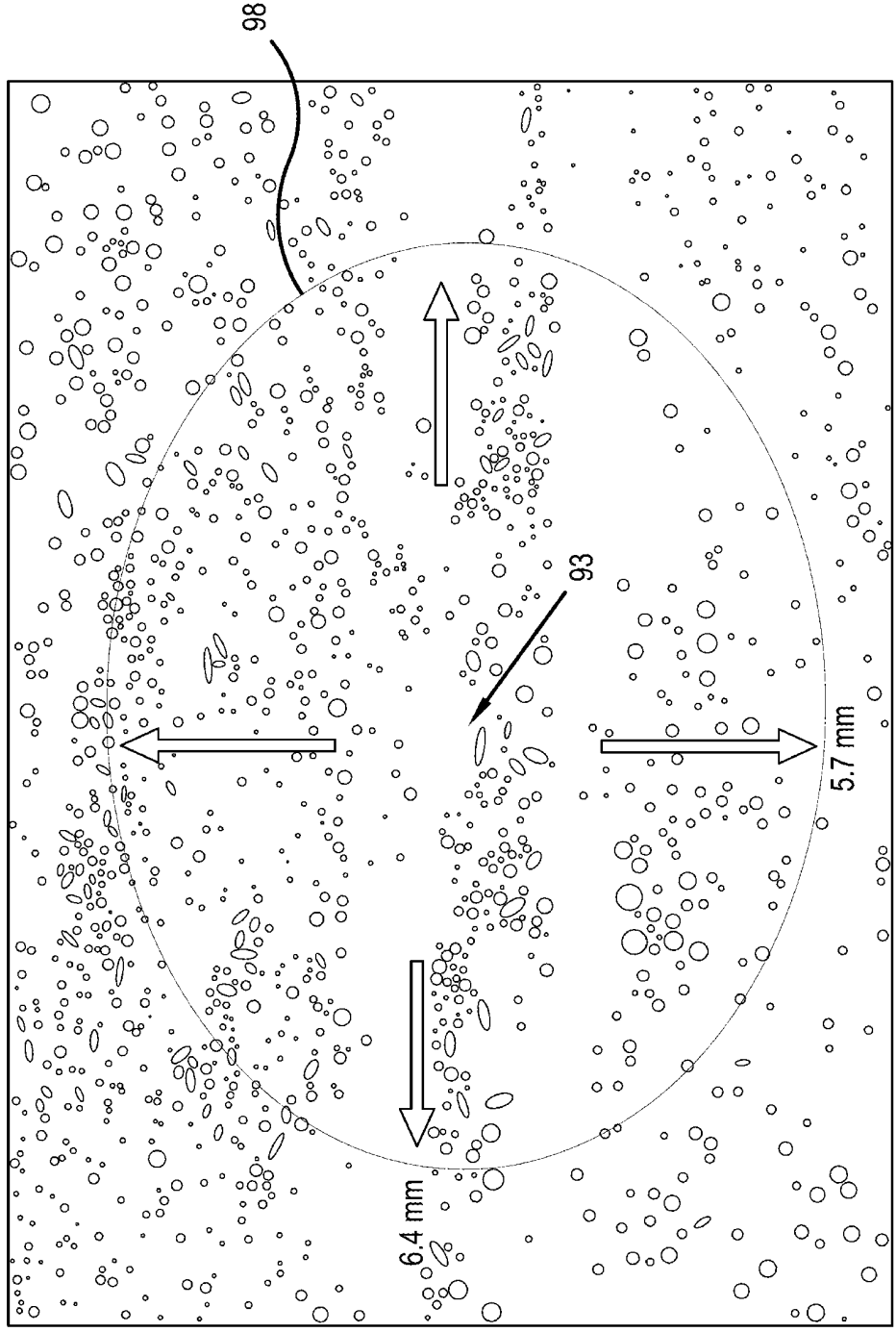


FIGURA 4

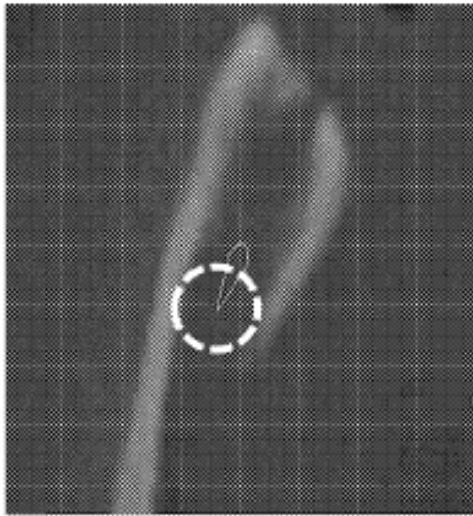


FIGURA 5

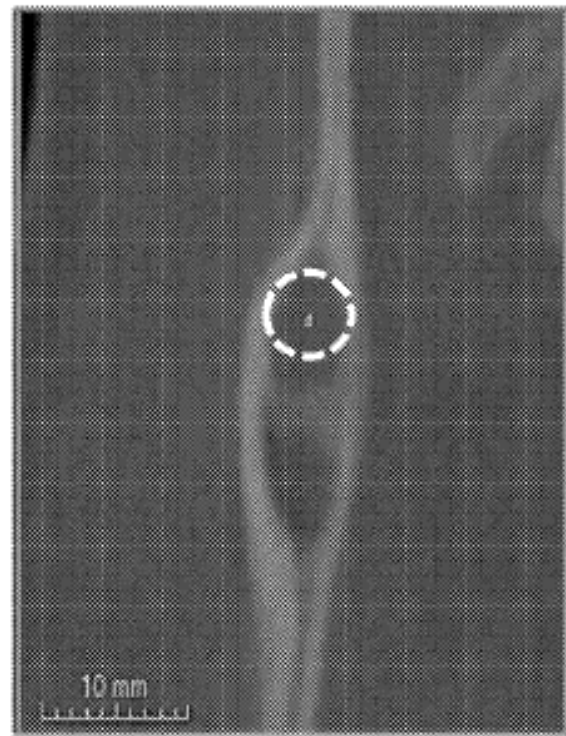


FIGURA 6

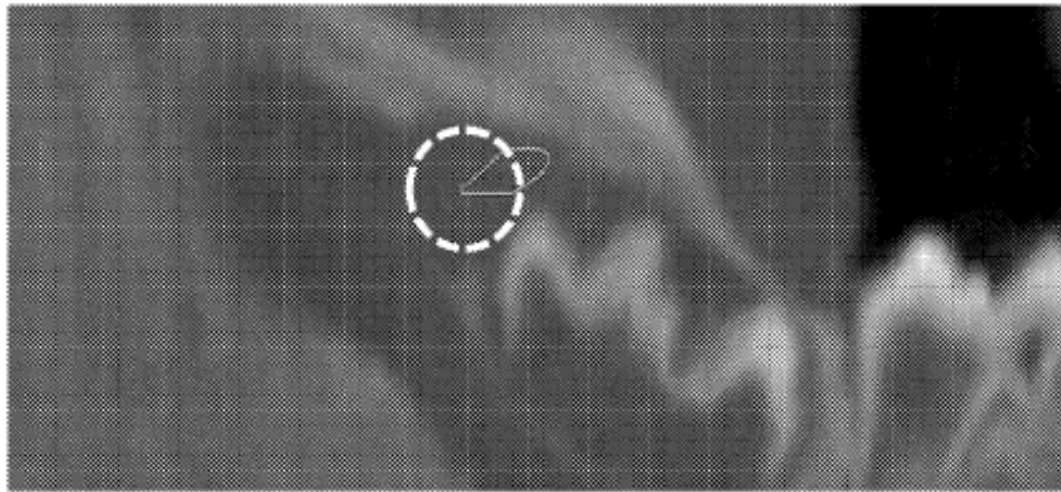


FIGURA 7

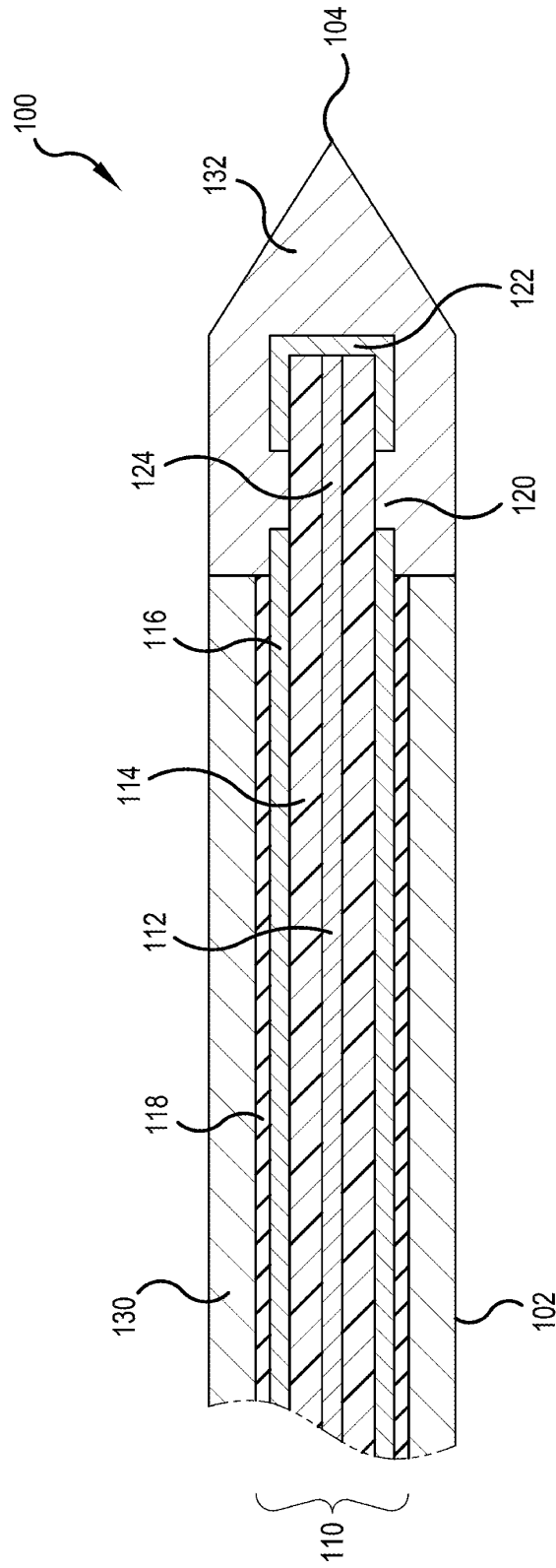


FIGURA 8

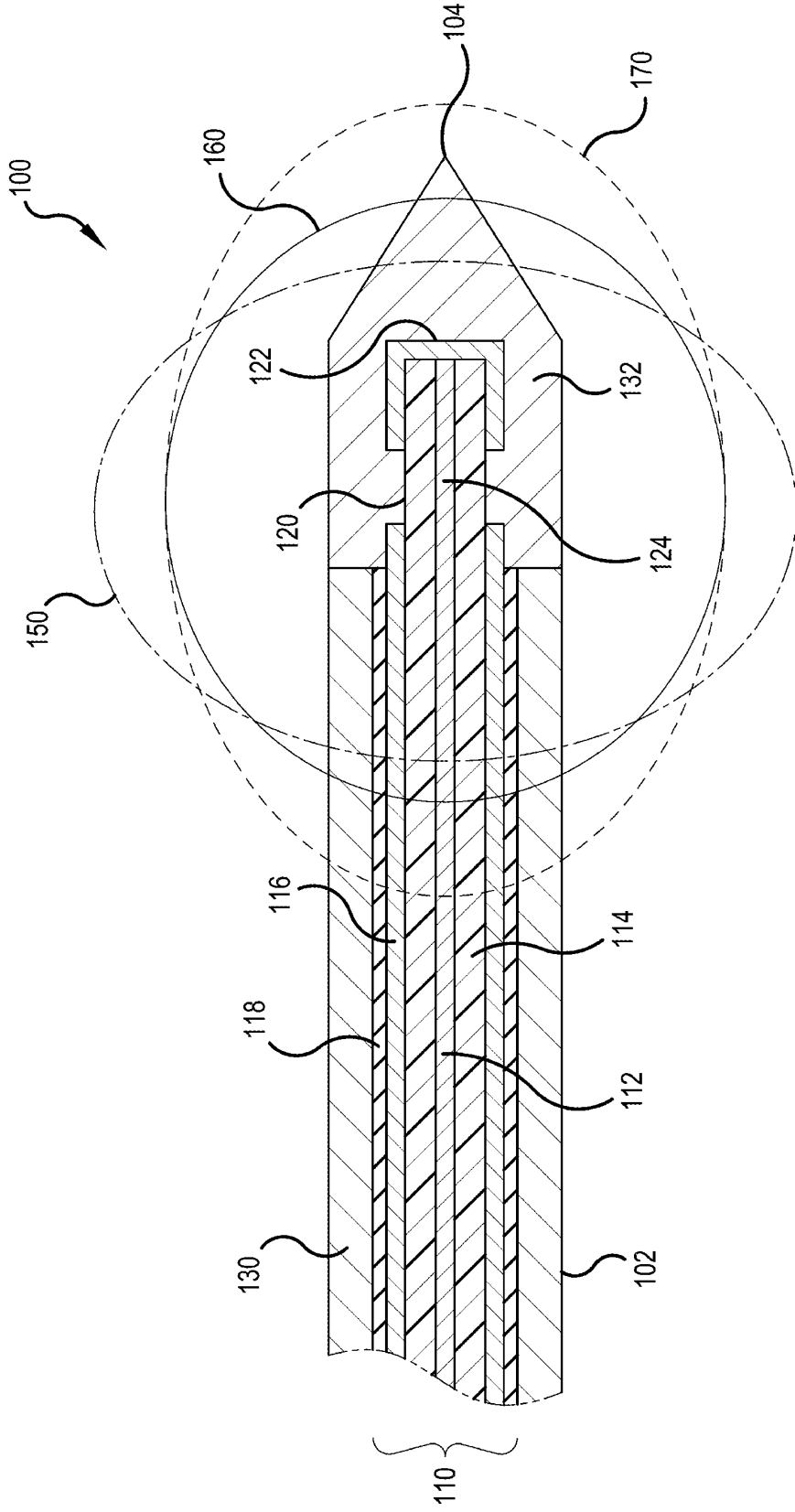


FIGURA 9

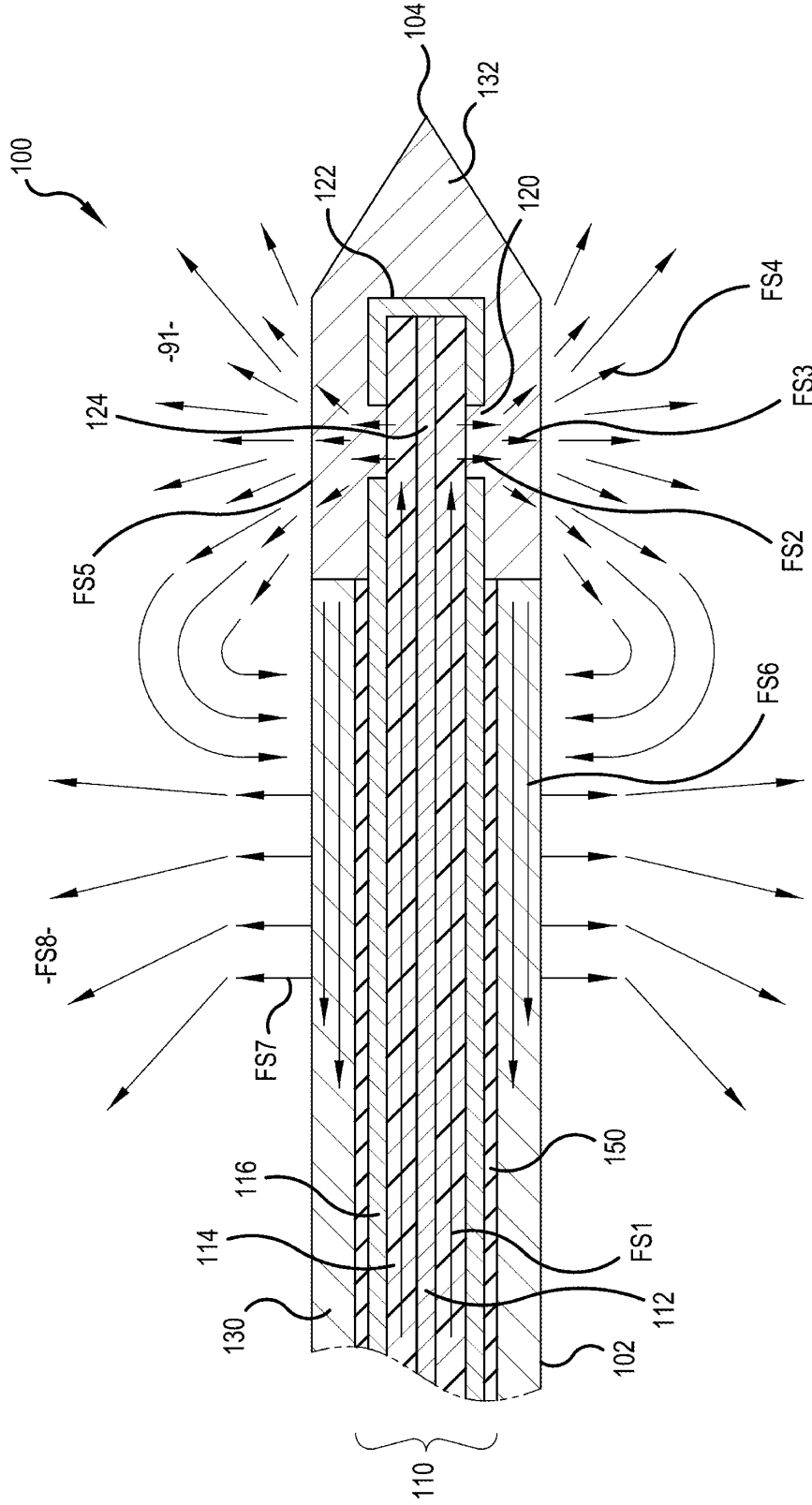


FIGURA 10

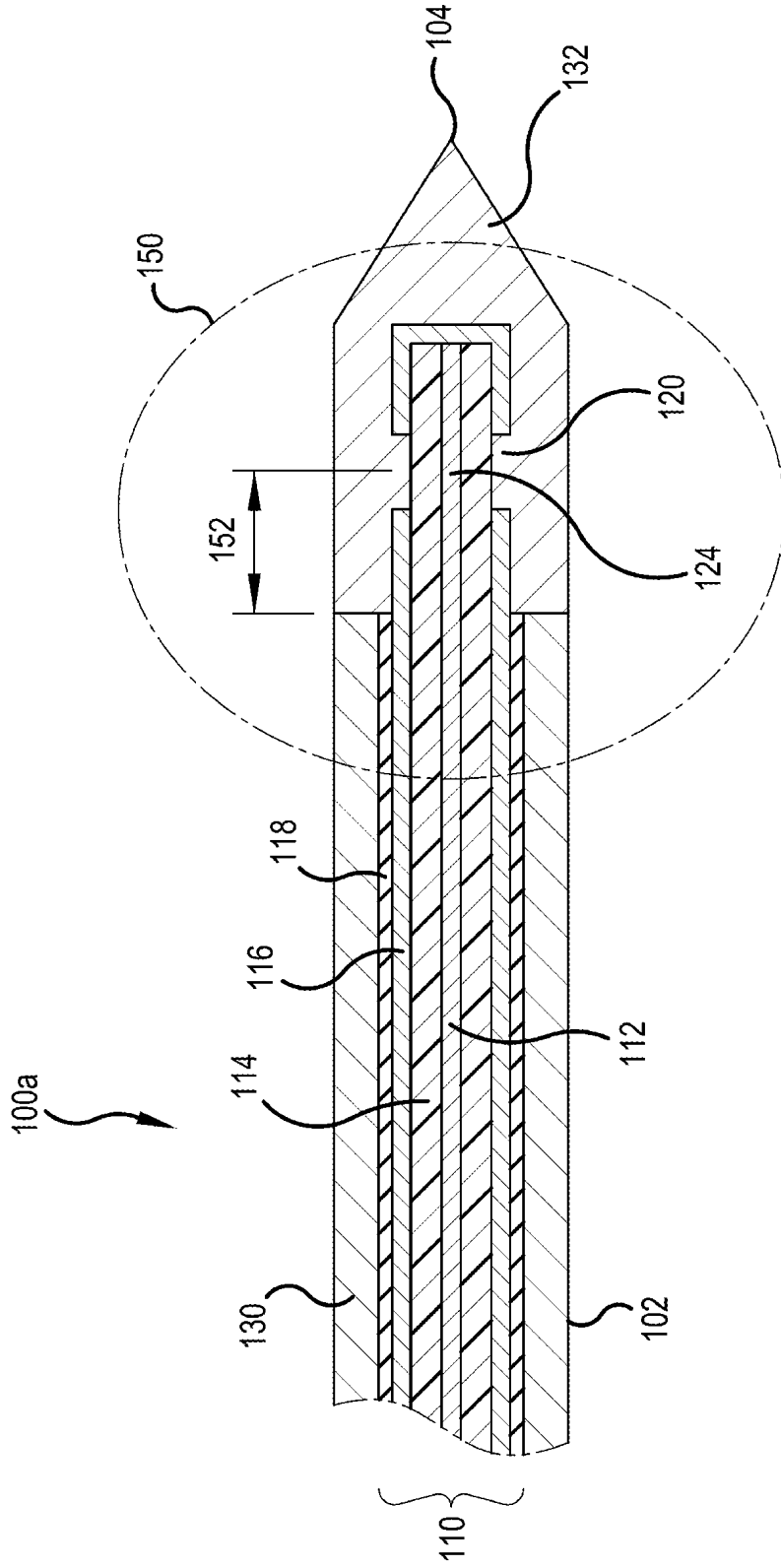


FIGURA 11

