



TÍTULO DE PATENTE No. 431324

Titular(es): TRIAGENICS, INC.
Domicilio: 525 SW Umatilla Ave., Ste. 102, Redmond, Oregon, 99756, E.U.A.
Denominación: SISTEMAS DE SONDAS DE ABLACIÓN.
Clasificación: CIP: A61B18/18; A61B18/00; A61B18/12; A61B18/14
CPC: A61B18/1815; A61B18/1477; A61B34/10; A61B34/25; A61B90/11
Inventor(es): LEIGH, E. COLBY

SOLICITUD

Número:
MX/a/2021/014979

Fecha de Presentación Internacional:
08 de junio de 2020

PRIORIDAD*

País:
US
US

Fecha:
06 de junio de 2019
19 de julio de 2019

Número:
62/858,230
62/876,574

Vigencia: Veinte años

Fecha de Vencimiento: 08 de junio de 2040

Fecha de Expedición: 14 de enero de 2026

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 5 fracción I, 9, 10 y 119 de la Ley Federal de Protección a la Propiedad Industrial; artículos 1º, 3º fracción V, inciso a) sub inciso iii), 4º y 12 fracciones I y III del Reglamento del Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial; artículos 1º, 3º, 4º, 5º fracción V, inciso a) sub inciso iii), 16 fracciones I y III y 30 del Estatuto Orgánico del Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial; artículos 1, 3 y 5 fracción I y antepenúltimo párrafo del 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/impj.

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|00001000000721239369|SERVICIO DE ADMINISTRACION
TRIBUTARIA|1987||MX/2026/5291|MX/a/2021/014979|Título de patente PCT|2000|EGMG|Pág(s)
2|RScqjiBnuzFI5g0XZ5JHPn2yOSU=

Sello Digital:

Hx5/I/VoqxB7+WEnzLVevH5TjY2Yczh08zvXBspRFJavpZlvYyKyXYxebLsglCeufRfCFzdR8NquligwoLkUT+0euzZ
3QRCiGnkdStY/2stM2YzLqm0CYQ2pBEzlfjweQpRGcZo6pwxYHc6YNbdkWURMWsKyrH9/pG9uqGpQ4Ybl4AQFMXz2m
tF3AwxqUBqFUD5JukFxoRTjYlVUrXiFRTc/Y734Dsrip20RjXTSZEo2QW4vnlUuqEn+CKpEDgupwTB9K3fhrwfsWaX
/szQncQ35xNQoSMzUICLLBwlVdYxpnpn4loQhKaIoInwGEXryTj59hX7OamYLVov3GSUygyQ==

* Información adicional en la siguiente página.



MX/2026/5291



Continuación Prioridades

País:
US

Fecha:
05 de junio de 2020

Número:
PCT/US2020/036508

SISTEMAS DE SONDAS DE ABLACIÓN

ANTECEDENTES

La presente divulgación describe aparatos, métodos/procedimientos y sistemas que generalmente se refieren al campo técnico de las sondas de ablación, y específicamente se refieren al campo técnico de las sondas de ablación por microondas y radiofrecuencia que tienen zonas de ablación de tejido diana con forma y/o tamaño que permiten procedimientos de ablación de tejidos blandos guiados que son más precisos y predecibles que los procedimientos que no son guiados.

El término "ablación" en la industria médica describe generalmente la eliminación de tejido (tejido diana) problemático (por ejemplo, dañado, enfermo o no deseado) mediante técnicas menos invasivas que generalmente emplean una sonda que opera mediante el enfriamiento o el calentamiento del tejido diana, aunque también se puede utilizar tecnología de ablación mecánica, eléctrica, química y láser. Mientras que la "resección" implica la extirpación parcial o total de un órgano mediante métodos quirúrgicos convencionales (es decir, el uso de un bisturí o una sierra para cortar el tejido), la ablación médica generalmente implica la extirpación o destrucción parcial o total de una capa (o capas) del tejido diana mediante una sonda que emplea tecnología térmica o no térmica con el objetivo de restaurar la función normal que destruye de forma más selectiva el tejido diana. El objetivo de la ablación es eliminar o destruir el tejido diana (el tejido problemático) con un daño sustancialmente menor para el tejido o la estructura circundante en comparación con los métodos quirúrgicos convencionales más invasivos. La tecnología de ablación puede utilizarse para tratar una serie de enfermedades, desde las graves hasta las estéticas. Algunos de los tipos más comunes de ablación son la ablación superficial (utilizada para remover una capa de tejido diana para tratar la decoloración, mejorar la textura de la piel o eliminar lesiones superficiales, verrugas o tumores), la ablación cardíaca (como la ablación por radiofrecuencia (ARF) que se utiliza para destruir el tejido diana en el corazón asociado a latidos irregulares), la ablación endometrial por microondas (utilizada para destruir el revestimiento del útero con el fin de reducir o detener las hemorragias anormales del útero), la ablación de la médula ósea (utilizada para remover médula ósea antes de un trasplante de médula ósea) y la cirugía cerebral ablativa (utilizada para tratar determinados trastornos neurológicos) o la ablación por microondas (utilizada para tratar los tumores hepáticos sin extirparlos físicamente).

La ablación puede realizarse mediante microondas (por ejemplo, ablación por microondas (AMO) y ablación endometrial por microondas (MEA, por sus siglas en inglés)), radiofrecuencias (por ejemplo, ablación por radiofrecuencia (RFA, por sus siglas en inglés)), láseres (por ejemplo, cirugía LASIK), ultrasonidos (por ejemplo, ultrasonidos de ultra alta

intensidad), 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 utiliza ondas electromagnéticas en el espectro de energía de las microondas (de 300 MHz a 300 GHz) para producir efectos de calentamiento del tejido con el fin de generar necrosis del tejido dentro de los tumores sólidos para tratar el cáncer. La ablación endometrial por microondas, por ejemplo, es un uso de la ablación por microondas que utiliza microondas a una frecuencia fija para destruir la capa basal del endometrio y las glándulas (preservando el resto del útero) al calentarlas a más de 60 °C. Otro uso bien establecido de la ablación por microondas es la ablación de tumores en el hígado, que suele realizarse a una frecuencia de 500 MHz a 2.45 GHz. La ablación por radiofrecuencia (ARF) es un procedimiento médico en el que se ablaiona parte del sistema eléctrico de conducción del corazón, un tumor u otro tejido disfuncional utilizando el calor generado por la corriente alterna de media frecuencia (en el rango de 300-500 kHz).

Uno de los usos de la ablación es la ablación de los esbozos dentales. La formación de los terceros molares provoca previsiblemente problemas de por vida, como complicaciones, dolor, caries, enfermedades de las encías y/o abscesos, con una tasa de casi el 99 % a lo largo de la vida de los pacientes. Desgraciadamente, la extracción quirúrgica de terceros molares completamente formados conlleva una serie de riesgos y complicaciones, como la dolorosa osteítis posterior a la extracción o "alveolos secos", infecciones graves, daños temporales y permanentes en los nervios, dolor importante, daños temporales y permanentes en la articulación temporomandibular (ATM), etc. Históricamente, ha habido sugerencias e intentos para prevenir la formación de los terceros molares de forma profiláctica antes de que estos dientes problemáticos se formen por completo, como los del Dr. Henry en 1969, los de los Dres. Gordon y Laskin en 1978 y, más recientemente, los del Dr. Silvestri en 2004, para eliminar las condiciones de la enfermedad que previsiblemente causan, al mismo tiempo que se eliminan los riesgos quirúrgicos. Sin embargo, han sido sistemas manuales difíciles de implementar, inconsistentes, impredecibles, irrepetibles por ser manuales y, como resultado, nunca han sido adoptados por los odontólogos.

Sistemas y métodos ilustrativos de ablación guiada para la ablación de esbozos dentales, como los descritos en la patente estadounidense núm. 9,402,693, la patente estadounidense núm. 9,827,068, la patente estadounidense núm. 9,855,112, la patente estadounidense núm. 10,022,202, la patente estadounidense núm. 10,265,140, la patente estadounidense núm. 10,285,778 y la patente estadounidense núm. 10,298,255, la patente estadounidense núm. 10,299,885, la publicación de patente estadounidense núm. US2011/0200961, la publicación de patente estadounidense núm. US2016/0324597, la

publicación de patente estadounidense núm. US2017/0360528, la publicación de patente estadounidense núm. US2018/0091169, la publicación de patente estadounidense núm. US2018/0153640, la publicación de patente estadounidense núm. US2018/0318038, la publicación PCT núm. WO/2010/132368, la publicación PCT núm. WO/2014/143014, y solicitudes de patentes estadounidenses y extranjeras relacionadas, las cuales todas fueron inventadas por el inventor de la presente invención y son propiedad del solicitante de la presente solicitud. Las divulgaciones de estas referencias, en lo sucesivo denominadas "Propiedades terapéuticas de ablación de esbozos dentales", se incorporan en el presente documento expresamente por referencia. Las Propiedades terapéuticas de ablación de esbozos dentales describen métodos, sistemas y procedimientos de ablación de esbozos dentales que dan lugar a la agenesia dental. Estos métodos, sistemas y procedimientos pueden incluir y/o utilizar puntas de la sonda de ablación y/o stents.

El sistema de ablación por microondas NEUWAVE™ se describe como capaz de ablacionar lesiones con consistencia y control para ayudar a proteger el tejido no diana. El sistema NEUWAVE™ incluye características como un sistema controlado por computadora para almacenar los datos del procedimiento y un software de confirmación de la ablación para confirmar el éxito técnico de los procedimientos. Se describe que tiene un patrón de quemado que controla la distancia de ablación más allá de la punta de la sonda limitando el patrón de quemado más allá de la punta. Aunque NEUWAVE afirma que la sonda PR "es la única sonda disponible con un patrón de quemado único que controla la distancia de ablación más allá de la punta de la sonda", la sonda PR de ablación por microondas NEUWAVE tiene serias limitaciones. La ablación producida por la sonda PR abarca la punta en 10 segundos y luego se quema "proximalmente". Esto significa que el patrón de quemado se "arrastra" o migra asimétricamente (lo que se denominará genéricamente como "migraciones" o variaciones de las mismas) hacia arriba de la punta de la sonda de ablación (generalmente alejándose de la punta absoluta y hacia un mango) con un patrón de quemado resultante que es tan oblongo que tiene forma de "hot dog", lo que imposibilita los procedimientos de ablación de tejidos blandos mínimamente invasivos.

La migración de la zona de ablación arriba de la punta de la sonda (generalmente lejos de la punta absoluta y hacia un mango) es un problema conocido en toda la comunidad médica de ablación y se han hecho numerosos intentos para controlar este problema. Por ejemplo, la patente estadounidense núm. 7,611,508 de Yang et al. establece una antena para la ablación por microondas de tumores que tiene conductores de antena coaxiales rodeados por una cubierta aislada de una longitud y tamaño que promueven la interferencia destructiva de la energía de microondas axial que pasa por dentro y por fuera de la cubierta para limitar la cola (que, como "arrastra", también se denominará genéricamente migración o variaciones de la misma) del patrón

de quemado hacia arriba del eje de la punta de la sonda de ablación por microondas. La cubierta flotante de Yang proporciona una interferencia de onda destructiva o una cancelación de la señal de microondas que irradia de las antenas, pero esta documentación muestra que esta técnica sigue dando lugar a una zona de ablación que migra asimétricamente hacia arriba de la longitud de la sonda durante la ablación de tejidos blandos con un patrón tan oblongo que parece tener forma de "hot dog", lo que hace imposible los procedimientos de ablación de tejidos blandos mínimamente invasivos.