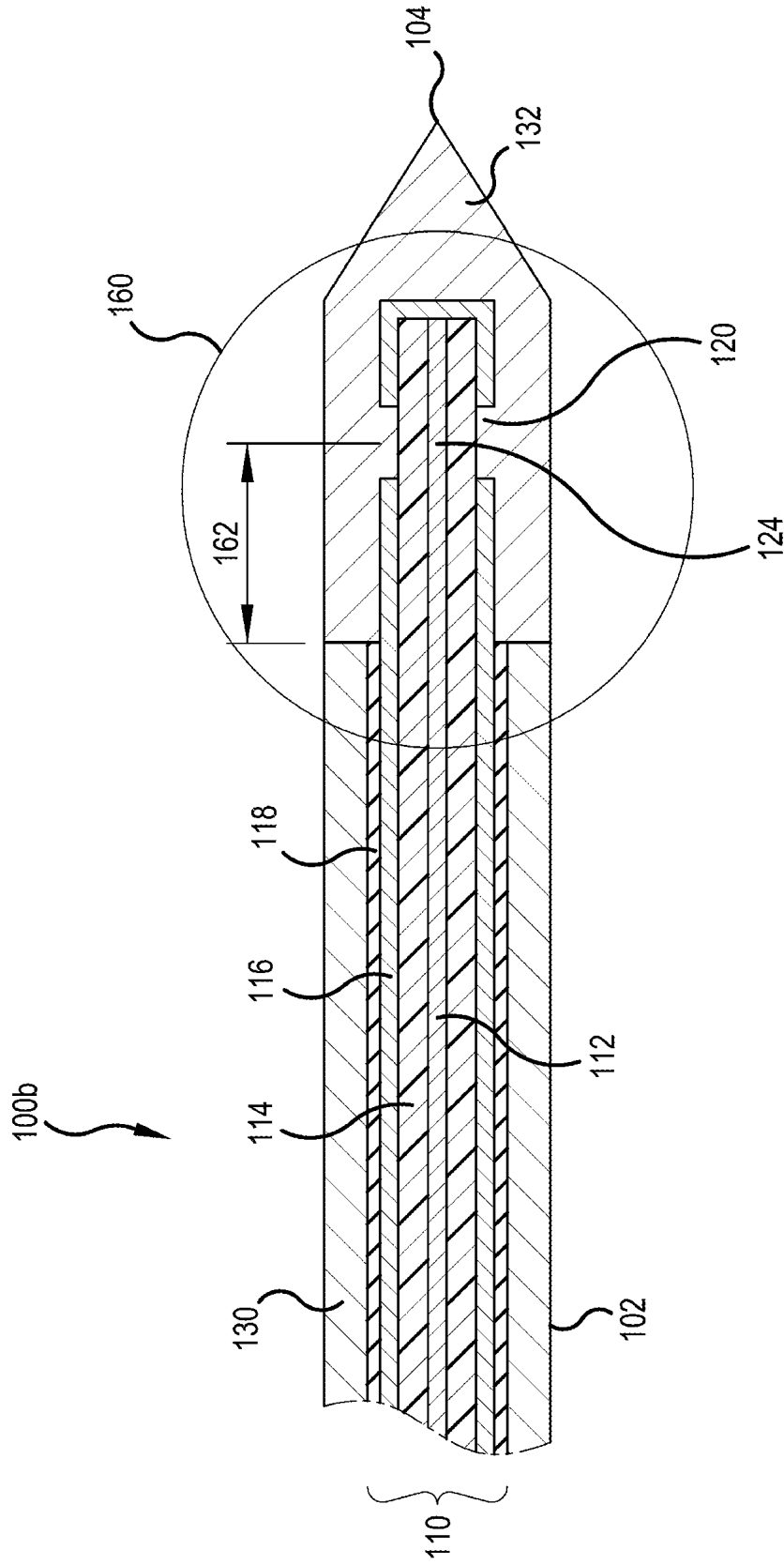


FIGURA 12

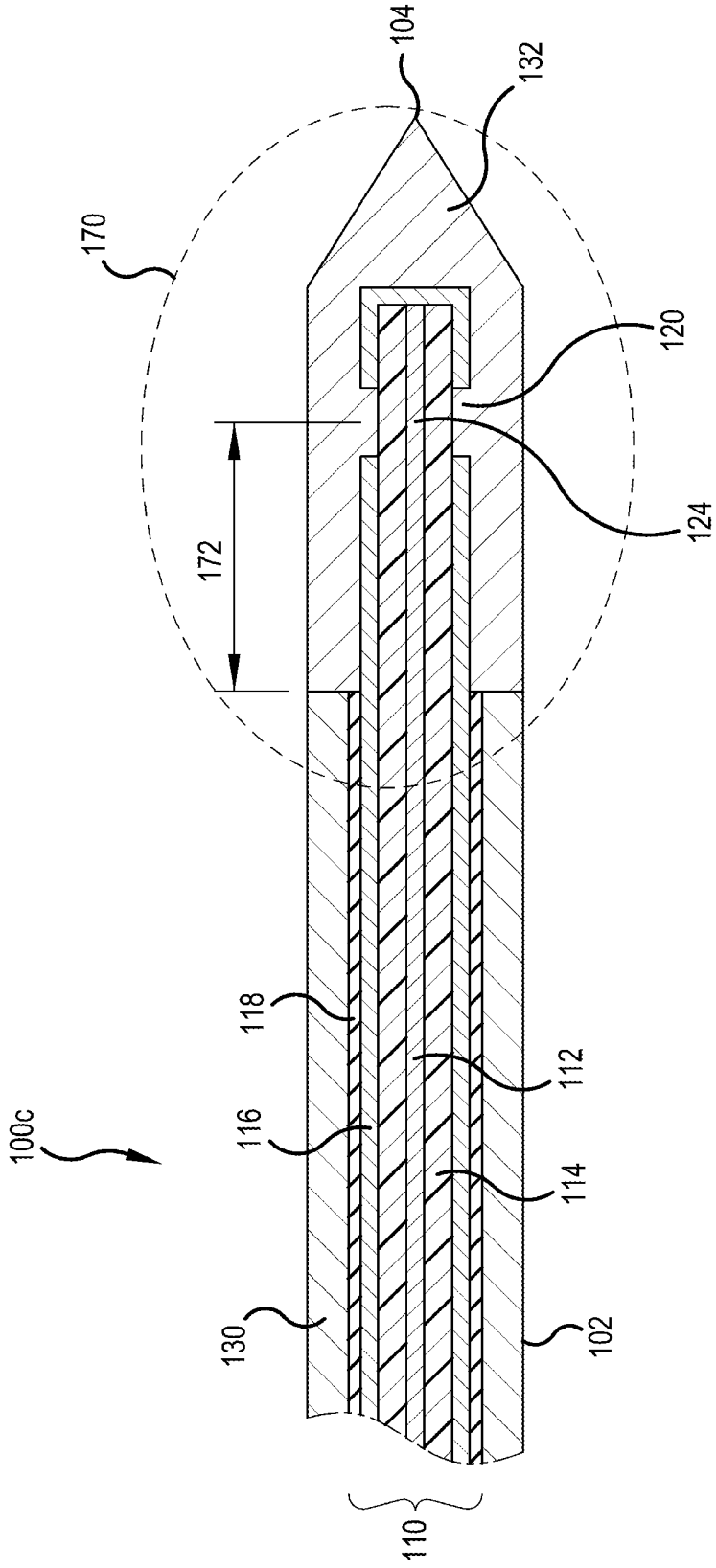


FIGURA 13

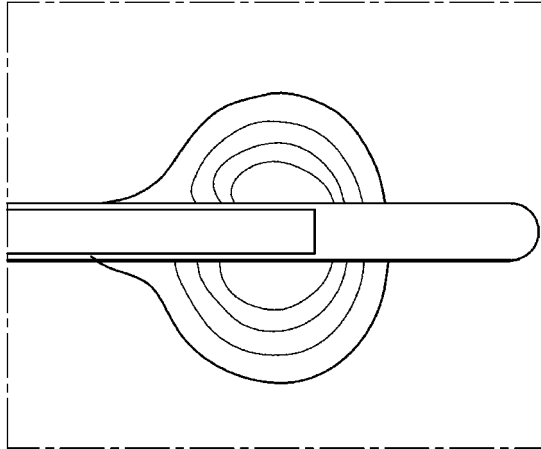


FIGURA 14A

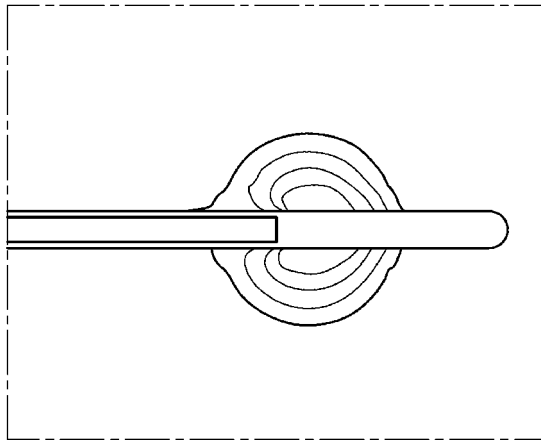


FIGURA 14B

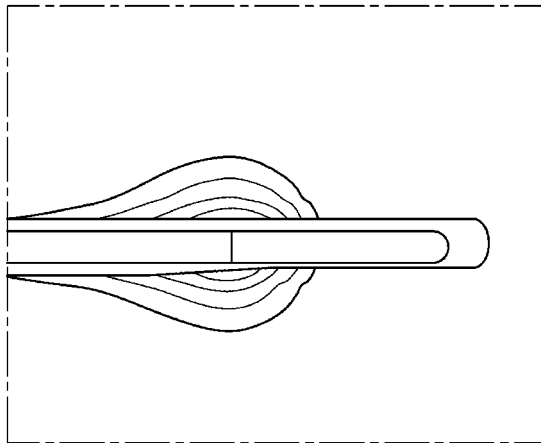


FIGURA 14C

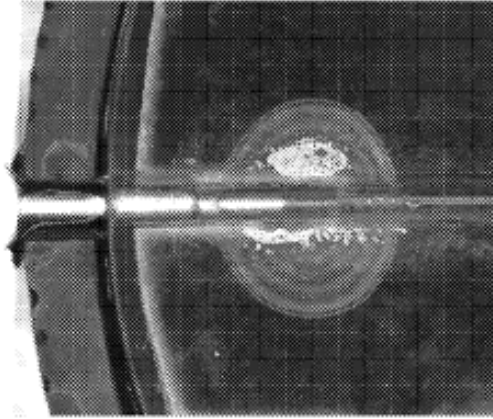


FIGURA 15A

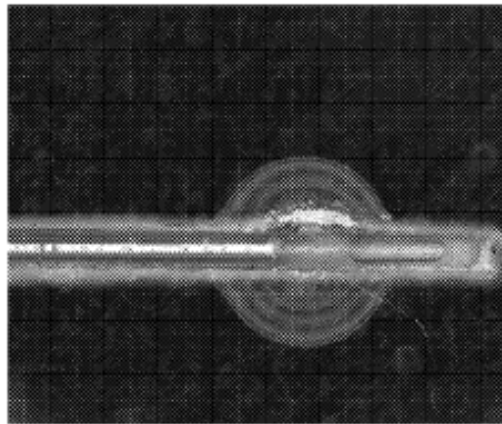


FIGURA 15B

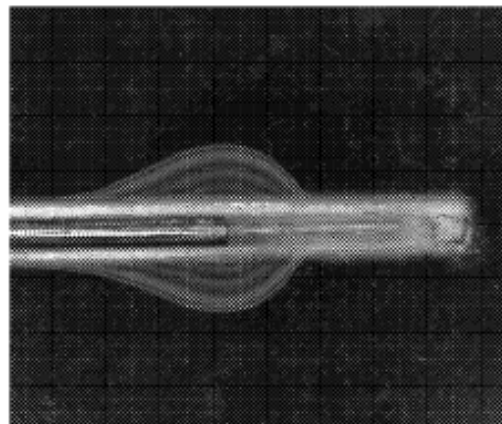


FIGURA 15C

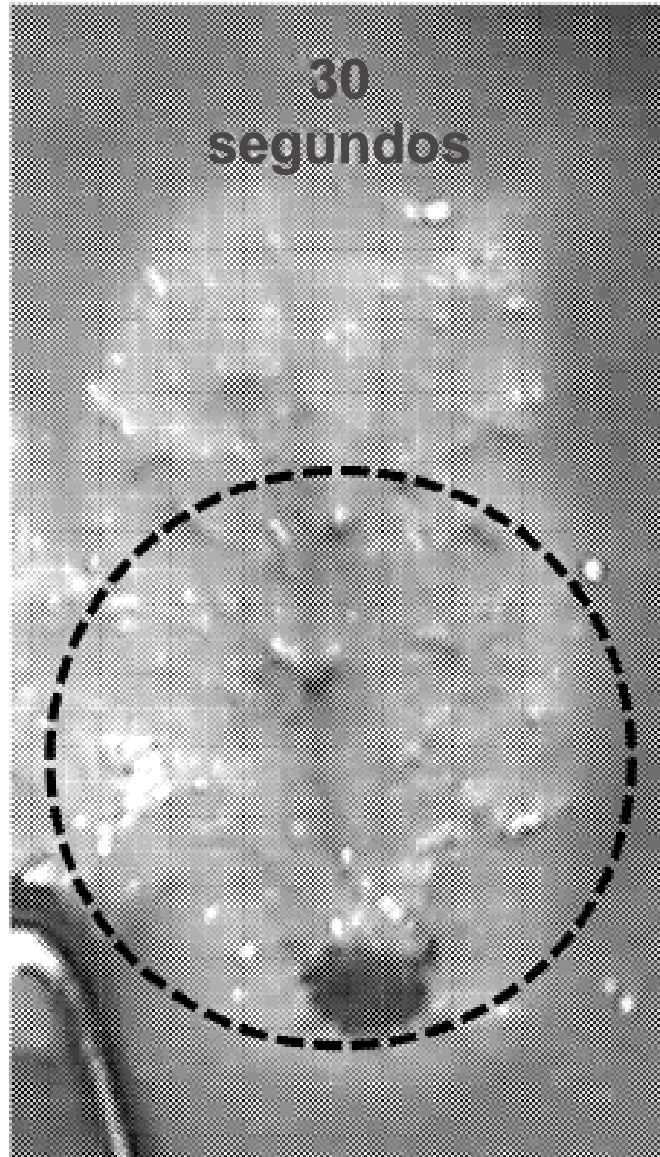


FIGURA 16A

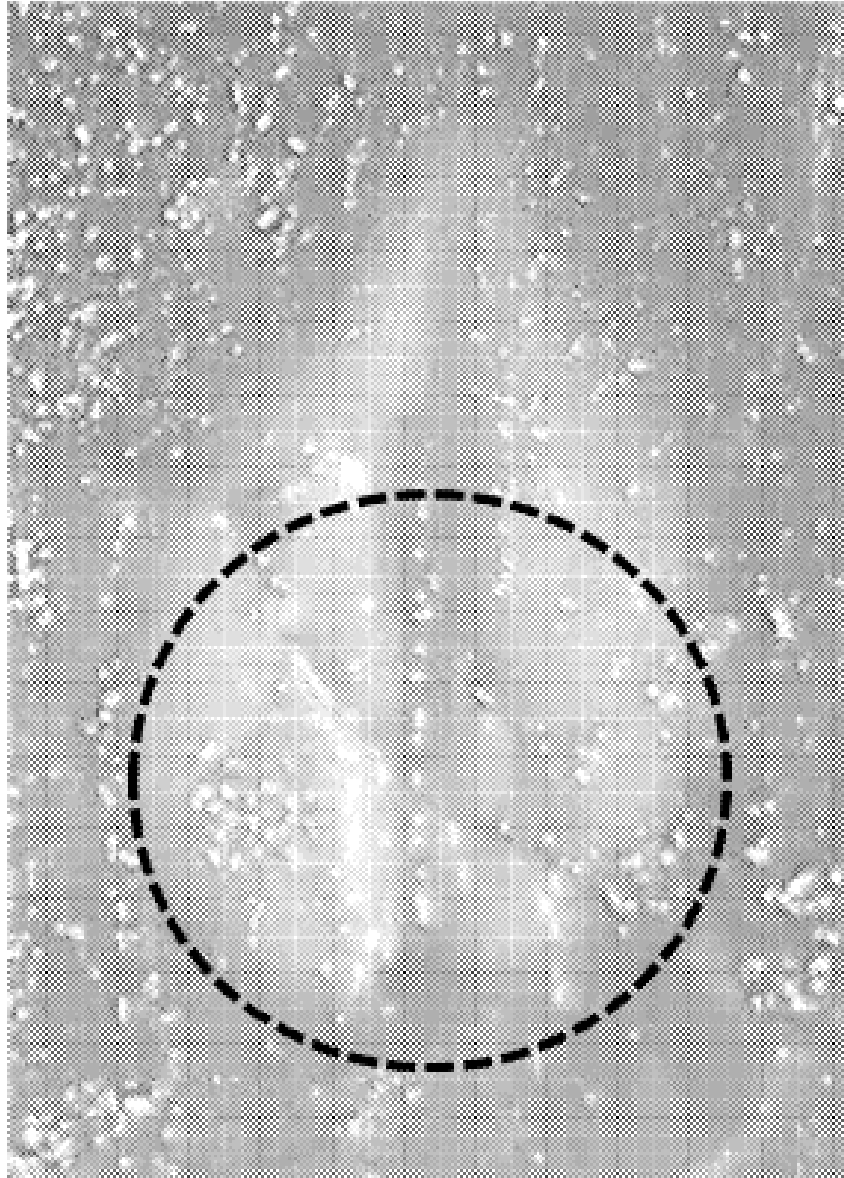


FIGURA 16B

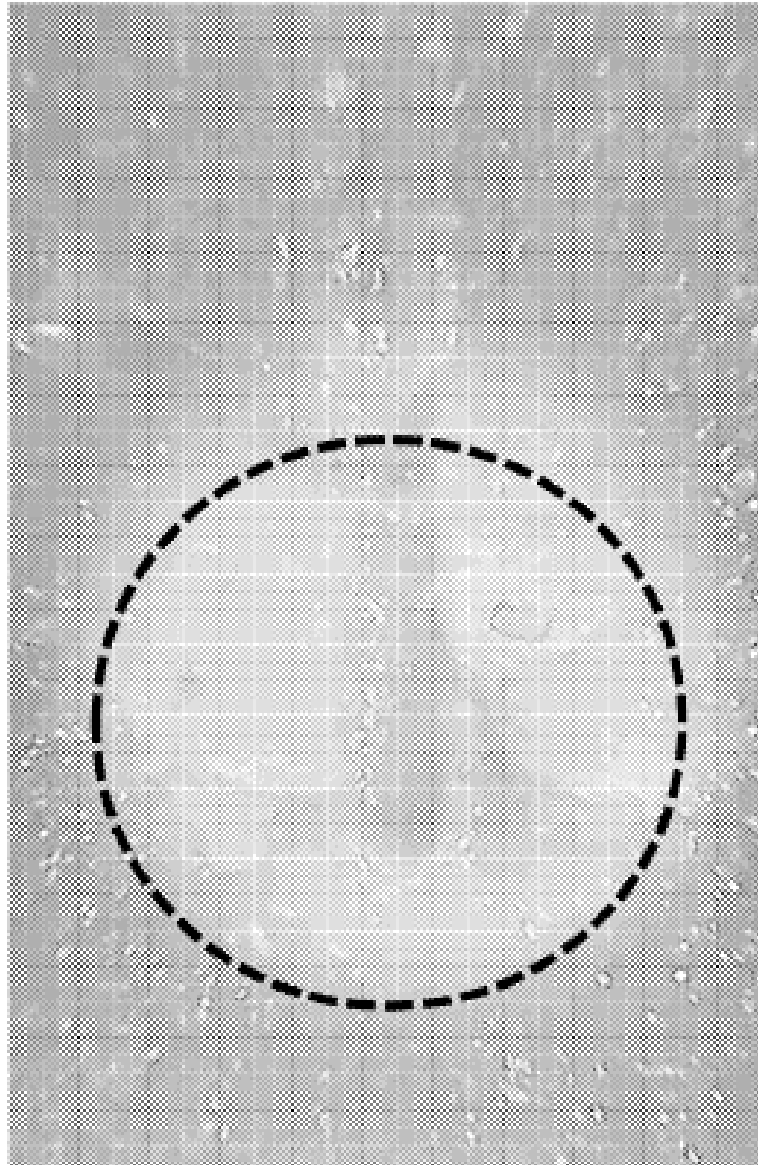


FIGURA 16C

Los datos se ajustan al siguiente modelo:

$$R = \beta_0 + \beta_1 T + \beta_2 A + \beta_{12} TA + \varepsilon$$

Donde:

\underline{R} = Redondez de Contorno 60C (Ancho/Longitud)

\underline{T} = Conductividad Térmica (W/mK a 0C)

\underline{A} = Abertura de sonda (mm)