BREVE DESCRIPCIÓN

La presente divulgación describe aparatos, métodos/procedimientos y sistemas que en general se refieren al campo técnico de las sondas de ablación médica, y específicamente se refieren al campo técnico de las sondas de ablación por microondas y las sondas de ablación por radiofrecuencia que proporcionan zonas de ablación de tejido diana con forma y/o tamaño, junto con la capacidad de eliminar la migración de la zona de ablación (el patrón de quemado) hacia arriba del eje de la punta de la sonda a través de un centro estacionario de ablación, mientras que simultáneamente se controla la carga de potencia (densidad de potencia) en el tejido para maximizar o minimizar las temperaturas máximas en la zona de calentamiento activo en el tejido diana de ablación.

Una primera punta de sonda de ablación preferida tiene preferentemente un eje con un extremo de inserción. La punta de la sonda de ablación recibe preferentemente medios de ablación de una fuente de ablación. La punta de la sonda de ablación sirve preferentemente para la ablación del tejido diana. La punta de la sonda de ablación incluye preferentemente: el eje, una apertura anular y un centro de ablación. El eje incluye preferentemente una antena coaxial. La apertura anular se define preferentemente en al menos una capa exterior de la antena coaxial hacia el extremo de inserción. El centro de ablación se encuentra preferentemente dentro de la antena coaxial y está rodeado por la apertura anular. El centro de ablación puede considerarse una región focal desde la que los medios de ablación irradian a través de la apertura 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 la sonda de ablación preferida, la zona de ablación sirve para ablacionar selectivamente el tejido diana mientras se mitiga el daño a los tejidos colaterales inmediatamente adyacentes. En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la zona de ablación destruye al menos parte del tejido diana.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la apertura anular es preferiblemente una apertura anular corta que crea preferiblemente una zona de

calentamiento activo corto que rodea la apertura anular. La zona de calentamiento activo corto crea preferentemente una carga de alta potencia en la zona de ablación. La zona de calentamiento activo corto crea preferentemente altas temperaturas de pico en la zona de ablación.

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

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

15 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 preferiblemente un centro de ablación estacionario. La antena de campo cercano evita preferentemente que el centro de ablación migre hacia arriba del eje alejándose del extremo de inserción.

20 Una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa anular de transferencia de calor que rodea la antena coaxial. La capa anular de transferencia de calor puede rodear la antena coaxial y estar separada del extremo de inserción de manera que la apertura anular esté entre la capa anular de transferencia de calor y el extremo de inserción. La capa anular de transferencia de calor evita preferentemente que el centro de
25 ablación migre hacia arriba del eje alejándose 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.

30 Una alternativa de la primera punta de la sonda de ablación preferida incluye además una capa anular de transferencia de calor que rodea la antena coaxial y está separada del extremo de inserción, de manera que la apertura anular está entre la capa anular de transferencia de calor y el extremo de inserción. La zona de ablación tiene preferentemente una forma predeterminada que está determinada por un desplazamiento de la apertura. El desplazamiento de la apertura es preferentemente una distancia entre el centro de ablación y un
35 borde anular de la capa anular de transferencia de calor. Una zona de ablación oblonga tiene

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

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

10 En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, una carga de extremo de antena se coloca preferentemente entre la apertura anular y el extremo de inserción. La carga del extremo de la antena puede concentrar la densidad de energía y aumentar la carga de potencia.

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

20 En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial incluye un conductor interno, una capa aislante dieléctrica anular que rodea al conductor interno y un conductor externo anular que rodea la capa aislante dieléctrica anular. La apertura anular expone un anillo anular de la capa aislante dieléctrica anular.

25 En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación forma parte preferentemente de un equipo de ablación quirúrgico 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 del suministro de energía.

30 En una alternativa de la primera punta de la sonda de ablación preferida, la punta de la sonda de ablación funciona preferentemente junto con un stent. El stent tiene preferentemente una guía quirúrgica. La guía quirúrgica sirve preferentemente para guiar la punta de la sonda de ablación de manera que el centro de la ablación está dentro del tejido.

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

35 Una alternativa de la primera punta de la sonda de ablación preferida incluye además una capa anular de transferencia de calor que rodea la antena coaxial y está separada

del extremo de inserción, de manera que la apertura anular está entre la capa anular de transferencia de calor y el extremo de inserción. Preferiblemente, la capa anular de transferencia de calor bloquea los medios de ablación para que no migren hacia arriba del eje, alejándose del extremo de inserción. Preferiblemente, la capa anular de transferencia de calor permite que la energía térmica de la zona de ablación ascienda por el eje alejándose del extremo de inserción.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de la sonda de ablación es preferiblemente parte de un sistema de sonda de ablación que preferiblemente tiene un control intraoperativo de la temperatura máxima seleccionada del grupo que consiste en: enfriamiento pasivo, enfriamiento activo, y una combinación de enfriamiento pasivo y activo.

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 está separada del extremo de inserción, de manera que la apertura anular se encuentra entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa anular de transferencia de calor se apaga preferentemente mediante la transferencia de energía térmica desde la capa anular de transferencia de calor al tejido blando que rodea la capa anular de transferencia de calor.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación forma parte preferentemente de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente un control intraoperativo 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 forma parte preferentemente de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente un control intraoperativo de un diámetro de la zona de ablación.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación y los medios de ablación permiten conjuntamente al menos un control intraoperativo 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 máxima 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 preferiblemente una punta de sonda de microablación.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferiblemente una punta de sonda de ablación por microondas. La punta de la sonda de ablación por microondas puede recibir energía de microondas de la fuente de ablación como medio de ablación. La energía de microondas puede entregarse al tejido diana a través de la punta de la sonda de ablación. La fuente de ablación puede proporcionar energía de microondas a frecuencias que van de 500 MHz a 20 GHz.

En una alternativa de la primera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferiblemente 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 la sonda de ablación recibe preferentemente medios de ablación de una fuente de ablación. La punta de la sonda de ablación sirve preferentemente para la ablación del tejido diana. La punta de la sonda de ablación incluye preferentemente: el eje, una apertura anular y un centro de ablación. El eje incluye preferentemente una antena coaxial. La apertura anular se define preferentemente en al menos una capa exterior de la antena coaxial hacia el extremo de inserción. El centro de ablación está preferiblemente situado dentro de la antena coaxial y rodeado por la apertura anular. El centro de ablación puede considerarse una región focal desde la que los medios de ablación irradian a través de la apertura anular para formar una zona de ablación. La zona de ablación tiene preferentemente una temperatura máxima predeterminada en la zona de ablación.

En una alternativa de la segunda punta de la sonda de ablación preferida, la zona de ablación sirve para ablacionar selectivamente el tejido diana mientras se mitiga el daño a los tejidos colaterales inmediatamente adyacentes. En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la zona de ablación destruye al menos parte del tejido diana.

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

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

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

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

preferiblemente un centro de ablación estacionario. La antena de campo cercano evita preferentemente que el centro de ablación migre hacia arriba del eje alejándose del extremo de inserción.

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

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

Una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa anular de transferencia de calor que rodea la antena coaxial. La antena coaxial incluye además una capa anular aislante que rodea de manera anular la antena coaxial. La capa anular de transferencia de calor preferentemente rodea 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 apertura anular y el extremo de inserción. La carga del extremo de la antena puede concentrar la densidad de energía y aumentar la carga de potencia.

Una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa anular de transferencia de calor que rodea la antena coaxial y está separada del extremo de inserción, de manera que la apertura anular está entre la capa anular de

transferencia de calor y el extremo de inserción. La capa anular de transferencia de calor tiene preferentemente una alta conductividad térmica y es preferentemente conductora eléctrica.

5 En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial incluye un conductor interno, una capa aislante dieléctrica anular que rodea al conductor interno y un conductor externo anular que rodea la capa aislante dieléctrica anular. La apertura anular expone un anillo anular de la capa aislante dieléctrica anular.

10 En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación forma parte preferentemente de un equipo de ablación quirúrgico 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 del suministro de energía.

15 En una alternativa de la segunda punta de la sonda de ablación preferida, la punta de la sonda de ablación funciona preferentemente junto con un stent. El stent tiene preferentemente una guía quirúrgica. La guía quirúrgica sirve preferentemente para guiar la punta de la sonda de ablación de manera que el centro de la ablación esté dentro del tejido.

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

20 Una alternativa de la segunda punta de la sonda de ablación preferida incluye además una capa anular de transferencia de calor que rodea la antena coaxial y está separada del extremo de inserción, de manera que la apertura anular está entre la capa anular de transferencia de calor y el extremo de inserción. Preferiblemente, la capa anular de transferencia de calor bloquea los medios de ablación para que no migren hacia arriba del eje, alejándose del extremo de inserción. Preferiblemente, la capa anular de transferencia de calor permite que la
25 energía térmica de la zona de ablación ascienda por el eje alejándose del extremo de inserción.

En una alternativa de la segunda punta de la sonda de ablación preferida, la punta de la sonda de ablación es preferiblemente parte de un sistema de sonda de ablación que preferiblemente tiene un control intraoperativo de la temperatura máxima seleccionado del grupo que consiste en: enfriamiento pasivo, enfriamiento activo, y una combinación de enfriamiento pasivo y activo.
30

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 está separada del extremo de inserción, de manera que la apertura anular se encuentra entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa anular de transferencia de calor se apaga preferentemente mediante la transferencia de energía térmica desde la capa anular de
35

transferencia de calor al tejido blando que rodea la capa anular de transferencia de calor.

En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación forma parte preferentemente de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente un control intraoperativo de un volumen de la zona de ablación. En una alternativa

5 de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación forma parte preferentemente de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente un control intraoperativo 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 los medios de ablación permiten conjuntamente al menos un control
10 intraoperativo 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 máxima 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 preferiblemente una punta de sonda de microablación.

15 En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferiblemente una punta de sonda de ablación por microondas. La punta de la sonda de ablación por microondas puede recibir energía de microondas de la fuente de ablación como medio de ablación. La energía de microondas puede entregarse al tejido diana a través de la punta de la sonda de ablación. La fuente de ablación puede proporcionar energía de
20 microondas a frecuencias que van de 500 MHz a 20 GHz.

En una alternativa de la segunda punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferiblemente 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 la sonda de ablación recibe preferentemente medios de
25 ablación de una fuente de ablación. La punta de la sonda de ablación sirve preferentemente para la ablación del tejido diana. La punta de la sonda de ablación incluye preferentemente: el eje, una apertura anular y un centro de ablación. El eje incluye preferentemente una antena coaxial. La apertura anular se define preferentemente en al menos una capa exterior de la antena coaxial hacia el extremo de inserción. El centro de ablación está preferiblemente situado dentro de la
30 antena coaxial y rodeado por la apertura anular. El centro de ablación puede considerarse una región focal desde la que los medios de ablación irradian a través de la apertura anular para formar una zona de ablación. La zona de ablación tiene preferentemente una apertura anular y una densidad de carga de potencia en la zona de ablación, siendo la apertura anular y la densidad de carga de potencia seleccionadas del grupo que consiste en: (a) una apertura anular corta y una
35 carga de potencia alta; (b) una apertura anular media y una carga de potencia media; y (c) una

apertura anular larga y una carga de potencia baja.

En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la zona de ablación sirve para ablacionar selectivamente el tejido diana, al tiempo que mitiga el daño a los tejidos colaterales inmediatamente adyacentes. En una alternativa de la tercera punta de sonda

5 de ablación preferida, la zona de ablación destruye al menos parte del tejido diana.

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 apertura anular es una apertura anular corta, la temperatura pico en la zona de ablación es una temperatura pico alta; (b) si la apertura anular es una apertura anular

10 media, la temperatura pico en la zona de ablación es una temperatura pico media; y (c) si la apertura anular es una apertura anular larga, la temperatura pico en la zona de ablación es una temperatura pico baja.

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

15 preferiblemente un centro de ablación estacionario. La antena de campo cercano evita preferentemente que el centro de ablación migre hacia arriba del eje alejándose del extremo de inserción.

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

20 transferencia de calor puede rodear la antena coaxial y estar separada del extremo de inserción de manera que la apertura anular esté entre la capa anular de transferencia de calor y el extremo de inserción. La capa anular de transferencia de calor evita preferentemente que el centro de ablación migre hacia arriba del eje alejándose del extremo de inserción.

En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la zona de

25 ablación tiene preferentemente una forma predeterminada seleccionada del grupo que consiste en achatada, esférica y oblonga.

Una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa anular de transferencia de calor que rodea la antena coaxial y está separada del extremo de inserción, de manera que la apertura anular está entre la capa anular de transferencia de calor

30 y el extremo de inserción. La zona de ablación tiene preferentemente una forma predeterminada que está determinada por un desplazamiento de la apertura. El desplazamiento de la apertura es preferentemente una distancia entre el centro de ablación y un borde anular de la capa anular de transferencia de calor. Una zona de ablación achatada tiene preferentemente un desplazamiento de apertura relativamente corto. Una zona de ablación oblonga tiene preferentemente un

35 desplazamiento de apertura relativamente largo. Una zona de ablación esférica tiene

preferentemente un desplazamiento de apertura entre los desplazamientos de apertura de la zona de ablación achatada y de la zona de ablación oblonga.

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

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

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

En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial incluye un conductor interno, una capa aislante dieléctrica anular que rodea al conductor interno, y un conductor externo anular que rodea la capa aislante dieléctrica anular. La apertura anular expone un anillo anular de la capa aislante dieléctrica anular.

En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación forma parte preferentemente de un equipo de ablación quirúrgico 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 del suministro de energía.

En una alternativa de la tercera punta de la sonda de ablación preferida, la punta de la sonda de ablación funciona preferentemente junto con un stent. El stent tiene preferentemente una guía quirúrgica. La guía quirúrgica sirve preferentemente para guiar la punta de la sonda de ablación de manera que el centro de la ablación esté dentro del tejido.

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

Una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa anular de transferencia de calor que rodea la antena coaxial y está separada del extremo de inserción, de manera que la apertura anular se encuentra entre la capa anular de transferencia de calor y el extremo de inserción. Preferiblemente, la capa anular de transferencia de calor

bloquea los medios de ablación para que no migren hacia arriba por el eje alejándose del extremo de inserción. Preferiblemente, la capa anular de transferencia de calor permite que la energía térmica de la zona de ablación ascienda por el eje alejándose del extremo de inserción.

5 En una alternativa de la tercera punta de la sonda de ablación preferida, la punta de la sonda de ablación es preferiblemente parte de un sistema de sonda de ablación que preferiblemente tiene un control intraoperativo de la temperatura máxima seleccionado del grupo que consiste en: enfriamiento pasivo, enfriamiento activo, y una combinación de enfriamiento pasivo y activo.

10 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 está separada del extremo de inserción, de manera que la apertura anular se encuentra entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa anular de transferencia de calor se apaga preferentemente mediante la transferencia de energía térmica desde la capa anular de transferencia de calor al tejido blando que rodea la capa anular de transferencia de calor.

15 En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación forma parte preferentemente de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente un control intraoperativo 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 forma parte preferentemente de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente un control
20 intraoperativo 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 los medios de ablación permiten conjuntamente al menos un control intraoperativo 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 máxima de la
25 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 preferiblemente una punta de sonda de microablación.

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. La punta
30 de la sonda de ablación por microondas puede recibir energía de microondas de la fuente de ablación como medio de ablación. La energía de microondas puede entregarse al tejido diana a través de la punta de la sonda de ablación. La fuente de ablación puede proporcionar energía de microondas a frecuencias que van de 500 MHz a 20 GHz.

En una alternativa de la tercera punta de sonda de ablación preferida, la punta de
35 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 la sonda de ablación recibe preferentemente medios de ablación de una fuente de ablación. La punta de la sonda de ablación sirve preferentemente para la ablación del tejido diana. La punta de la sonda de ablación incluye preferentemente: el eje, una
5 apertura anular y un centro de ablación. El eje incluye preferentemente una antena coaxial. La apertura anular se define preferentemente en al menos una capa exterior de la antena coaxial hacia el extremo de inserción. El centro de ablación se encuentra preferentemente dentro de la antena coaxial y está rodeado por la apertura anular. El centro de ablación puede considerarse una región focal desde la que los medios de ablación irradian a través de la apertura anular para
10 formar una zona de ablación. La zona de ablación tiene preferentemente una apertura anular y una temperatura máxima en la zona de ablación, la apertura anular y la temperatura máxima seleccionadas del grupo que consiste en: (i) una apertura anular corta y una temperatura pico alta; (ii) una apertura anular media y una temperatura pico media; y (iii) una apertura anular larga y una temperatura pico baja.

15 En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la zona de ablación sirve para ablacionar selectivamente el tejido diana, al tiempo que mitiga el daño a los tejidos colaterales inmediatamente adyacentes. En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la zona de ablación destruye al menos parte del tejido diana.

20 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 preferiblemente un centro de ablación estacionario. La antena de campo cercano evita preferentemente que el centro de ablación migre hacia arriba del eje alejándose del extremo de inserción.

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

30 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.

35 Una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa anular de transferencia de calor que rodea la antena coaxial y está separada del extremo de inserción, de manera que la apertura anular está entre la capa anular de transferencia de calor

y el extremo de inserción. La zona de ablación tiene preferentemente una forma predeterminada que está determinada por un desplazamiento de la apertura. El desplazamiento de la apertura es preferentemente una distancia entre el centro de ablación y un borde anular de la capa anular de transferencia de calor. Una zona de ablación achatada tiene preferentemente un desplazamiento de apertura relativamente corto. Una zona de ablación oblonga tiene preferentemente un desplazamiento de apertura relativamente largo. Una zona de ablación esférica tiene preferentemente un desplazamiento de apertura entre los desplazamientos de apertura de la zona de ablación achatada y de la zona de ablación oblonga.

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

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

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

En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la antena coaxial incluye un conductor interno, una capa aislante dieléctrica anular que rodea al conductor interno, y un conductor externo anular que rodea la capa aislante dieléctrica anular. La apertura anular expone un anillo anular de la capa aislante dieléctrica anular.

En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación es preferiblemente parte de un equipo de ablación quirúrgico 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 del suministro de energía.

En una alternativa de la cuarta punta de la sonda de ablación preferida, la punta de la sonda de ablación funciona preferentemente junto con un stent. El stent tiene preferentemente una guía quirúrgica. La guía quirúrgica sirve preferentemente para guiar la punta de la sonda de ablación de manera que el centro de la ablación esté dentro del tejido.

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

Una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida incluye además una capa anular de transferencia de calor que rodea la antena coaxial y está separada del extremo de inserción, de manera que la apertura anular está entre la capa anular de transferencia de calor y el extremo de inserción. Preferiblemente, la capa anular de transferencia de calor bloquea los medios de ablación para que no migren hacia arriba del eje, alejándose del extremo de inserción. Preferiblemente, la capa anular de transferencia de calor permite que la energía térmica de la zona de ablación ascienda por el eje alejándose del extremo de inserción.

En una alternativa de la cuarta punta de la sonda de ablación preferida, la punta de la sonda de ablación es preferiblemente parte de un sistema de sonda de ablación que preferiblemente tiene un control intraoperativo de la temperatura máxima seleccionado del grupo que consiste en: enfriamiento pasivo, enfriamiento activo, y una combinación de enfriamiento pasivo y activo.

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 está separada del extremo de inserción, de manera que la apertura anular se encuentra entre la capa de transferencia de calor anular y el extremo de inserción. La capa anular de transferencia de calor se apaga preferentemente mediante la transferencia de energía térmica desde la capa anular de transferencia de calor al tejido blando que rodea la capa anular de transferencia de calor.

En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación forma parte preferentemente de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente un control intraoperativo 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 forma parte preferentemente de un sistema de sonda de ablación que tiene preferentemente un control intraoperativo de un diámetro de la zona de ablación.

En una alternativa de la cuarta punta de sonda de ablación preferida, la punta de sonda de ablación y los medios de ablación permiten conjuntamente al menos un control intraoperativo 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 máxima 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 preferiblemente una punta de sonda de microablación.

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. La punta

de la sonda de ablación por microondas puede recibir energía de microondas de la fuente de ablación como medio de ablación. La energía de microondas puede entregarse al tejido diana a través de la punta de la sonda de ablación. La fuente de ablación puede proporcionar energía de microondas a frecuencias que van de 500 MHz a 20 GHz.

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 radiofrecuencia.

Los objetivos, las características, las combinaciones y las ventajas descritas e implícitas en el presente documento se entenderán más fácilmente al considerar la siguiente descripción detallada de la invención, tomada en conjunto con los dibujos adjuntos. La materia
10 descrita en el presente documento también se señala en particular y se reivindica claramente en la parte final de esta especificación.

DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Los dibujos adjuntos ilustran varios sistemas de sonda de ablación ejemplares,
15 componentes de varios sistemas de sonda de ablación ejemplares, y/o proporcionan enseñanzas por las cuales los varios sistemas de sonda de ablación ejemplares se entienden más fácilmente.

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 visualización simplificada que muestra las marcas virtuales
20 del ángulo de la guía quirúrgica, una marca virtual de parada y las marcas virtuales del objetivo que guían una representación de una pieza de mano con sensor y la punta de la sonda de ablación.

La Figura 2 es una vista transversal simplificada de un sitio ejemplar de ablación de tejido blando dentro de una cavidad oral, la punta de la sonda de ablación posicionada por el stent de tal manera que el centro de ablación está dentro del tejido blando.

La Figura 3 es una vista transversal simplificada de un sitio de ablación de tejido
25 blando ejemplar dentro de una cavidad oral, la punta de la sonda de ablación posicionada por la endoprótesis de tal manera que el centro de ablación está dentro del tejido blando, las flechas radiantes representan una zona de ablación ejemplar.

La Figura 4 es una vista transversal de un tejido que tiene un "medio" con flechas
30 radiantes que representan una zona de ablación ejemplar y el contorno ovalado que representa los límites exteriores predeterminados de la zona de ablación.

La Figura 5 es una imagen transversal de tomografía computarizada (TC) de una vista axial de un dental.

La Figura 6 es una imagen de corte transversal de TC de una vista coronal de un
35 dental.

La Figura 7 es una imagen de corte transversal de TC de una vista sagital de un dental.

La Figura 8 es una vista en sección de una sonda de ablación.

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

La Figura 10 es una vista transversal de una sonda de ablación y un flujo de energía ejemplar.

La Figura 11 es una vista transversal de una sonda de ablación y una zona de ablación achatada.

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

La Figura 13 es una vista 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 oblato (relación de aspecto > 1.0) que da lugar a 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 lugar a una zona de ablación esférica de tejido blando.

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 lugar a 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 oblato (relación de aspecto > 1.0) que da lugar a una zona de ablación achatada del tejido blando.

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 lugar a una zona de ablación esférica de tejido blando.

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 lugar a 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 lugar a 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 lugar a una zona de ablación de tejidos blandos oblonga, en forma de lágrima.

La Figura 16C es una representación fotográfica que muestra una zona esférica de ablación (medida a sesenta grados Celsius (60 °C)) generada utilizando la sonda de ablación de esbozos dentales descrita en el presente documento.

La Figura 17 muestra los resultados de un experimento de sondeo ejemplar relacionado con la redondez a sesenta grados Celsius (60 °C).

La Figura 18 muestra los efectos de la potencia y el tiempo en el área de la zona de ablación transversal en un modelado ejemplar que describe el volumen de ablación.