$\underline{\varepsilon}$ = error

Fuente	Log. Valor	Valor P
Conductividad Térmica (W/mK a 0C)	11.844	0.00000
Abertura (mm)	3.470	0.00034
Conductividad Térmica (W/mK a 0C)*Abertura (mm)	0.960	0.10958

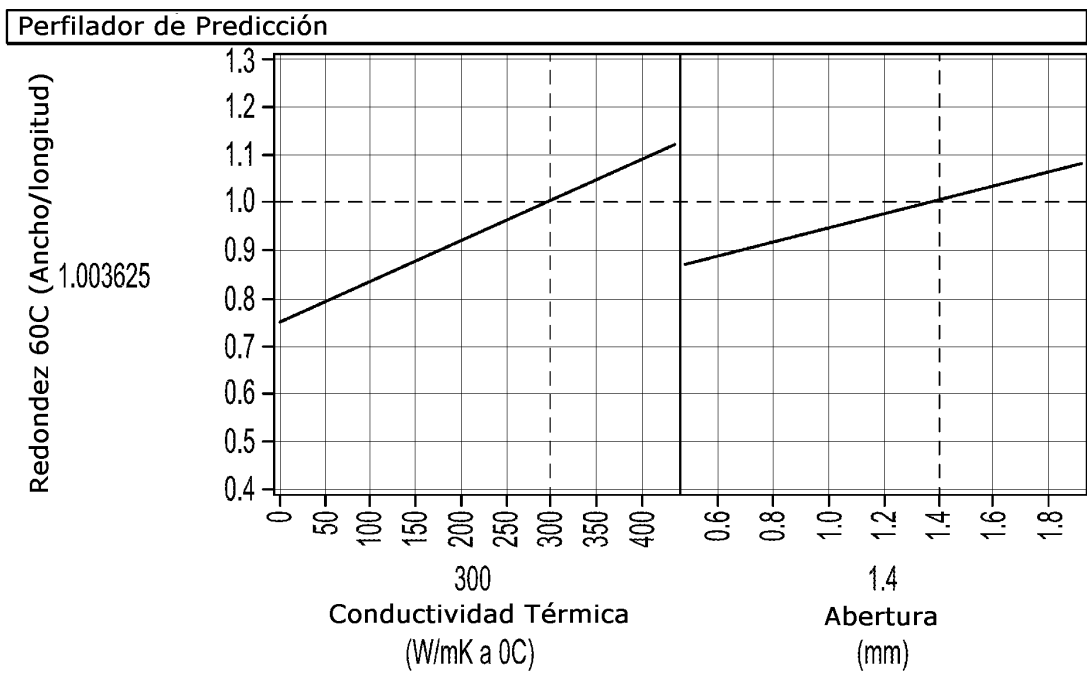


FIGURA 17

$$\text{Área} = \beta_0 + \beta_1 t + \beta_2 p + \beta_{12} tp + \beta_{11} t^2 + \varepsilon$$

donde t es tiempo y p es potencia. Los resultados de modelo se muestran en la siguiente figura.

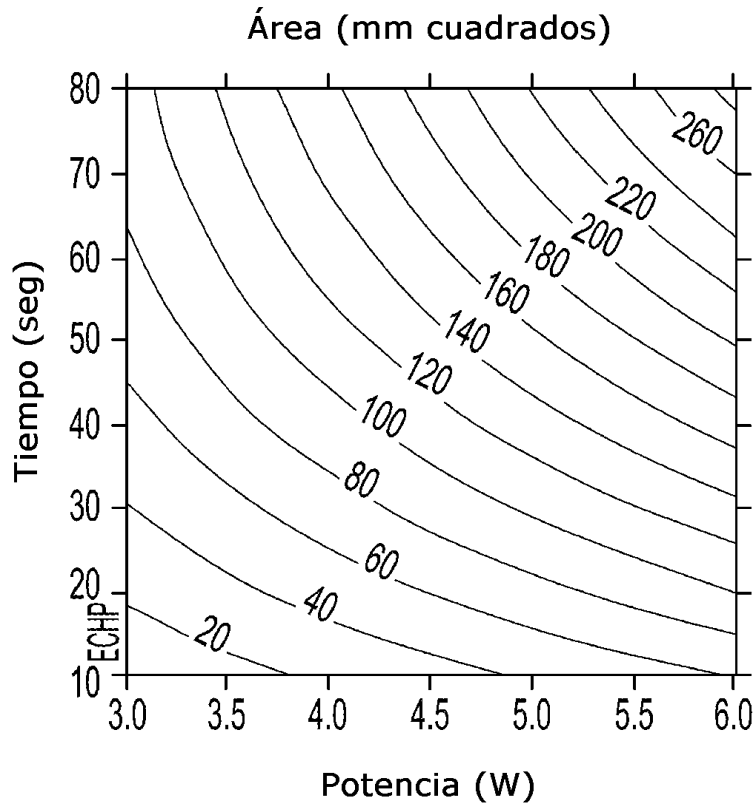


FIGURA 18

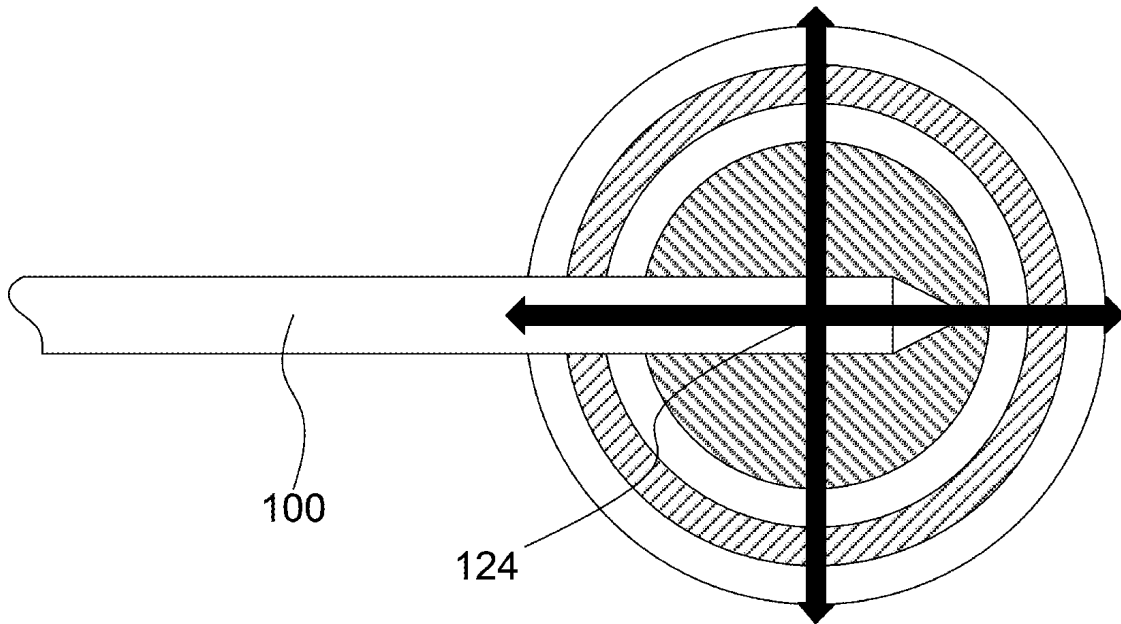


FIGURA 19

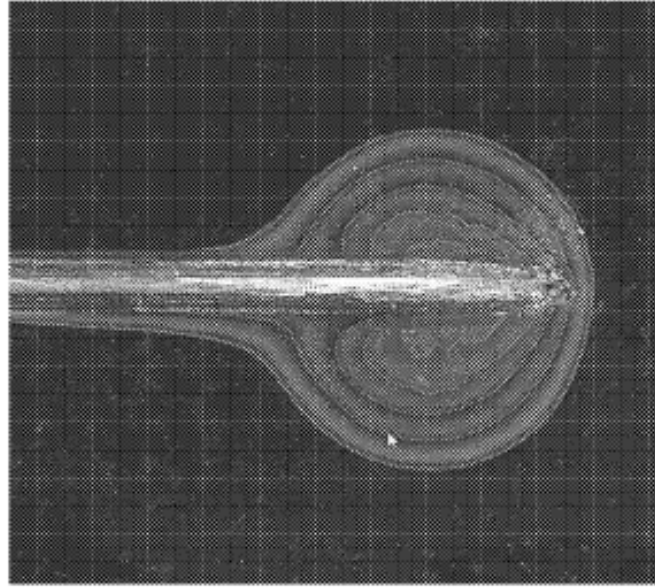


FIGURA 20A

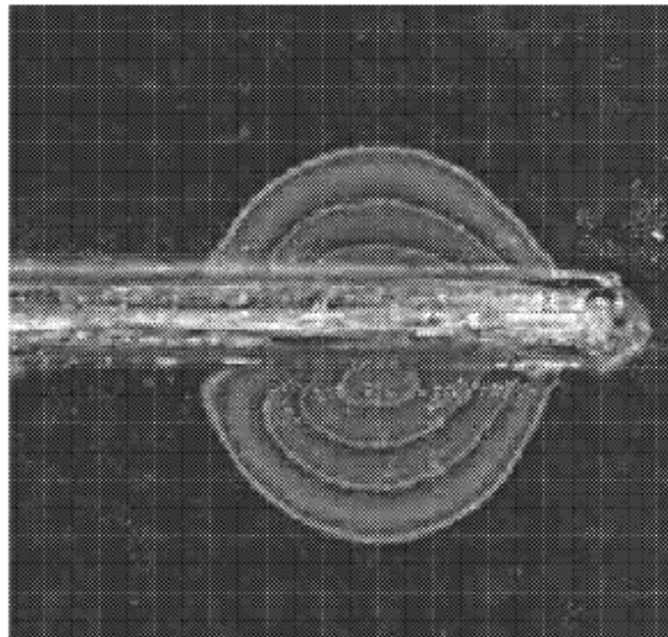


FIGURA 20B

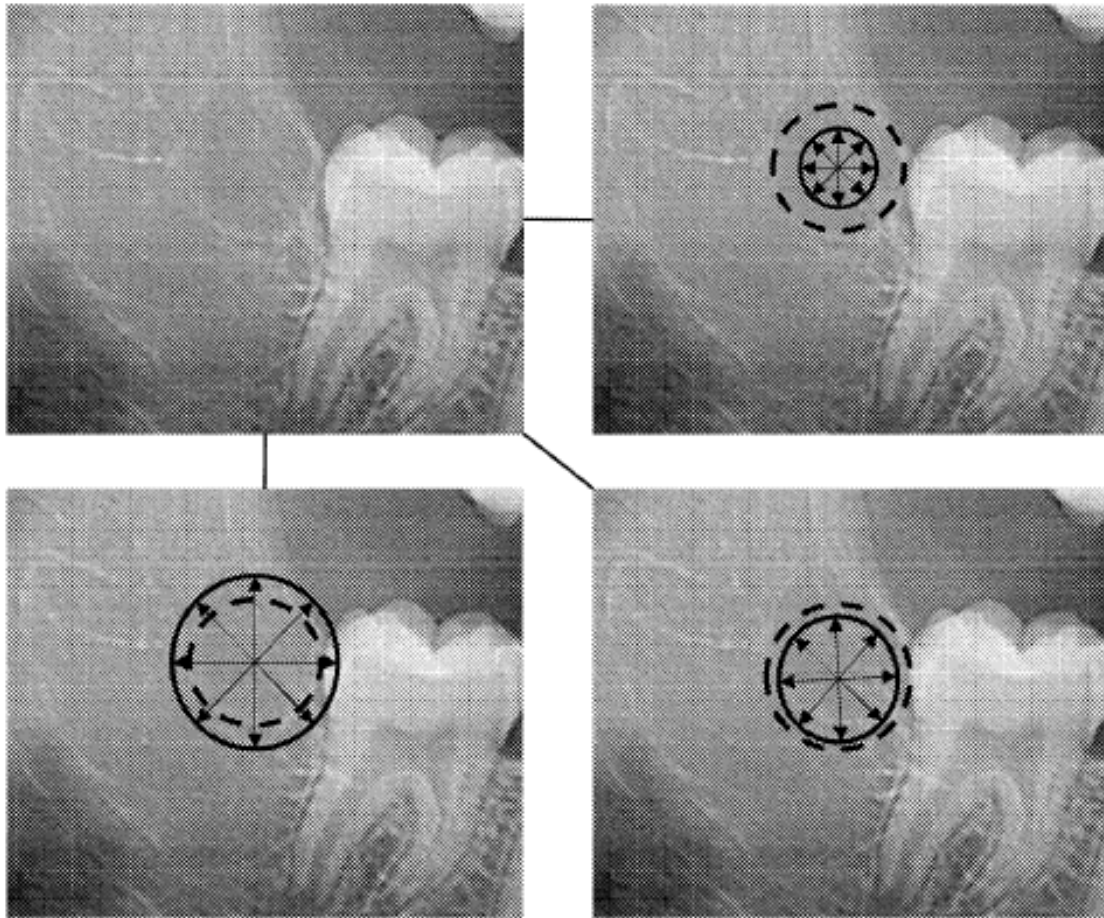


FIGURA 21