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 el eje de la punta de la sonda.

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

La Figura 20B es una representación fotográfica de una sonda de ablación con el centro de ablación del tejido blando generando temperaturas que permanecen por debajo de los cien grados centígrados (100°C), siendo los anillos más regulares al no estar presente el vapor.

La Figura 21 es una representación fotográfica que muestra una zona de infra ablación, una zona de ablación correcta y una zona de sobre ablación.

La Figura 22 muestra los resultados de un experimento de sonda ejemplar que correlaciona el diámetro de la zona de ablación (en mm) con la duración de la ablación (en segundos).

La Figura 23A es una representación gráfica de una sonda de ablación con una apertura anular corta (que delimita una pequeña región focal) y una zona de calentamiento activo corto 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 apertura anular media (que delimita una región focal media) y una zona de calentamiento activo medio que crea una carga de potencia media en la zona de ablación.

La Figura 23C es una representación gráfica de una sonda de ablación con una larga apertura anular (que delimita una gran región focal) y una larga zona de calentamiento activo que crea una carga de baja potencia en la zona de ablación.

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

La Figura 24B es una representación fotográfica de una sonda de ablación con

una región focal media que crea una carga de potencia media en la zona de ablación.

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

Las Figuras del dibujo no están necesariamente a escala. Ciertas características o componentes pueden mostrarse de forma algo esquemática y algunos detalles de elementos convencionales pueden no mostrarse o describirse en aras de la claridad y la concisión. Por ejemplo, aunque se muestra un esbozo dental, puede considerarse cualquier tejido blando. Las Figuras del dibujo se incorporan por la presente a esta especificación y forman parte de ella.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

La presente divulgación describe aparatos, métodos/procedimientos y sistemas que generalmente se refiere al campo técnico de las sondas de ablación médica. Algunos de los aparatos, métodos/procedimientos y sistemas preferidos descritos en el presente documento se refieren específicamente al campo técnico de las sondas de ablación por microondas (AMO) y ablación por radiofrecuencia (RFA) que proporcionan zonas controladas de ablación de tejidos blandos. Aunque los aparatos, métodos/procedimientos y sistemas pueden aplicarse a cualquier tipo de tejido diana, los esbozos dentales se utilizarán como tejido diana ejemplar a lo largo de este documento.

El sistema de sonda de ablación (también denominado "tecnología de ablación de esbozos dentales" o "tecnología de microablación") descrito en el presente documento permite al operador controlar con precisión al menos uno o más parámetros intraoperatorios para obtener resultados clínicos predecibles. Los controles intraoperatorios específicos incluyen:

I. Control de posicionamiento guiado por imágenes de escaneo de volumen (también denominado en este documento "control de posicionamiento de la zona de ablación" o "control de posicionamiento");

II. Control de la forma de la zona de ablación (también denominado "control de la forma de la zona de ablación" o "control de la forma de la ablación");

III. Control del centro de ablación (también denominado control de ablación dirigido por el centro);

IV. Control de la temperatura de la zona de ablación;

V. Control guiado del volumen/diámetro de ablación (también denominado "control del volumen/diámetro de la zona de ablación"); y

VI. Control de la carga de potencia (también denominado "control de la densidad de potencia").

El control de varias combinaciones de estos controles y sus respectivos parámetros da como resultado una ablación altamente selectiva de los tejidos diana, a la vez que se mitiga el daño a los tejidos colaterales inmediatamente adyacentes.

El sistema de sonda de ablación, tal como se describe en el presente documento, puede implementarse como equipos quirúrgicos de microablación (también denominados "equipos quirúrgicos", "equipo quirúrgico de ablación" o "equipos de microablación") que contienen preferentemente una sonda de microablación específica para el paciente (que puede ser desechable o no) y una guía quirúrgica de alta precisión específica para el 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) utilizada para posicionar la sonda durante la ablación. La guía quirúrgica de alta precisión es preferiblemente adecuada para dirigir el centro de ablación de la sonda de microablación hacia el interior (y preferiblemente el centro) del tejido. Los equipos quirúrgicos también pueden incluir una "prescripción" que indica las tolerancias de la dosis de energía de ablación y los ajustes (por ejemplo, el nivel de energía y la duración del suministro de energía) que deben dar lugar a la ablación del volumen de tejido blando objetivo o predeterminado. Los equipos de microablación pueden incluir y/o utilizarse con una fuente de ablación (por ejemplo, un generador de microablación "inteligente") y una pieza de mano.

Los aparatos, métodos/procedimientos y sistemas aquí descritos producen zonas de calentamiento (zonas de ablación) que dan lugar a un volumen definido de hipertermia tisular. Esta hipertermia focal induce una zona selectiva de muerte celular debido a la necrosis termocoagulativa localizada que conduce a la agenesia del diente cuando se ha destruido un volumen suficiente de tejido de el esbozo dental (es decir, matando las células, pero destruyendo el tejido). Por lo tanto, la ablación elimina o destruye el tejido diana predeterminado, dañando mínimamente el tejido o la estructura circundante, en comparación con las técnicas quirúrgicas convencionales más invasivas. Una vez destruido el tejido diana, los mecanismos normales de curación del cuerpo eliminarán el tejido destruido.

Los ensayos en animales vivos de ablación de brotes dentales utilizando los aparatos, métodos/procedimientos y sistemas aquí descritos, han suministrado energía de microondas en el tejido blando a frecuencias que van desde 500 MHz hasta 20 GHz. Los resultados de estos ensayos han mostrado un éxito del 100 % en la ablación de las zonas de tejido diana y en la agenesia dental molar completa inducida clínicamente con un daño limitado a los tejidos adyacentes no objetivo. Además, la cicatrización es excelente, ya que se ha eliminado todo el tejido muerto, se ha rellenado completamente el hueso y no hay signos de formación de ningún diente a partir de la deshonra objetivo en las 4-6 semanas siguientes al tratamiento. Los resultados de las pruebas demuestran que el uso del sistema de sonda de ablación permitirá a los

odontólogos realizar tratamientos de ablación de esbozos dentales de 20 a 40 segundos de forma altamente controlada cuando se emplee al menos uno de los controles intraoperativos del sistema de sonda de ablación.

La tecnología de microablación descrita aquí se considera única porque es el único proceso de microablación médica conocido con la capacidad de controlar simultáneamente el posicionamiento, la forma, el centrado, la temperatura máxima y el volumen y/o el diámetro del tejido de ablación objetivo.

Los sistemas de sonda de ablación preferidos (50) descritos en el presente documento tienen muchas ventajas posibles. 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 preferidos (50) pueden producir tiempos de ablación de 20-40 segundos sin sobrecalentar el tejido (y evitar así la carbonización del tejido) con la posibilidad de que se puedan utilizar tiempos de ablación más largos cuando se empleen densidades de potencia más bajas (carga de potencia) o cuando se prescriban volúmenes de ablación más grandes.

- La dosis de energía suministrada por los sistemas de sonda de ablación preferidos (50) puede ser monitorizada y controlada para su repetibilidad en una amplia gama de condiciones clínicas y habilidades del operador.

- Los sistemas de sonda de ablación preferidos (50) tienen puntas de la sonda de ablación (100) (también denominadas puntas de la sonda (100), puntas de la sonda de microablación (100) y puntas de la sonda de ablación de 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 las aplicaciones que requieren esas pequeñas dimensiones.

- Debido a que el centro de ablación de la sonda (124) (región focal (124)) es estacionario (el centro de ablación (124) no migra durante el tratamiento), la predeterminación de los márgenes exteriores de la zona de ablación (150, 160, 170) para abarcar solo los tejidos diana (por ejemplo, al menos parte de un esbozo dental (92)) se vuelve significativamente más predecible, a la vez que se reduce el riesgo de ablación del tejido circundante.

- El centro de ablación (124) (región focal (124)) está predeterminado y, al ser estacionario, su ubicación sigue siendo conocida. La ubicación de la zona de calentamiento activo (125) que rodea la región focal (124) (y las temperaturas máximas del tejido de la zona de calentamiento activo (125)), por lo tanto, son significativamente más predecibles. Cuando se opera con una potencia conocida, la previsibilidad de la zona de calentamiento activo (125) reduce al menos (y posiblemente elimina) la "carbonización" del tejido en una masa negra e indefinida que, a su vez, reduce (y posiblemente elimina) el riesgo de una cicatrización posoperatoria adversa

(como las cicatrices).

Antes de describir los aparatos, métodos/procedimientos y sistemas de ablación y las Figuras, conviene aclarar algunos términos. Tenga en cuenta que los términos y frases pueden tener definiciones y/o ejemplos adicionales a lo largo de la especificación. Cuando no se definen específicamente, las palabras, frases y acrónimos reciben su significado ordinario en la técnica. Los siguientes párrafos proporcionan parámetros básicos para interpretar los términos y frases utilizados en el presente documento.

- El término "tejido" se refiere a cualquiera de los distintos tipos de material de los que están hechos las personas o los animales, compuesto por células especializadas y sus productos. El tejido puede ser un tejido blando. La frase "tejido diana" (también denominada "tejido objetivo") se refiere al tejido que se desea ablacionar. Un tejido diana ejemplar podría ser un esbozo dental o un tumor. La frase "tejido circundante" describe el tejido que rodea al tejido diana y que no debe ser ablacionado.

- El término "centro" (utilizado en las frases "centro de los esbozos dentales" o "centro del tejido") pretende describir una posición dentro del tejido diana (por ejemplo, un esbozo dental). El centro no es necesariamente el "centro" absoluto del tejido. El "centro calculado" del tejido que se va a ablacionar puede calcularse mediante métodos que incluyen, entre otros, los que utilizan el volumen, la posición tridimensional y/u otros métodos conocidos o por descubrir. Un "centro predeterminado" (o "posición predeterminada") puede ser el "centro calculado" del tejido a ablacionar o puede ser simplemente una posición conocida dentro del tejido a ablacionar.

A menos que se indique específicamente lo contrario, cuando se habla del "centro", se puede utilizar un centro calculado y/o predeterminado dentro del tejido.

- La frase "zona de ablación" (también denominada "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 que se creará o se ha creado la ablación. Idealmente, la zona de ablación es sustancialmente coextensiva con el tejido diana. El tejido diana también puede considerarse como la zona de ablación objetivo. La zona de ablación tiene un área o volumen tridimensional, aunque las fotos y los dibujos del presente documento puedan hacerlos aparecer como una imagen bidimensional.

- El término "microablación" se refiere a las ablaciones de menos de 25.00 mm de diámetro para su uso en estructuras anatómicas más pequeñas, como el esbozo de un diente, aunque pueden ser más grandes y utilizarse en tumores de más de 5 cm de diámetro. En el caso de las microablaciones, la punta de la sonda (100) sería una punta de sonda de microablación. A menos que se especifique lo contrario, la frase "punta de sonda" incluirá las

puntas de la sonda de microablación.

- La frase "medios de ablación" (como en los medios de ablación (62)) pretende describir el mecanismo (por ejemplo, la energía) mediante el cual se realiza la ablación o la microablación. Los medios de ablación preferidos pueden ser energía como microondas (MW) y/o radiofrecuencia (RF) y, en particular, energía de ablación por microondas en el rango de 500 MHz a 20 GHz (amplio espectro) y energía de ablación por radiofrecuencia en el rango de menos de 500 MHz. Esta gama incluiría tanto la energía de ablación por microondas como la energía de ablación por radiofrecuencia. Los medios de ablación (62) son proporcionados por una fuente de ablación (60).