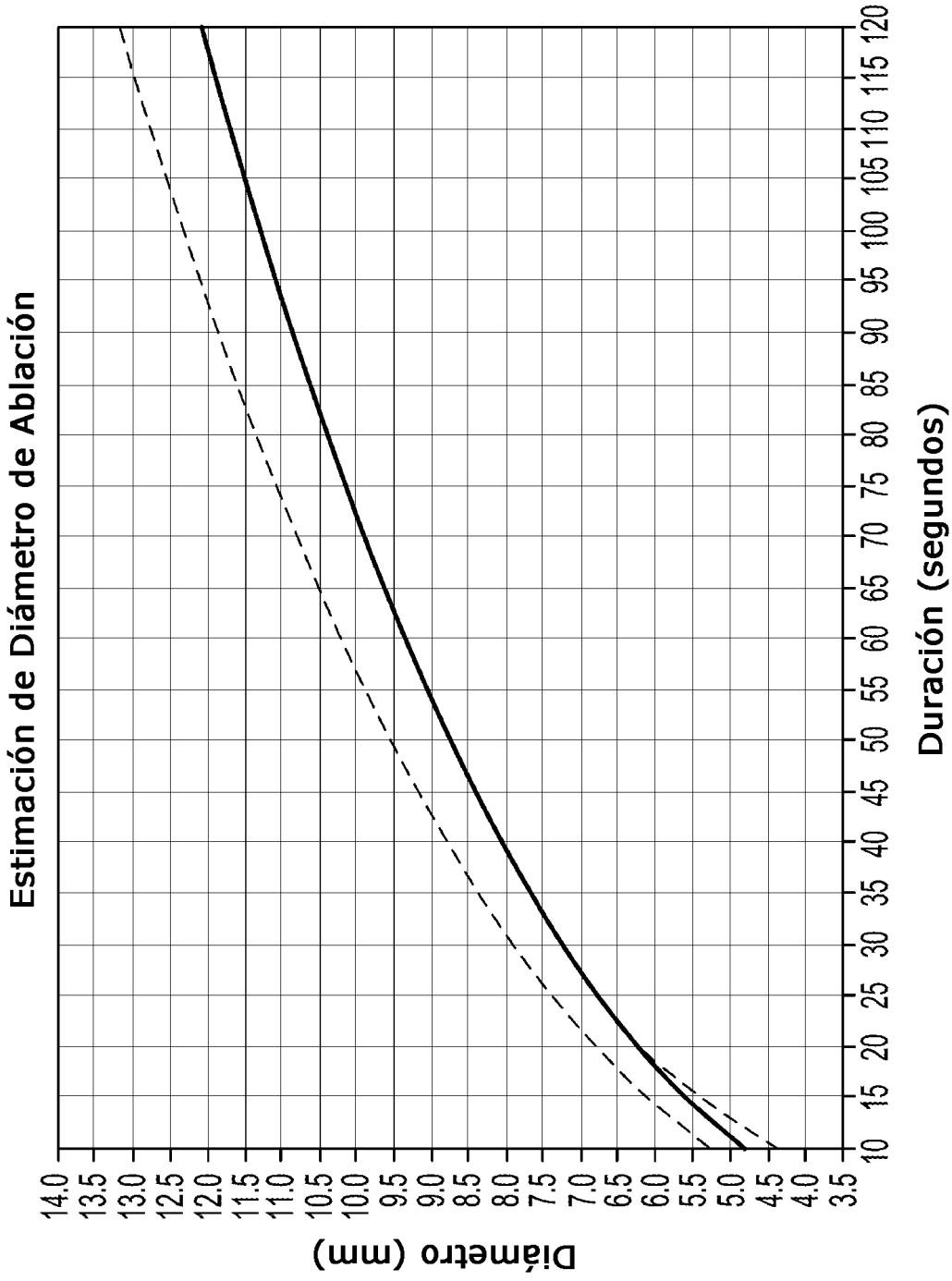


FIGURA 22

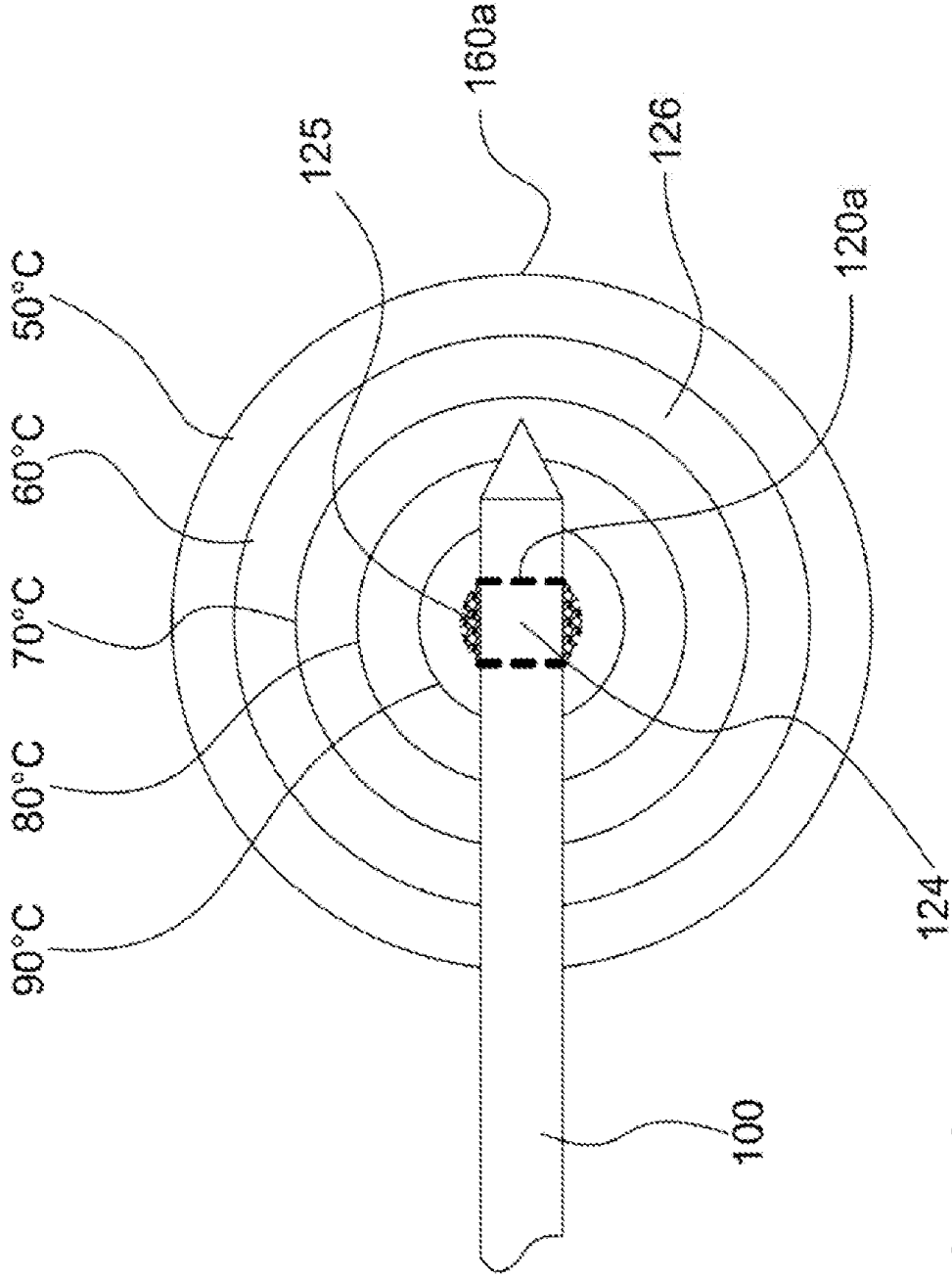


FIGURA 23A

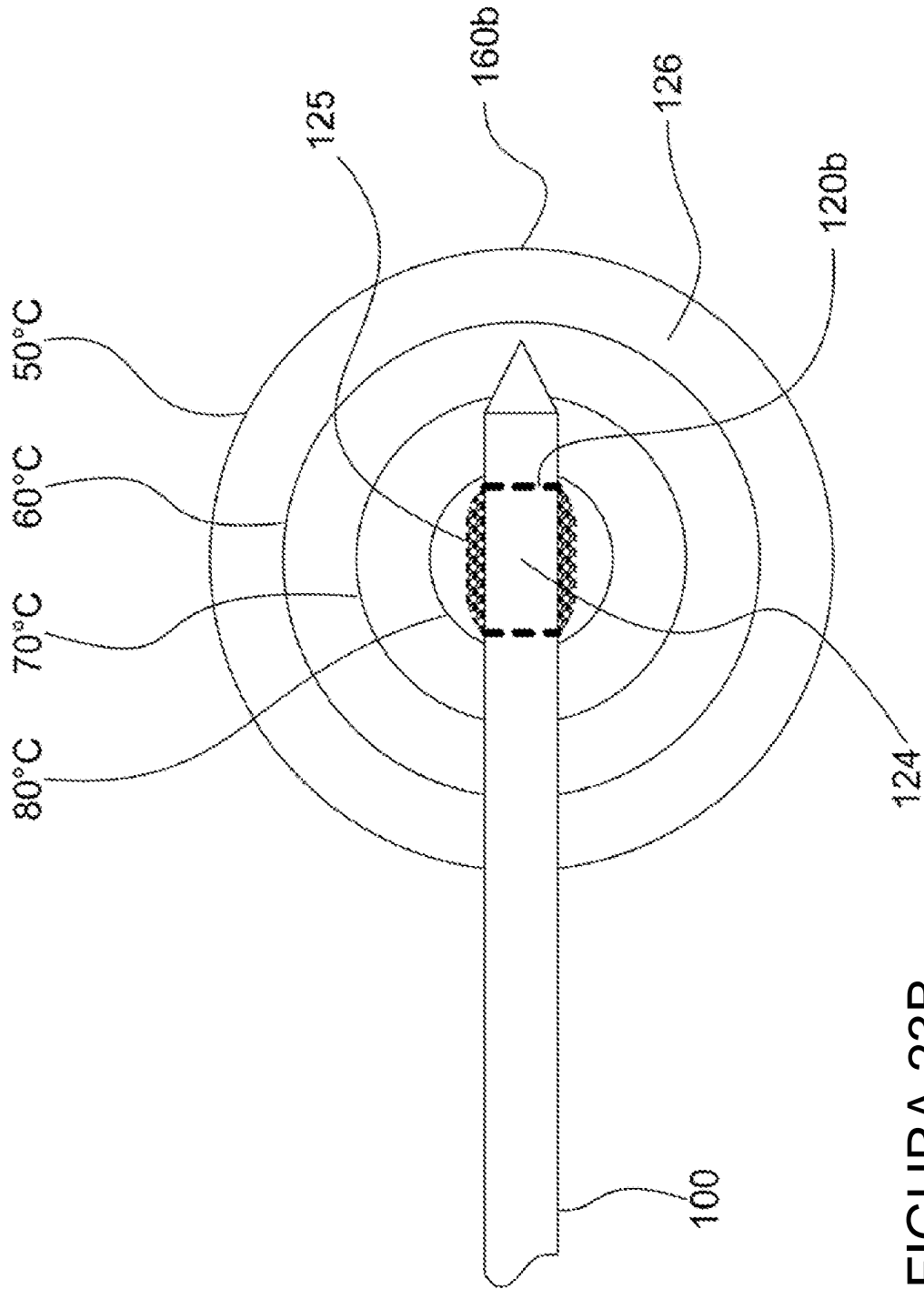


FIGURA 23B

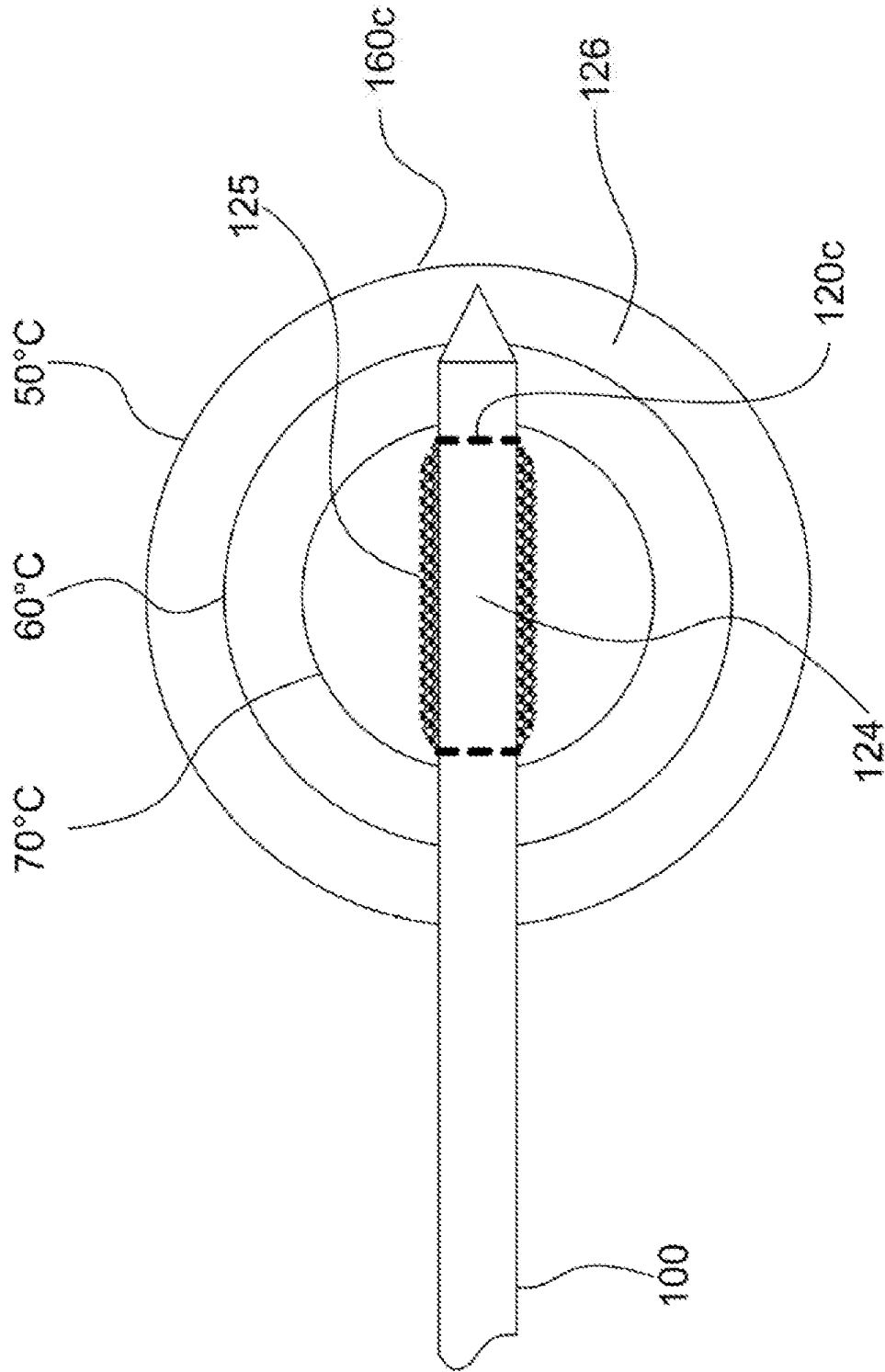


FIGURA 23C

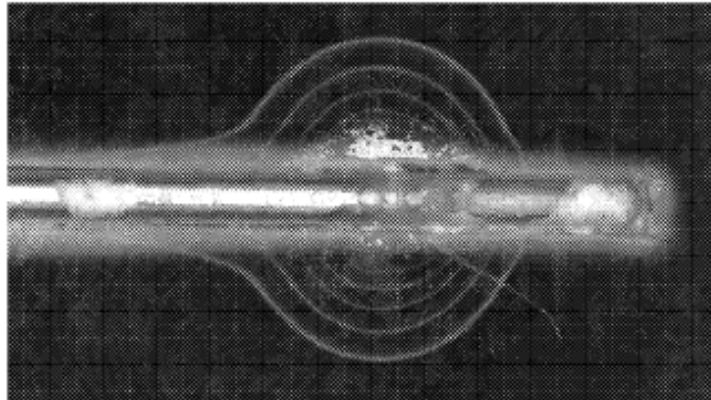


FIGURA 24A

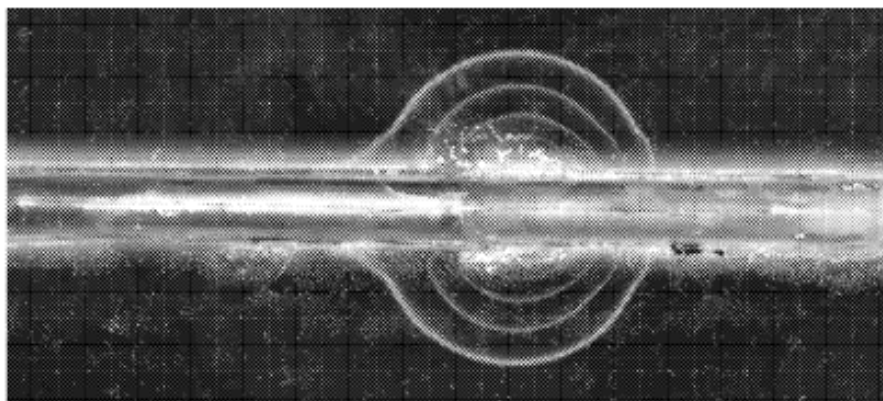


FIGURA 24B

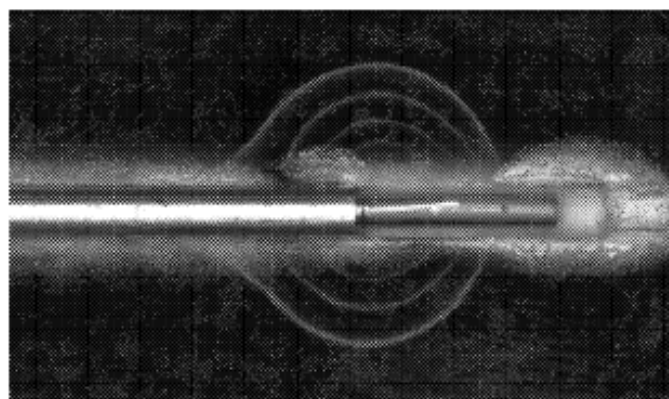


FIGURA 24C

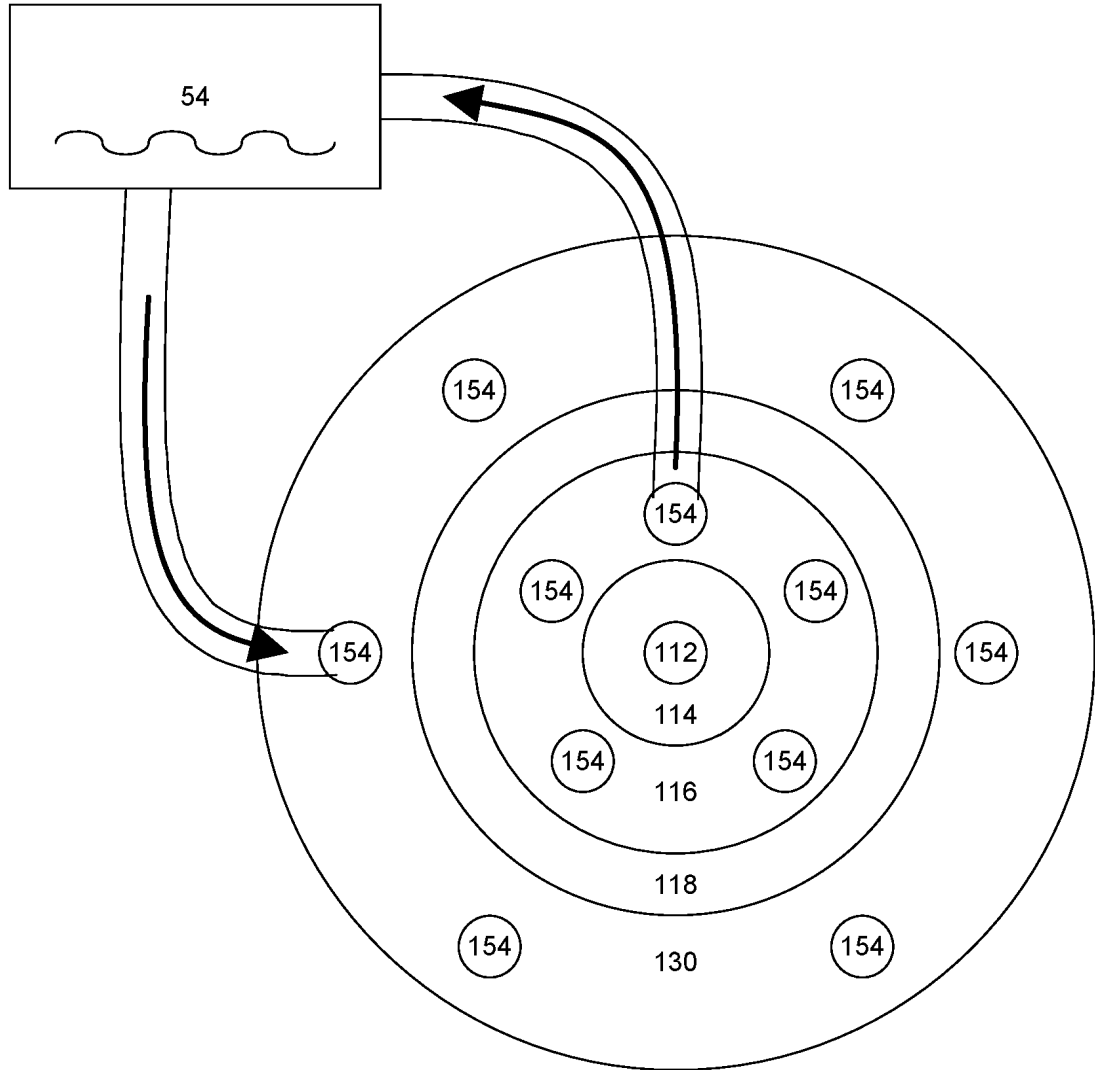


FIGURA 25

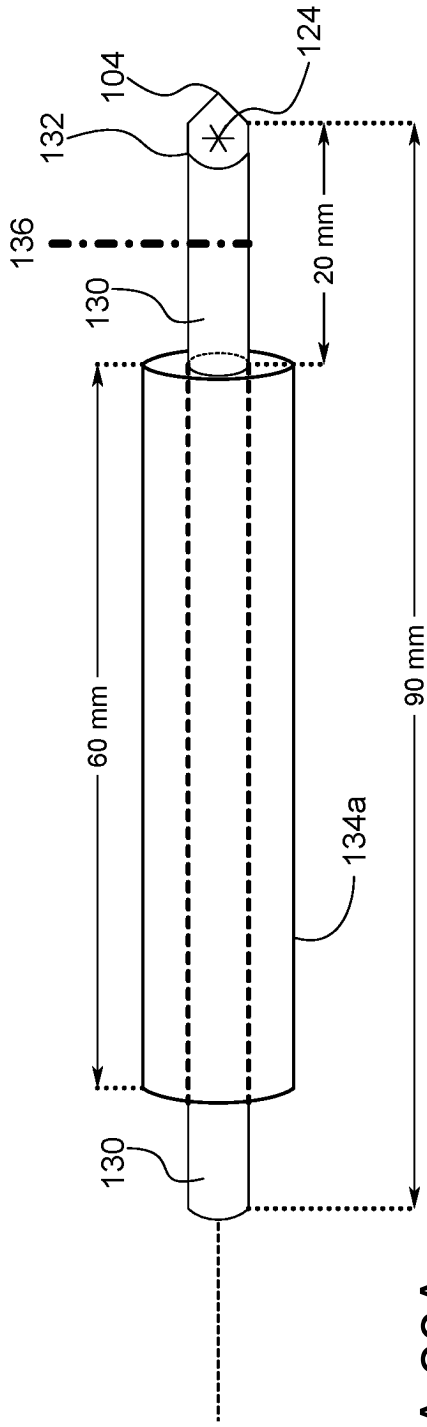


FIGURA 26A

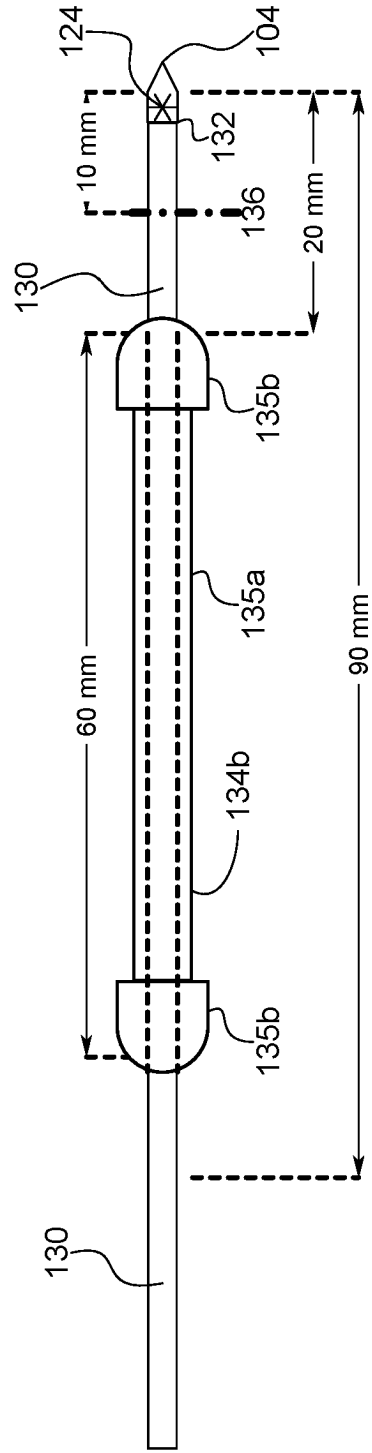
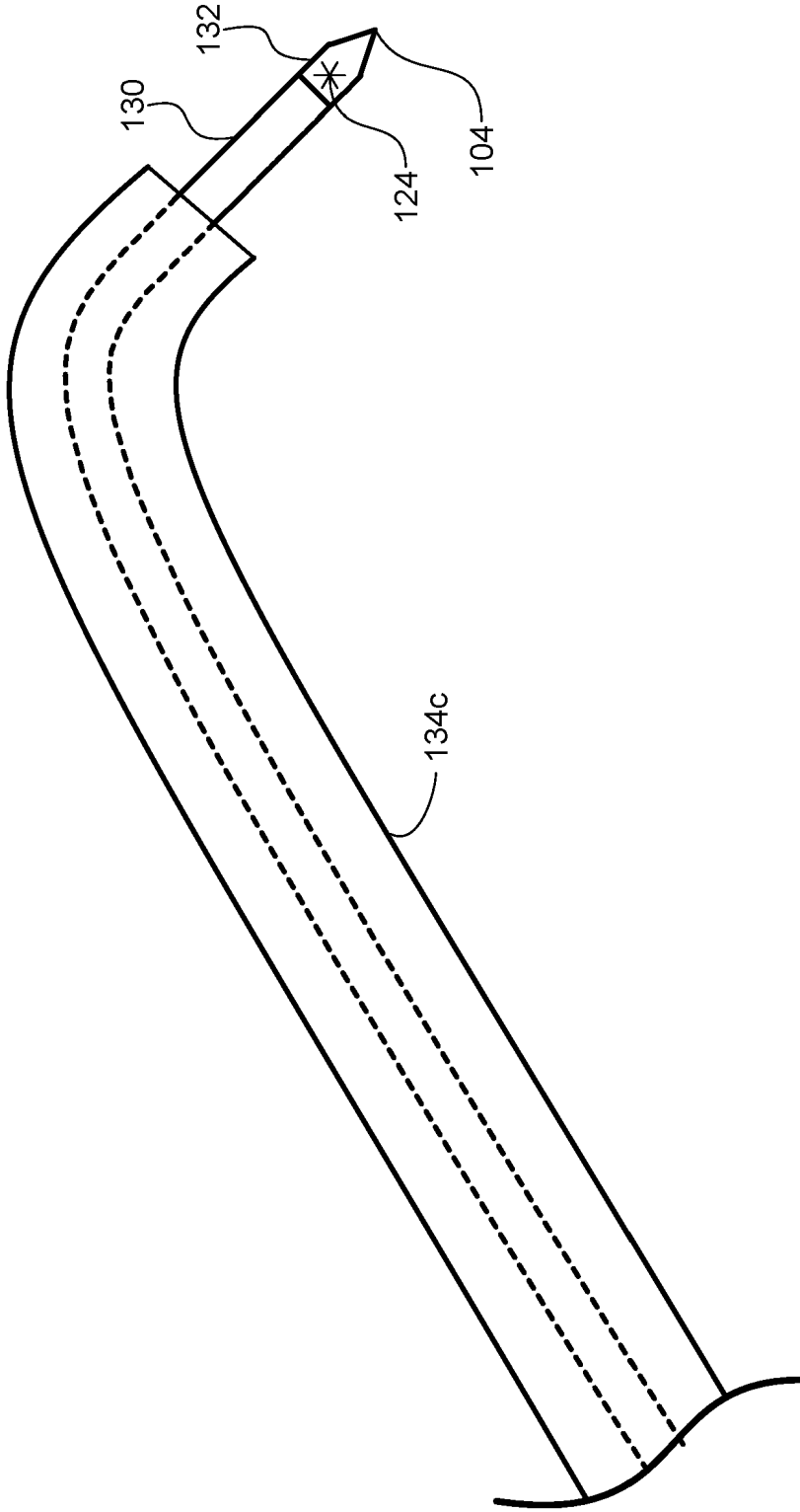