- La frase "fuente de ablación" (como en la fuente de ablación (60)) pretende describir el mecanismo por el que se producen los medios de ablación. La fuente de ablación (60) puede ser una fuente de ablación construida a propósito, como un generador de microablación "inteligente". La fuente de ablación puede ser un generador y/o un amplificador (denominados conjuntamente como generador). Si los medios de ablación (62) son medios de ablación por microondas, la fuente de ablación (60) puede ser un generador de microondas. Si los medios de ablación (62) son medios 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", puede ser cargado con los parámetros del procedimiento (por ejemplo, tiempo, temperatura, tasa de energía entregada, frecuencia y otros parámetros) que puede entonces entregar los medios de ablación basados en esos parámetros al tejido diana. Un generador inteligente puede disponer de medidas de comprobación de errores y de seguridad. Por ejemplo, un generador inteligente puede controlar si las puntas de la sonda (100) están mal, midiendo la potencia/energía directa y la potencia/energía reflejada para medir la potencia/energía total (energía/tiempo) que se suministra en 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, el procedimiento se detiene y se genera un mensaje de error.

- Las frases "centro de ablación" y "región focal" pretenden describir la porción del conductor interno (112) que está delimitada por la apertura anular (120) desde la que irradian los medios de ablación (62). Una zona de calentamiento activo (125) rodea la región focal (124). Alrededor de 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 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

del tejido", "zona del tejido de calentamiento activo", "zona activa de calentamiento" y las variaciones de las mismas se refieren a la descripción del tejido diana dentro de la zona de ablación (150, 160, 170) en la que el medio de ablación (62) entra inicialmente. 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 apertura anular (120) de la punta de la sonda (100). La zona de calentamiento activo (125) es donde la energía radiativa se convierte de energía radiativa a energía térmica. El tejido dentro de la zona de ablación (150, 160, 170) que se encuentra fuera de la zona de calentamiento activo (125) (es decir, dentro de la zona de calentamiento térmico (126)) sigue sufriendo la muerte celular, pero la muerte celular dentro de la zona de calentamiento térmico (126) es causada por el calor que se conduce hacia fuera desde la zona de calentamiento activo (125).

- Las frases "carga de potencia", "densidad de potencia", "densidad de carga de potencia" y "densidad de potencia en volumen" describen la cantidad de energía (por ejemplo, energía de microondas o radiofrecuencia) en función del tiempo (siendo la potencia una unidad de energía suministrada por unidad de tiempo) que se suministra a la zona de calentamiento activo (125). Por ejemplo, una antena dipolo (una antena más larga y de menor carga de potencia) sin carga final y con un menor acoplamiento capacitivo será generalmente de dos a cuatro veces más larga que la antena de carga final mostrada, más corta y de mayor carga de potencia (por ejemplo, una punta de la sonda de ablación (100) con una carga final 122). En este ejemplo, la energía de microondas se propaga por la antena más larga de una manera predefinida antes de irradiar hacia la zona de calentamiento activo (125). La propagación de la energía en la antena más larga da lugar a 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 proporciona la misma cantidad de energía por unidad de tiempo.

- El término "perfil" (tal como se utiliza en las frases "perfil de la zona de ablación", "perfil de la sonda", "perfil de ablación", "perfil de ablación de la sonda" y "márgenes de la zona de ablación" o "márgenes del tejido de la zona de ablación" se refiere a la descripción de los atributos y variables 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 los 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 la 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 pueden estar interrelacionados 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 medios de ablación (62) (por ejemplo, energía de microondas) que se utiliza y el tiempo que se utiliza el medio de ablación (62). El uso de un sistema de sonda de ablación (50) que tenga el perfil apropiado con la entrada apropiada para la duración apropiada producirá las zonas de ablación deseadas (150, 160, 170).

- La frase "escaneo de volumen" (así como "escanear de volumen" y otras variaciones utilizadas en el presente documento) pretende incluir cualquier tecnología de escaneo de volumen conocida o aún por descubrir que, al menos con relativa seguridad, genere con precisión las imágenes multidimensionales necesarias que puedan utilizarse en los procedimientos médicos. Las imágenes de exploración de volumen ejemplares incluyen, entre otras, la tomografía computarizada (TC) (por ejemplo, la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT)), los rayos X, la resonancia magnética (RM), los ultrasonidos, las imágenes de medicina nuclear (por ejemplo, la tomografía por emisión de positrones (PET)) y otros tipos de imágenes de exploración de volumen o de tejidos blandos tridimensionales que pueden utilizarse o adaptarse para implementar las funciones descritas en el presente documento. La frase y sus variaciones pueden utilizarse como un sustantivo (por ejemplo, la imagen) o como un verbo (el proceso de toma de la imagen). El hecho de que la frase se utilice como un sustantivo o un verbo puede determinarse a partir del contexto en el que se utiliza.

- El término "imagen" pretende describir tanto el proceso de toma de una "imagen" como la propia "imagen", siendo la diferencia evidente por el contexto. La "imagen" puede ser una imagen de exploración de volumen, como una imagen de haz cónico (producida, por ejemplo, por una imagen de tomografía computarizada (TC) (por ejemplo, una imagen de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT)), una imagen de rayos X, una imagen de resonancia magnética (RM), una imagen de ultrasonido, una imagen de medicina nuclear (por ejemplo, una tomografía de emisión de positrones (PET)). 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 diana y el tejido circundante con suficiente detalle para permitir el uso del sistema y los métodos descritos en el presente documento. En algunos casos, se sugiere un tipo específico de imagen, pero pueden utilizarse otras imágenes si pueden cumplir el mismo propósito. Por ejemplo, se sugieren imágenes panográficas para el cribado rutinario de los esbozos dentales, pero podrían utilizarse otros tipos de imágenes conocidos o aún por descubrir para cribado de los esbozos dentales y para medir las dimensiones del tejido blando de los esbozos dentales. Cuando se utiliza como verbo, el término "imagen" es el proceso de tomar una "imagen" como se ha

descrito anteriormente.

- Los campos electromagnéticos alrededor de objetos como las antenas pueden dividirse en regiones que incluyen el "campo cercano" (que puede dividirse además en no radiativo (reactivo) y radiativo (frensel)) y el "campo lejano". Los comportamientos no radiativos de "campo cercano" dominan cerca de la antena, mientras que los comportamientos de "campo lejano" dominan a mayores distancias. En las regiones de campo cercano, se producen interferencias en la propagación de las ondas electromagnéticas y, por tanto, las regiones de campo cercano se consideran imprevisibles. Por el contrario, en las regiones de campo lejano, el campo actúa como "normal" con un patrón de ondas relativamente uniforme. Los sistemas de sonda de ablación (50) descritos en el presente documento están diseñados preferentemente para funcionar en la región de campo cercano.

- El sistema de ablación descrito en el presente documento puede tener asociado hardware, software y/o firmware (una variación, subconjunto o híbrido de hardware y/o software). El término "hardware" incluye al menos una "unidad de procesamiento", "procesador", "ordenador", "aparato programable" y/u otros dispositivos conocidos o 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 conocidas o por descubrir o código de programa legible por hardware. Un software ejemplar incluye el conjunto de software de diseño de endoprótesis quirúrgicas descrito en el presente documento. El software puede cargarse en el hardware (por ejemplo, la fuente de ablación (60)) para producir una máquina, de manera que el software se ejecute en el hardware para crear estructuras para implementar las funciones descritas en el presente documento. Además, el software puede cargarse en el hardware (por ejemplo, la fuente de ablación (60)) para dirigir el sistema de sonda de ablación (50) para que funcione de una manera particular descrita en el presente documento o para realizar una serie de pasos operativos como se describe en el presente documento. La frase "cargado en el hardware" también incluye ser cargado en la memoria asociada con o accesible por el hardware (incluyendo el firmware). El término "memoria" (por ejemplo, la memoria de la fuente de ablación (60)) se define para incluir cualquier tipo de medio legible por el hardware (u otra tecnología) (también denominado medio de almacenamiento legible por la máquina) incluyendo, pero sin limitarse a, medios de almacenamiento conectados (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/o otros medios de almacenamiento conocidos o por descubrir. Dependiendo de su propósito, la memoria puede ser transitoria y/o no transitoria. Las

"comunicaciones", "señales" y/o "transmisiones" apropiadas (que incluyen varios tipos de información y/o instrucciones, incluyendo, pero sin limitarse a, datos, comandos, bits, símbolos, voltajes, corrientes, ondas electromagnéticas, campos o partículas magnéticas, campos o partículas ópticas, y/o cualquier combinación de los mismos) a través de "vías de comunicación" apropiadas, "vías de transmisión" y otros medios para la transmisión de señales, incluyendo cualquier tipo de conexión entre dos elementos del sistema (el sistema, incluyendo, por ejemplo, la fuente de ablación (60), la pieza de mano (52), la punta de la sonda de ablación (100), otros sistemas de hardware y/o subsistemas, y/o la memoria) se utilizarían según proceda para facilitar los controles y las comunicaciones.

10 • El término "asociado" (y variaciones como "asociable"), cuando se utiliza en el contexto de una conexión entre componentes, se define como integral u original, retroadaptado, adosado, conectado (incluyendo funcionalmente conectado), posicionado cerca, y/o accesible por. Por ejemplo, si una pantalla (como el mecanismo de salida (68) u otro componente) está asociada a una computadora (incluyendo un procesador asociado a la fuente de ablación (60) u otra tecnología), la pantalla puede ser una pantalla original integrada en el ordenador, una pantalla que ha sido retroadaptada en el ordenador, una pantalla adjunta que está unida al ordenador, una pantalla cercana que está posicionada cerca del ordenador, y/o una pantalla que es accesible por el ordenador. Otro ejemplo es la conexión entre la fuente de ablación (60), la pieza de mano (52), y la punta de la sonda de ablación (100) se describen como asociables en el sentido de que las conexiones entre estos elementos pueden ser integrales u originales, retroadaptadas, adjuntas, conectadas (incluyendo funcionalmente conectadas), posicionadas cerca, y/o accesibles por.

20 • Los términos "puede", "podría", "puede" y "podría" se utilizan para indicar alternativas y características opcionales y sólo deben interpretarse como una limitación si se incluyen específicamente en las reivindicaciones. Debe tenerse en cuenta que los diversos componentes, características, pasos, diseños o modalidades de los mismos son todos "preferidos", se indique o no específicamente. Las reivindicaciones que no incluyan una limitación específica no deben interpretarse como si incluyeran esa limitación.

25 • A menos que se indique específicamente lo contrario, el término "ejemplar" indica un ejemplo, una representación y/o una ilustración de un tipo. El término "ejemplar" no significa necesariamente el mejor o más deseado del tipo.

30 • Cabe señalar que, a menos que se especifique lo contrario, el término "o" se utiliza 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). Cabe señalar que, a menos que se especifique lo contrario, "y/o" se utiliza de forma similar (por ejemplo, "A y/o B" incluye, pero no se limita a, A, B, A y B, o

5 • Cabe señalar que, a menos que se especifique lo contrario, las formas
singulares "a", "an" y "the" se refieren a uno o más de uno, a menos que el contexto dicte
claramente lo contrario. Del mismo modo, a menos que se limite específicamente, el uso del
lenguaje singular (por ejemplo, "componente", "módulo" o "paso") puede incluir plurales (por
ejemplo, "componentes", "módulos" o "pasos"), a menos que el contexto dicte claramente lo
10 contrario.

El escaneo de volumen, tal como se describe en el presente documento, es cualquier tecnología de escaneo que, al menos con relativa seguridad, puede generar con precisión las imágenes multidimensionales necesarias que pueden utilizarse en los procedimientos de ablación. "Control de posicionamiento y ablación guiado por escáner de volumen" también se denomina "control guiado por escáner de volumen" y "procedimientos guiados por escáner de volumen". "Control de posicionamiento y ablación guiado por escáner de volumen" incluye como "control de posicionamiento guiado por escáner de volumen", como "control de ablación guiado por escáner de volumen" y "ablación de tejidos blandos guiada por escáner de volumen". El control guiado por escaneo de volumen es una tecnología para posicionar con precisión la punta de una sonda de ablación y luego ablación del tejido blando deseado mediante la entrega de la cantidad predeterminada de energía basada en las dimensiones del tejido blando medido en el escaneo de volumen. El posicionamiento puede llevarse a cabo físicamente utilizando un stent físico como se muestra en la Figura 1A) y/o virtualmente utilizando un stent virtual como se muestra en la Figura 1B). La ablación puede llevarse a cabo calentando un volumen de tejido blando predeterminado mediante el control del suministro de energía. Dichas endoprótesis físicas y virtuales se describen en las propiedades terapéuticas de la ablación de el esbozo dental. Por ejemplo, la creación de un stent quirúrgico personalizado utilizando información de localización y medición sobre los esbozos dentales obtenida de un escáner se describe en las Propiedades de la ablación terapéutica de los esbozos dentales, así como en el presente documento. El control de posicionamiento guiado por escaneo de volumen (por ejemplo, un stent) puede crearse a partir de mediciones preoperatorias obtenidas mediante la tecnología de escaneo de volumen. Los pasos ejemplares 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 sensorizada) con dimensiones y capacidades conocidas. La información sobre

las dimensiones y capacidades puede almacenarse en un archivo de tecnología de la información de escaneo de volumen (por ejemplo, un archivo de diseño tridimensional asistido por ordenador (CAD)).

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

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

- A partir del escaneo de volumen o de la información del archivo de tecnología de la información de escaneo de volumen, obtener (por ejemplo, calcular y/o medir) el tamaño y la posición de los esbozos dentales utilizando la información del archivo de tecnología de la información de escaneo de volumen. La información sobre el tamaño y la posición de los esbozos dentales puede almacenarse en un archivo de tecnología de la información de escaneado de volumen.

- A partir del escaneo de volumen o de la información del archivo de tecnología de la información de escaneo de volumen, localizar un punto de referencia (por ejemplo, el lado distal de los primeros molares erupcionados o el tejido blando sobre el hueso). La información sobre la ubicación del punto de referencia en relación con el esbozo dental puede almacenarse en un archivo de tecnología de la información de escaneado de volumen.

- A partir del escaneo de volumen o de la información del archivo tecnológico de escaneo de volumen, localizar u obtener (por ejemplo, calcular y/o medir) el centro de los esbozos dentales (centro calculado) o al menos una posición dentro de los esbozos dentales (una posición predeterminada). La información sobre el centro de los esbozos dentales puede almacenarse en un archivo tecnológico de escaneado.

- A partir del escaneo de volumen o de la información del archivo de tecnología de la información del escaneo de volumen, obtener (por ejemplo, calcular y/o medir) un ángulo predeterminado (el ángulo en el que el centro efectivo de ablación de la punta de la sonda de ablación está en el centro de el esbozo dentale - mostrado como 90 grados en la Figura 2) para guiar la punta de la sonda de ablación. El ángulo puede calcularse o medirse desde un punto conocido (por ejemplo, el punto de referencia o el punto de entrada, teniendo en cuenta el grosor y la superficie de un stent física y la forma de la punta de la sonda de ablación) hasta el centro de los esbozos dentales. La información sobre el ángulo predeterminado puede almacenarse en un archivo de tecnología de exploración.

• A partir del escaneo de volumen o de la información del archivo de tecnología de la información del escaneo de volumen, obtener (por ejemplo, calcular y/o medir) la profundidad predeterminada (la profundidad a la que el centro efectivo de ablación de la punta de la sonda de ablación se encuentra en el centro de el esbozo dental) para limitar la profundidad de la punta de la sonda de ablación. La profundidad puede calcularse o medirse desde un punto conocido (por ejemplo, el punto de referencia o el punto de entrada, teniendo en cuenta el grosor y la superficie de un stent físico y la forma de la punta de la sonda de ablación) hasta el centro de los esbozos dentales.

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, alternativamente, la profundidad D + D' se muestra como la distancia entre la superficie superior de la endoprótesis y el centro de ablación. Si hubiera un tope mecánico elevado (como se muestra en la Figura 1A), su altura también podría añadirse a la profundidad. La información sobre la profundidad predeterminada puede almacenarse en un archivo de tecnología de exploración.

• Procesamiento de la información en el/los archivo(s) de tecnología de escaneo de volumen (que puede ser un archivo o múltiples archivos) para poner la información en una forma que pueda ser utilizada para crear o fabricar un stent (física o virtual) y para crear una "prescripción" que indique las tolerancias y los ajustes de la dosis de energía de ablación (por ejemplo, el nivel de energía y la duración del suministro de energía) con el fin de ser guiado en la ablación selectiva de los tejidos diana. La "creación" incluye la "fabricación", de modo que tanto la endoprótesis virtual como la física se crean, pero sólo se fabrica la endoprótesis física. Dependiendo de lo que se esté "creando", la "creación" (y sus variaciones) también puede incluir la programación, la recopilación u otras formas de creación.

• Crear o fabricar un stent (virtual o física) con al menos una guía quirúrgica (virtual o física) para guiar la punta de la sonda de ablación en el ángulo predeterminado y al menos una estructura de tope (virtual o física) para limitar la profundidad de la punta de la sonda de ablación a la profundidad predeterminada. Si la endoprótesis es física, puede tener una estructura de tope mecánico que interactúe con la estructura de tope mecánico de la endoprótesis.

Utilizando la guía quirúrgica de la endoprótesis y la estructura de tope mecánico, la punta de la sonda de ablación puede ser guiada de tal manera que dicho centro de ablación esté dentro de dicho esbozo dental (y, preferiblemente, en la mitad de los esbozos dentales) cuando la punta de la sonda de ablación es guiada en dicho ángulo predeterminado a dicha profundidad predeterminada.

Las Figuras 1A, 1B, 2 y 3 muestran un sistema básico que utiliza controles de posicionamiento guiados por escaneo de volumen (mostrados como un stent físico (80) o un stent

virtual (82', 86', 88')) para posicionar adecuadamente los sistemas de sonda de ablación (50) (incluida la punta de la sonda (100)) que proporcionan una ablación del tejido diana con forma, centrada, con temperatura controlada y/o con volumen controlado.

5 Los procedimientos guiados por escaneo de volumen posicionan con precisión la sonda de microablación para asegurar que el tejido de los esbozos dentales se calentará desde el interior (incluso desde el centro) de los esbozos dentales hacia el exterior hasta un volumen definido con márgenes de ablación del tejido blando exterior en su ubicación deseada. De este modo, se consigue una ablación segura y eficaz de los esbozos dentales, al tiempo que se mitiga el daño a los tejidos colaterales adyacentes al esbozo. No se conoce ninguna tecnología de la
10 competencia que tenga este nivel de precisión para el posicionamiento tridimensional (3D) de la zona de ablación y que mantenga la zona en posición durante todo el procedimiento.

Aunque algunos sistemas de sonda de ablación (50) ejemplares y sus componentes se describen con más detalle en el presente documento, las Figuras 1A, 1B, 2 y 3 proporcionan una visión general de un sistema de sonda de ablación (50) ejemplar tal como se
15 utiliza en una aplicación ejemplar (ablación de esbozos dentales). El sistema de sonda de ablación (50) puede trabajar en conjunto con un stent quirúrgica personalizada (el stent físico (80) mostrado en la Figura 1A o la endoprótesis virtual (82', 86', 88') mostrada en la Figura 1B) en un sitio de ablación de esbozo dental (90).

La robótica también podría utilizarse en la ablación de tejidos blandos guiada por
20 escaneo de volumen, siendo la robótica una forma de guía que puede utilizarse con el sistema físico o el sistema virtual. Algunas guías físicas y virtuales ejemplares se describen en las Propiedades de la ablación terapéutica de esbozos dentales. Para otros procedimientos que no sean de esbozos dentales, en los que el sitio de ablación podría ser un sitio (ubicación en un cuerpo) que cubra cualquier tejido diana, se podría utilizar un stent quirúrgico apropiado para guiar
25 la colocación de la punta de la sonda. Por ejemplo, si el tumor estuviera en una pierna, se utilizaría 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 la 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
30 punta de la sonda de ablación (100) puede ser integral o conectable (directa o indirectamente) o asociable de otro modo con la pieza de mano (52). La pieza de mano (52) puede ser integral o conectable (directa o indirectamente) o asociable de otro modo con la fuente de ablación (60). La pieza de mano (52) puede ser autoclavable. Un tipo de conexión indirecta podría incluir el uso de un hilo o cable que conecte funcionalmente los componentes. Otro tipo de conexión indirecta
35 podría incluir mecanismos de control remoto (por ejemplo, transmisores y receptores apropiados)

que conectan funcionalmente 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 sólidas oscurecidas a través del stent quirúrgico (80) en la Figura 1A) y un tope mecánico del 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), la guía (82) y el tope (86) juntos son una forma de control de posicionamiento guiado por escaneo de volumen creado mediante el proceso descrito en el presente documento. Las Figuras 2 a 3 muestran que al menos parte del stent quirúrgico (80) puede estar al menos parcialmente soportada por al menos un diente erupcionado. El stent quirúrgico personalizado (80) se posiciona de manera que una guía quirúrgica (82) cubre y/o rodea los esbozos dentales (92) en el sitio de ablación de los esbozos dentales (90) (incluyendo el tejido gingival (94) y el hueso (96) (incluyendo el hueso cortical denso)). La Figura 4 muestra el tejido (por ejemplo, un dental) con un centro (93) con flechas radiantes que representan una zona de ablación ejemplar y el contorno ovalado que representa los límites exteriores (98) predeterminados de la zona de ablación.

La punta de la sonda de ablación (100) (mostrada en la Figura 1A con líneas sólidas antes de la inserción y líneas discontinuas después de la inserción) tiene un tope mecánico de punta (106) y un centro de ablación (124). La punta de la sonda de ablación (100) se puede insertar a través del tejido gingival (94) y en el esbozo dental (92) (que se encuentra dentro del hueso (96) de una mandíbula). La punta de la sonda de ablación (100) es guiada por el stent (80) de manera que su extremo de inserción (104) y el centro de ablación (124) estén dentro (por ejemplo, en o cerca del centro (93)) de los esbozos dentales (92). La interacción entre la guía quirúrgica (82) y el eje de la punta (102) guía la punta de la sonda de ablación (100) en el ángulo correcto (mostrado como un ángulo de 90 grados o recto, pero podrían ser otros ángulos) para que el centro de ablación (124) esté dentro de los esbozos dentales (92). Más específicamente, el diámetro interior de la guía quirúrgica (82) es ligeramente más grande que el diámetro exterior del eje de la punta (102), de manera que la punta de la sonda de ablación (100) insertada en la guía quirúrgica (82) sólo puede ser insertada en el ángulo dictado (prescrito) por la guía quirúrgica (82). La limitación de la punta de la sonda de ablación (100) a la profundidad correcta para que el centro de ablación (124) esté dentro del esbozo dental (92) puede lograrse, por ejemplo, mediante la interacción entre el tope mecánico del stent (86) y el tope mecánico de la punta (106) (que puede ser, por ejemplo, una superficie elevada (Figura 1A), una superficie angulada, y/o la superficie superior (Figuras 2-3) del stent (80)).

Preferiblemente, el centro de ablación (124) se posiciona al menos sustancialmente en el medio (por ejemplo, el medio calculado) de los esbozos dentales (92), tal y como se determina por el volumen, la posición tridimensional, y/u otros métodos conocidos o por descubrir. (El centro calculado o predeterminado del tejido a ablacionar es el "centro de los esbozos dentales" (93)). La punta de la sonda de ablación (100) se posiciona antes de que se activen los medios de ablación (62) para crear las zonas de ablación (150, 160, 170) (las flechas radiantes, aunque en estas Figuras solo se muestra un único tipo de zona, es representativa de las zonas de formas diferentes que se muestran y discuten aquí en relación con las Figuras 9 y 11 a 13). Como se muestra en la Figura 3, los límites exteriores (98) predeterminados de la zona de ablación son preferiblemente +/- 0.50 mm dentro de la cripta ósea de los esbozos dentales (92).