FIGURA 26B



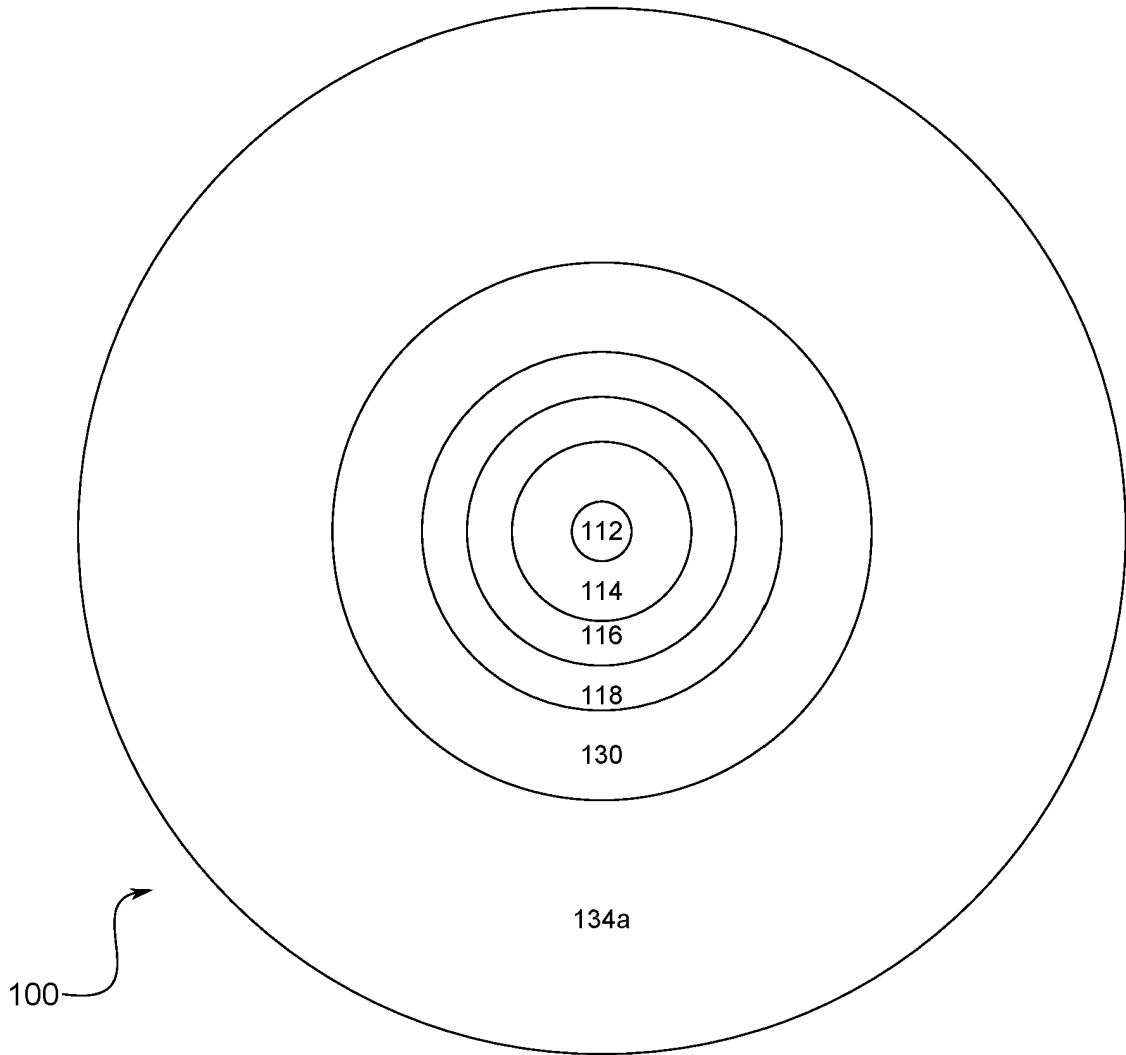


FIGURA 26D

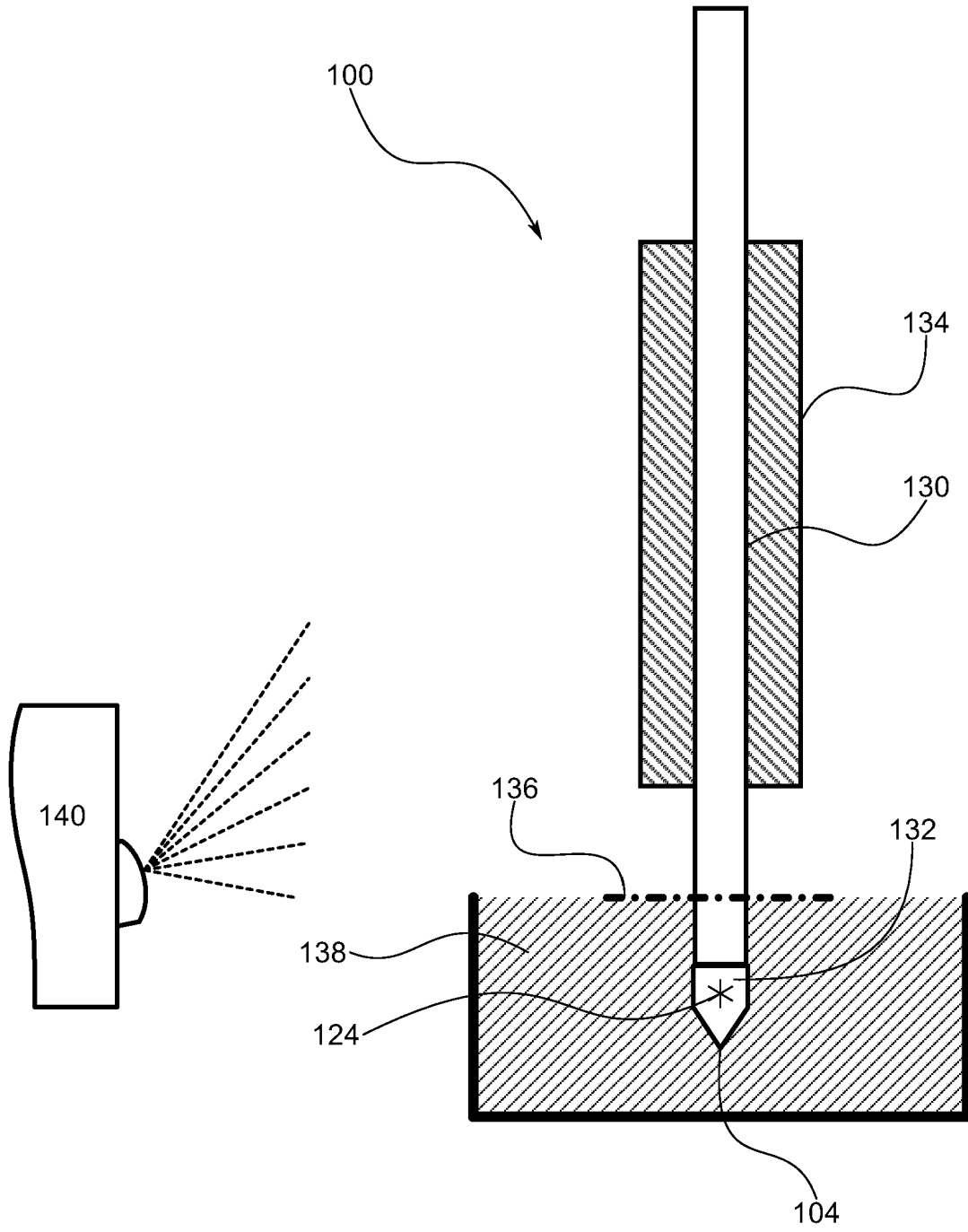


FIGURA 27

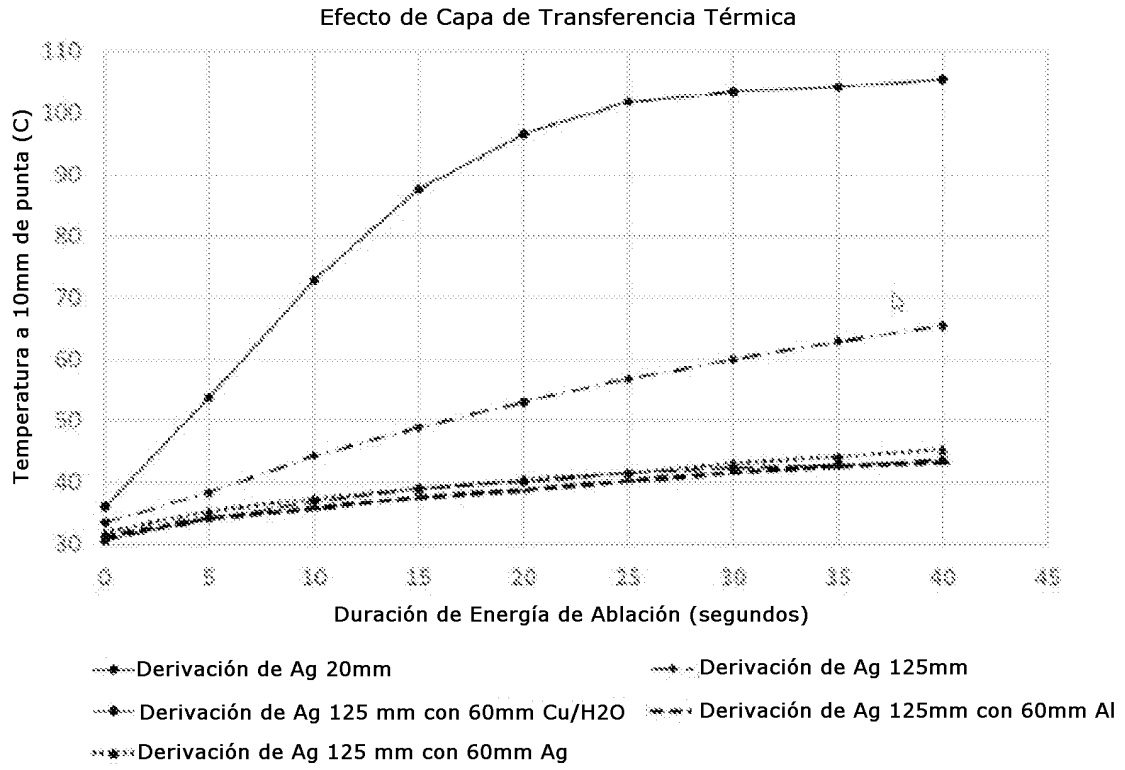


FIGURA 28A



Efecto de Capa de Transferencia Térmica (Depósitos Térmicos Enfriados en Agua con Hielo)

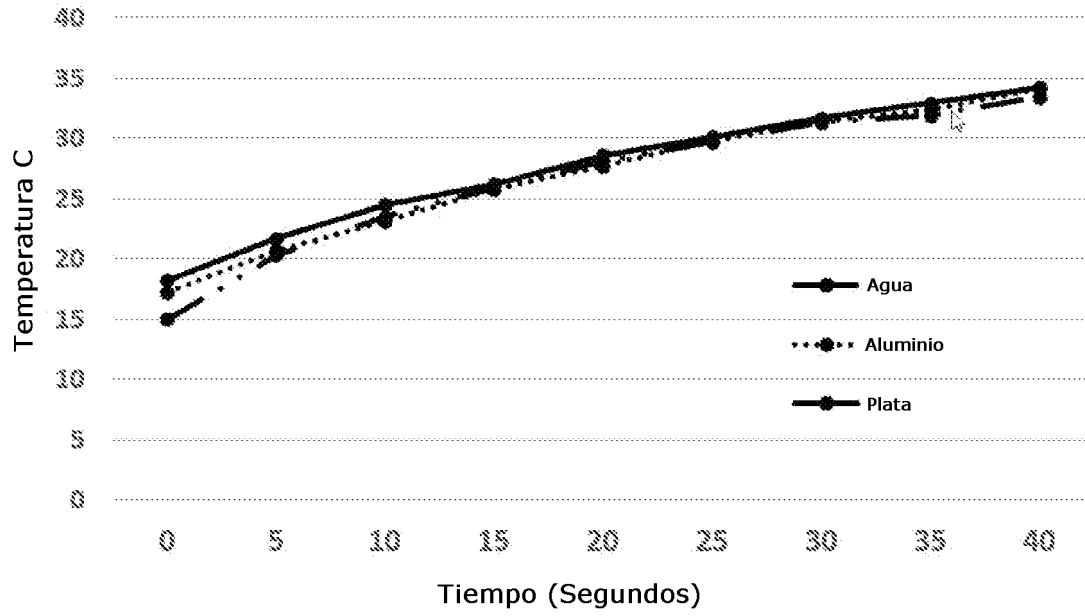


FIGURA 28B



Construcción de Sonda	Tiempo (s)	Temp. a 10.0 mm de punta (C)	Temp. de Disipador de Calor (C)	Temp. Inicial (C)
Derivación 20.0 mm	0	36.0		23
Derivación 20.0 mm	5	53.8		23
Derivación 20.0 mm	10	72.9		23
Derivación 20.0 mm	15	87.6		23
Derivación 20.0 mm	20	96.7		23
Derivación 20.0 mm	25	101.8		23
Derivación 20.0 mm	30	103.4		23
Derivación 20.0 mm	35	104.2		23
Derivación 20.0 mm	40	105.5		23
Derivación 125.0 mm	0	33.5		23
Derivación 125.0 mm	5	38.4		23
Derivación 125.0 mm	10	44.3		23
Derivación 125.0 mm	15	48.9		23
Derivación 125.0 mm	20	53.0		23
Derivación 125.0 mm	25	56.7		23
Derivación 125.0 mm	30	60.0		23
Derivación 125.0 mm	35	62.9		23
Derivación 125.0 mm	40	65.5		23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	0	30.6	27.3	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	5	34.1	27.2	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	10	36.9	27.3	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	15	39.0	28.1	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	20	40.1	28.3	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	25	41.4	28.9	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	30	42.4	29.5	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	35	42.8	29.7	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	40	43.6	30.0	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	0	31.2	28.9	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	5	34.1	29.6	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	10	35.8	30.8	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	15	37.6	31.9	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	20	38.7	32.8	23

FIGURA 29A



Construcción de Sonda	Tiempo (s)	Temp. a 10.0 mm de punta (C)	Temp. de Disipador de Calor (C)	Temp. Inicial (C)
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	25	40.2	34.1	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	30	41.5	35.4	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	35	42.7	36.5	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	40	43.2	37.0	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	0	31.9	29.8	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	5	35.4	25.8	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	10	37.4	31.8	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	15	38.9	33.0	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	20	40.5	34.0	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	25	41.5	35.0	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	30	43.1	36.2	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	35	44.2	37.2	23
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	40	45.4	38.3	23
Derivación 20.0 mm	0			2
Derivación 20.0 mm	5			2
Derivación 20.0 mm	10			2
Derivación 20.0 mm	15			2
Derivación 20.0 mm	20			2
Derivación 20.0 mm	25			2
Derivación 20.0 mm	30			2
Derivación 20.0 mm	35			2
Derivación 20.0 mm	40			2
Derivación 125.0 mm	0			2
Derivación 125.0 mm	5			2
Derivación 125.0 mm	10			2
Derivación 125.0 mm	15			2
Derivación 125.0 mm	20			2
Derivación 125.0 mm	25			2
Derivación 125.0 mm	30			2
Derivación 125.0 mm	35			2
Derivación 125.0 mm	40			2

FIGURA 29B



Construcción de Sonda	Tiempo (s)	Temp. a 10.0 mm de punta (C)	Temp. de Disipador de Calor (C)	Temp. Inicial (C)
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	0	15.0	6.8	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	5	20.3	7.3	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	10	23.5	8.4	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	15	25.9	9.5	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	20	28.1	10.6	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	25	29.7	11.4	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	30	31.3	12.5	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	35	31.9	13.7	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Cu/H2O	40	33.4	14.7	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	0	17.2	12.1	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	5	20.7	13.4	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	10	23.1	15.5	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	15	25.8	17.3	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	20	27.7	19.0	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	25	29.8	20.7	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	30	31.4	21.9	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	35	32.4	23.5	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Al	40	34.1	24.8	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	0	18.2	14.1	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	5	21.7	15.3	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	10	24.5	17.1	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	15	26.2	18.4	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	20	28.6	20.4	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	25	30.1	21.6	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	30	31.7	22.7	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	35	32.9	24.0	2
Derivación 125.0mm con 60.0mm Ag	40	34.2	25.2	2

FIGURA 29C

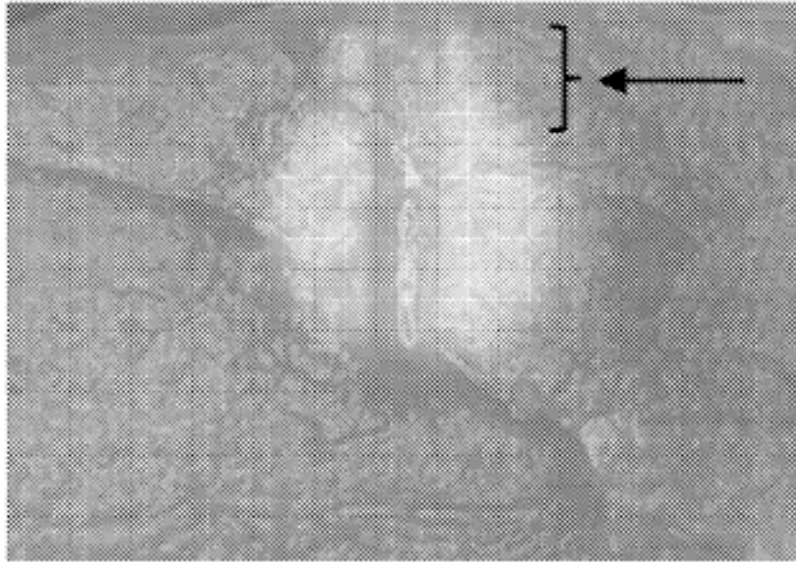


FIGURA 30A

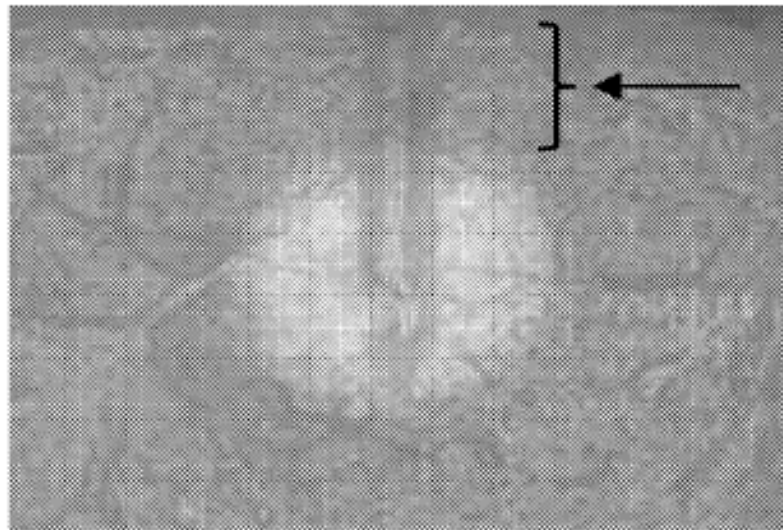


FIGURA 30B