La Figura 1B muestra un sistema de endoprótesis virtual (82', 86', 88') que puede utilizarse con una punta de sonda de ablación sensorizada (100') y/o una pieza de mano sensorizada (52'). El stent virtual puede ser una tecnología de navegación dinámica que se implementa como al menos un programa de software (o subprograma) asociado a la fuente de ablación (60). El programa podría recibir información (por ejemplo, la prescripción) y convertir la información en un stent virtual. Aunque la endoprótesis virtual podría utilizarse por sí misma, también podría utilizarse junto con un stent física. Por ejemplo, podría avisar con antelación de los parámetros que se aproximan (por ejemplo, un "la punta se aproxima al tope" audible) o la 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 podría implementarse físicamente, pero el tope y/o el objetivo podrían implementarse virtualmente.

El sistema de endoprótesis virtual podría mostrarse en una pantalla visual (68') con marcas de ángulo de guía quirúrgica (82)', una marca de parada virtual (86') y marcas de objetivo virtual (88') superpuestas a una imagen (por ejemplo, un escáner de volumen) de la zona (92') (por ejemplo, el esbozo dental) que se va a ablacionar (para mayor claridad, se ha omitido la imagen real). Aunque se muestran como líneas (por ejemplo, líneas discontinuas), los indicadores visuales de posición alternativos podrían ser una lectura digital o un código de colores. Las marcas de ángulo de la guía quirúrgica virtual (82') se basan en la trayectoria 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 las modalidades preferidas, el sistema no podría activarse si el centro de ablación no estuviera en relación adecuada con el centro de el esbozo dental.

Además de, o junto con, un stent físico (80) y un stent virtual mostrado en una pantalla visual (68), se pueden utilizar indicaciones alternativas audibles, visuales y/o táctiles como guía quirúrgica, parada y/u objetivo. Por ejemplo, podrían utilizarse señales (por ejemplo, una serie

de pitidos audibles, una serie de luces parpadeantes o vibraciones físicas) para indicar que la punta de la sonda se está acercando a la zona de ablación. Por ejemplo, los pitidos/parpadeos/vibraciones podrían ser más fuertes/brillantes/rápidos a medida que la punta de la sonda se acerca a la zona de ablación. Alternativamente, los indicadores podrían ser una voz que diga las instrucciones (por ejemplo, "3 mm ... 2 mm ... 1 mm) o la luz podría estar codificada por colores (por ejemplo, de rojo a verde). Otro ejemplo es que la parada virtual y/o el objetivo virtual podrían implementarse de forma audible, visual y/o táctil utilizando indicadores similares o diferentes.

En el uso, la punta de la sonda de ablación sensorizada (100') puede ser guiada por las marcas virtuales de ángulo de la guía quirúrgica (82') y la marca virtual de parada (86') hasta una posición en la que el centro efectivo de ablación (124') de la punta de la sonda de ablación (100') esté en el centro de el esbozo dental (93'). El operador puede observar el proceso de inserción en la pantalla (68') mientras manipula físicamente la punta de la sonda de ablación (100') con sensores. Las marcas virtuales (88') también pueden proporcionar una indicación de que la punta de la sonda de ablación sensorizada (100') está dentro de aproximadamente el 50 %, 25 % y 10 % del diámetro medio de los esbozos dentales (92'). Si el operador estuviera manipulando manualmente la punta de la sonda de ablación sensorizada (100'), el sistema monitorizaría el progreso y alertaría al operador de que la punta de la sonda de ablación (100') no está en la posición adecuada utilizando, por ejemplo, indicadores visuales, indicadores audibles, indicadores táctiles, o una combinación de ellos. Alternativamente, el operador puede supervisar el progreso en la pantalla (68') a medida que la punta de la sonda de ablación sensorizada (100') se inserta automáticamente (por ejemplo, utilizando un sistema robótico). Es preferible que el sistema incluya salvaguardias de supervisión y anulación. Por ejemplo, el sistema no se activaría si el centro de ablación no estuviera en relación adecuada con el centro de el esbozo dental, independientemente de que la inserción se realizara manual o robóticamente.

Cuando la punta de la sonda (100) está correctamente posicionada, el centro de ablación (124) está dentro de los esbozos dentales (92) en su posición predeterminada. La activación de los medios de ablación (62) crea una zona de ablación (150, 160, 170) (por ejemplo, para un esbozo dental esférico (92) (Figura 1A) la zona de ablación apropiada sería una zona de ablación esférica (160), pero para una dental achatada (92) (Figuras 2 a 3) la zona de ablación apropiada sería una zona de ablación achatada (150)) centrada alrededor del centro de ablación (124) dentro de los esbozos dentales (92). Si la fuente de ablación (60) es un generador de microondas, el medio de ablación (62) sería la energía de microondas. Los ajustes de los parámetros de la fuente de ablación (64) y los ajustes del tiempo de tratamiento (66) pueden proporcionarse cargando datos digitales (por ejemplo, descargando los ajustes de los parámetros

(64) y/o los ajustes del tiempo de tratamiento (66) utilizando una "clave de identificación del paciente" introducida en una dirección de sitio web proporcionada) o pueden ser proporcionados por un usuario que introduzca manualmente los datos.

La retroalimentación de la fuente de ablación (60) o de la punta de la sonda de ablación (100) (que puede tener al menos un sensor (108) a lo largo del eje (102) para monitorear, por ejemplo, la temperatura) puede ser proporcionada al usuario (o a los sistemas de monitoreo electrónico o digital que pueden ser implementados por el software asociado con una fuente de ablación (60) (por ejemplo, un generador inteligente)) utilizando un mecanismo de salida (68) como una pantalla de video o una pantalla de audio (altavoz).

Las imágenes de la sección transversal del escáner de volumen (en este caso un escáner de volumen de TC) de las Figuras 5 a 7 muestran la posición central planificada de la punta de la sonda de ablación (100) dentro de un dental mandibular (rodeada con líneas discontinuas) de un cerdo (se podrían tomar imágenes similares de un dental humana). Más específicamente, la Figura 5 muestra la vista axial de un dental, la Figura 6 muestra la vista coronal de un dental, y la Figura 7 muestra la vista sagital de un dental.

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

II. Control de la forma de la zona de ablación

Otra capacidad del sistema de sonda de ablación descrita en el presente documento es la "conformación de la zona de ablación" (o el "control de la conformación de la zona de ablación") dentro de la cripta ósea del diente. En las Figuras 8 a 18 se detalla cómo el conocimiento de 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 la sonda de ablación específicas 100 para crear zonas de ablación predeterminadas que están conformadas y/o dimensionadas para corresponder con las zonas de ablación del tejido diana.

Más específicamente, las Figuras 8 a 13 muestran secciones transversales de puntas de la sonda ejemplares. Las Figuras 14A a C muestran representaciones gráficas de las sondas de ablación y sus respectivas zonas de ablación. Las Figuras 15A a C muestran representaciones fotográficas de las sondas de ablación y sus respectivas zonas de ablación. Las Figuras 16A a C muestran representaciones fotográficas de ablaciones reales. La Figura 17 muestra los resultados de un experimento de sonda ejemplar relacionado con la redondez.

Las Figuras 8 a 13 muestran puntas de la sonda de ablación ejemplares (100) (incluyendo las puntas de la 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 como:

- achatada (el eje más largo de la zona de ablación (150) es perpendicular al eje (102) de la punta de la sonda de ablación (100a) como se muestra en la Figura 11, teniendo una relación de aspecto superior a 1.0 (las zonas de ablación achatadas (150) son más anchas que largas);

- esférica, como se muestra en la Figura 12, con una relación de aspecto de 1.0 (las zonas de ablación esféricas (160) son tan estrechas como largas); y/o

- oblongas (el eje más largo de la zona de ablación (170) es paralelo y sustancialmente coexistente con el eje (102) de la punta de la sonda de ablación (100c) como se muestra en la Figura 13 que tiene una relación de aspecto inferior a 1.0 (las zonas de ablación oblongas (170) son más estrechas que largas).

Las sondas de ablación por microondas conocidas producen zonas de ablación oblongas que son más estrechas que largas (una relación de aspecto inferior a 1.0). Estas zonas de ablación oblongas conocidas pueden ser tan largas que pueden parecer tener 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) (los utilizados con la punta de la sonda (100c).

La ablación médica por microondas (AMO) y la ablación por radiofrecuencia (RFA) son métodos bien conocidos para inducir el calentamiento de los tejidos que provoca la necrosis coagulativa (muerte celular). Sin embargo, las conocidas AMO y RFA generan zonas de ablación con forma oblonga en relación con la posición de la trayectoria de inserción de la sonda de ablación.

Como resultado, la tecnología de ablación médica convencional resultó ser subóptima para muchas ablaciones de esbozos dentales, ya que la zona de ablación que se realiza con los sistemas de ablación médica convencionales no destruye el tejido de los esbozos dentales sin destruir también innecesariamente el tejido adyacente que no es de los esbozos dentales. Si se utiliza una zona de ablación con una forma incorrecta, es casi imposible administrar la cantidad correcta de medios de ablación sin destruir innecesariamente el tejido de los esbozos dentales. Por ejemplo, si los esbozos dentales son esféricos y la zona de ablación es oblonga, se ablacionará demasiado tejido (se ablacionará el tejido fuera de los esbozos dentales), lo que dañará el tejido circundante, o se ablacionará demasiado poco tejido, lo que puede dar lugar a una ablación infructuosa. Dicho de otro modo, a diferencia de la tecnología de ablación médica convencional, el sistema de ablación de los esbozos dentales descrito en el presente documento utiliza una

tecnología de zona de forma patentada para un ajuste más optimizado dentro de los esbozos dentales que destruye de forma más selectiva el tejido de los esbozos dentales objetivo mientras destruye una cantidad significativamente menor de tejido no diana. De este modo, se reduce en gran medida la posibilidad de que se produzcan daños colaterales en el tejido, reduciendo así el riesgo de efectos secundarios adversos.

Las Figuras 14A a 14C y las Figuras 15A a 15C muestran representaciones de los patrones de calentamiento que dan lugar a las zonas de ablación conformadas. Tanto los dibujos de 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 pueden pensarse como anillos anidados) que emanan de una región o punto relativamente central (una apertura anular (120) y/o un centro de ablación (124) delimitado por la apertura anular (120)) del eje de la punta (102). Cada una de estas isotermas representa diez grados Celsius (10 °C) y, partiendo de la temperatura más alta en la zona de calentamiento activo (125), disminuyen hacia afuera por conducción térmica en la zona de calentamiento (126), hasta la línea anular más externa que representa cincuenta grados Celsius (50 °C). En otras palabras, una imagen con cuatro líneas anulares anidadas (cuyo ejemplo se muestra en la Figura 23B) significaría que el primer anillo (el más interior) representaría ochenta grados Celsius (80 °C), el segundo anillo representaría setenta grados Celsius (70 °C), el tercer anillo representaría sesenta grados Celsius (60 °C), y el cuarto anillo (el más exterior) representaría cincuenta grados Celsius (50 °C). Dado que la temperatura ejemplar necesaria para la ablación de un dental es de sesenta grados Celsius (60°C), la forma de la zona de ablación se basaría en el penúltimo anillo (en el ejemplo de los cuatro anillos, el tercero). El sistema podría adaptarse al uso de isotermas que representen diferentes temperaturas (por ejemplo, ocho grados Celsius (8 °C) o doce grados Celsius (12 °C)). Además, el sistema podría adaptarse a temperaturas mínimas alternativas necesarias para la ablación de diferentes tejidos blandos que requieren temperaturas más altas o más bajas para la ablación.

Las Figuras 16A a 16C muestran fotos que permiten comparar el tejido ablacionado a partir de una ablación tisular que se realizó utilizando sistemas de ablación médica conocidos (Figuras 16A a 16B) y el sistema de ablación médica descrito en el presente documento (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 un aspecto muy "irregular" en la zona de calentamiento activo (125), se sobrecalentó en un extremo y tiene una forma extremadamente oblonga al migrar asimétricamente hacia arriba por el eje de la sonda de ablación a medida que ésta se calentaba. La Figura 16B muestra una zona de ablación producida a una frecuencia más alta. Tiene una forma de "gota de lágrima" que migró asimétricamente fuera de la forma esférica de un brote dental que se produjo porque el eje de la sonda se calentó demasiado

y también es subóptimo para la ablación de brotes dentales. La Figura 16C muestra una zona esférica de ablación generada utilizando la sonda de ablación de esbozos dentales descrita en el presente documento. La forma de la zona de ablación representa un ajuste óptimo dentro del tejido blando de los esbozos dentales y puede configurarse para que sea más ancha, esférica u oblonga a lo largo de la trayectoria de inserción de la sonda de microablación porque la zona de calentamiento activo (125) está predefinida con energía térmica que conduce fuera de la zona de calentamiento activo (125) y dentro de la zona de calentamiento térmico (126) de forma controlada.

II.A. Sonda de ablación:

Las Figuras 8 a 13 muestran puntas de la sonda de ablación por microondas (100) ejemplares (que, a menos que se especifique lo contrario, incluyen genéricamente la punta de la sonda de ablación (100a) de la Figura 11, la punta de la sonda de ablación (100b) de la Figura 12 y la punta de la sonda de ablación (100c) de la Figura 13). Estas puntas de la sonda de ablación están diseñadas para el calentamiento térmico de los tejidos. El mecanismo de calentamiento térmico se produce en una zona activa de calentamiento (zona de ablación) debido a la vibración de moléculas de agua altamente polares en el caso de las microondas (MW) o a la vibración de iones en el agua en el caso de la radiofrecuencia (RF). La estructura mostrada y descrita de las puntas de la sonda de ablación (100) transfiere conductivamente el exceso de calor en la zona de ablación objetivo fuera de la zona de ablación objetivo hacia el tejido circundante no objetivo a temperaturas por debajo del umbral donde se producirá la destrucción del tejido.

La estructura mostrada y descrita de la punta de la sonda de ablación (100) (incluyendo la antena de campo cercano (110), un cable coaxial con una apertura anular (120)) utiliza la emisión de energía “reactiva de campo cercano” en las regiones de la zona de ablación y, por lo tanto, puede considerarse una antena de campo cercano. (Esto se puede pensar como una antena reactiva de campo cercano) Las regiones “reactivas de campo cercano” son aproximadamente $\lambda/2\pi \sim 0.159$ longitudes de onda 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, es decir, la distancia en la que se repite la forma de la onda). Como se describe a continuación, 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 lo suficiente como 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 la sonda de ablación (100) preferentemente entrega energía que no es resonante en una dimensión combinada de apertura/zona de ablación que es menor que la longitud de onda de la frecuencia dividida por 4

para minimizar la producción de energía térmica a lo largo del eje (102) de la punta de la sonda de ablación (100). La capa anular aislante opcional (118) puede ser una vaina exterior conductora térmica que minimiza aún más la producción de energía térmica a lo largo de la punta de la sonda de ablación (100).

5 Las Figuras 8 a 10 muestran el eje (102) de la punta de la sonda de ablación (100) que tiene un extremo de inserción (104) (también denominado "punta de inserción", "punto de inserción") en el extremo del eje (102). El extremo de inserción (104) puede ser lo suficientemente afilado como para autointroducirse. La punta de la sonda de ablación (100) tiene una antena coaxial central (110) (que puede considerarse como un cable coaxial con una apertura anular (120)). La antena coaxial central (110) incluye preferentemente un conductor interno (112), una
10 capa aislante dieléctrica anular (114) (u otra guía de ondas), un conductor externo anular (116), y una capa anular aislante opcional (118). Hacia el extremo de la antena coaxial (110) (cerca del extremo de inserción (104)) hay una apertura anular (120) (que puede considerarse como una ventana anular). Entre la apertura (120) y el extremo de inserción (104) de la antena coaxial (110)
15 puede colocarse una carga final opcional de la antena para aumentar las propiedades capacitivas de la antena con el fin de acortar la longitud del cable central de la antena, haciendo así más pequeña la región focal (concentrando la densidad de energía total) y aumentando la carga de potencia (densidad de potencia) en la zona de ablación. Esto se discutirá con más detalle en relación con el control de la carga de potencia (sección VI.). Alrededor de la antena coaxial (110)
20 del eje (102) (y separada del extremo de inserción (104)) hay una capa anular de transferencia de calor (130) (también denominada capa conductora 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 apertura anular (120) y la carga final opcional de la antena (122). Además, la superficie anular de la cubierta de punta anular (132) más alejada del extremo de
25 inserción (104) hace tope de manera anular con la superficie anular de la capa conductora térmica (130) más cercana al extremo de inserción (104).

La antena coaxial central (110) incluye preferentemente un conductor interno (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, está rodeada por
30 un conductor exterior anular (116). El conductor interno (112) puede ser de cobre, de acero recubierto de cobre o de plata, o de otros materiales conductores. La capa aislante dieléctrica anular (114) puede ser de PTFE, aire u otros dieléctricos conocidos que ayudan a formar una guía de ondas entre el cable central y el conductor exterior anular. El conductor exterior anular (116) puede ser un blindaje metálico, como un blindaje sólido o tejido de cobre o aluminio u otros metales
35 conocidos.

La antena coaxial (110) puede ser comprada, prefabricada o una combinación de las mismas (por ejemplo, comprada sin apertura y añadiendo la apertura más tarde o comprada sin capa aislante y añadiendo la capa aislante 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 tenga otro método de carga en el extremo de la antena. Aunque se muestra un diseño de antena con una carga en el extremo para aumentar el acoplamiento capacitivo para acortar la longitud de la antena, se puede considerar una antena dipolo sin carga en el extremo u otra forma de cargar capacitivamente el extremo de la antena para alargar o acortar la antena.

La punta de la sonda de ablación (100) también puede incluir una capa anular aislante 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 aislante opcional (118), las puntas de la sonda de ablación preferidas alternativas podrían omitir la capa anular aislante. La capa anular aislante opcional (118) puede formar parte de una antena coaxial (110) (por ejemplo, una antena coaxial prefabricada o comprada). Alternativamente, la capa anular aislante opcional (118) puede añadirse a una antena coaxial (110) (por ejemplo, una antena coaxial prefabricada o comprada) que no tiene su propia capa de aislamiento. La capa anular aislante (118) puede estar hecha de materiales que incluyen, pero no se limitan a, plástico como polimetacrilato, polisulfona o polieterimida u otros materiales, como dióxido de zirconio o cerámica de disilicato de litio capaz de proporcionar aislamiento eléctrico.

Hacia el extremo de la antena coaxial (110) (cerca del extremo de inserción (104)) hay una apertura anular (120) que tiene la forma de una ranura de 360 grados. En otras palabras, la apertura anular (120) es una porción de la antena coaxial (110) en la que la capa aislante dieléctrica anular (114) está libre del conductor exterior anular (116). Dicho de otra manera, la apertura anular (120) es donde el conductor exterior anular (116) ha sido eliminado (o nunca estuvo presente) en un anillo anular alrededor del anillo anular expuesto de la capa aislante dieléctrica (114). El centro de ablación (124) (el punto focal o la región desde la que irradia el medio de ablación) se encuentra dentro del conductor interno (112) en la apertura anular (120) (desde la que emana el medio de ablación). Como se discute en la sección de control de ablación central (sección III.), las zonas de ablación (150, 160, 170) permanecen centradas alrededor de la apertura anular (120) y el centro de ablación (124) y no migran simétricamente hacia arriba del eje (102).

Cuando la punta de la sonda de ablación (100) está montada, la cubierta de punta anular (132) cubre la apertura anular (120).

Como se establece en el presente documento, la carga final opcional de la antena

(122) se coloca entre la apertura anular (120) y el extremo de inserción (104) de la antena coaxial (110) y actúa para aumentar las propiedades capacitivas de la antena. La carga final opcional de la antena (122) es preferiblemente al menos sustancialmente perpendicular y adyacente al extremo del conductor interno (112). La carga final opcional de la antena (122) funciona como un concentrador capacitivo de tal manera que los medios de ablación "golpean" la carga final de la antena (122) y se irradian hacia el tejido diana desde una base efectiva más corta de la antena.

La punta de la sonda de ablación por microondas (100) ejemplar tiene un diseño de eje con una capa anular de transferencia de calor (130) que rodea al menos parcialmente la antena coaxial central (110). La capa de transferencia de calor (130) es preferentemente la capa anular más externa de al menos la porción del eje (102) que cubre. Como se discutirá en relación con las Figuras 11 a 13, la capa de transferencia de calor (130) se posiciona 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 la sonda de ablación (100). El posicionamiento de la capa de transferencia de calor (130) puede estar predeterminado o la capa de transferencia de calor (130) puede ser posicionable (por ejemplo, movable, deslizable, o de otra manera asociable en diferentes posiciones) a lo largo del eje (102), la forma de las zonas de ablación (150, 160, 170) siendo determinada por la posición de la capa de transferencia de calor (130). En uso, la capa de transferencia de calor (130) se extiende parcialmente dentro de la zona de ablación mientras que parte de la capa de transferencia de calor (130) permanece fuera de la zona de ablación. La capa de transferencia de calor (130) está hecha preferentemente de un material que tiene una alta conductividad térmica y es conductor de la electricidad. En otras palabras, la capa de transferencia de calor (130) es preferiblemente una capa de alta conductividad térmica. (Preferiblemente, la capa de transferencia de calor (130) es a la vez transmisora de microondas y no conductora térmica). El material ejemplar incluye, pero no se limita a, plata (Ag), aluminio (Al), cobre (Cu), acero inoxidable (Ss), titanio (Ti), o cualquier otro material conocido o por descubrir que tenga una alta conductividad térmica y sea conductor de la electricidad. Por ejemplo, la plata tiene una mayor conductividad que el cobre, el aluminio tiene una alta conductividad (pero una menor conductividad que el cobre), el acero inoxidable tiene una mala conductividad térmica y el titanio tiene una peor conductividad térmica que el acero inoxidable. Las diferentes propiedades de conducción térmica de los distintos materiales permiten la construcción de dispositivos con diferentes propiedades de conducción térmica medibles que pueden utilizarse para crear una variedad de puntas de la sonda de ablación para su uso en diferentes aplicaciones. Como se discute en la sección de control de la temperatura de la zona de ablación (sección IV.), las capas preferidas de transferencia de calor (130) enfrían pasivamente la punta de la sonda de ablación (100) minimizando la producción de energía térmica a lo largo de las porciones de la punta de la sonda de ablación (100)

sustancialmente adyacentes o cercanas a la capa de transferencia de calor (130).

La punta de la sonda de ablación por microondas (100) ejemplar tiene un diseño de punta con una cubierta de punta (132) en el extremo de inserción (104). La cubierta de la punta 132 está hecha preferentemente de un material o sustrato que tiene tanto alta radiotransparencia (lo que significa que es altamente radiotransparente o que tiene bajas tasas de absorción de microondas) como una baja conductividad térmica (lo que significa que es altamente aislante o que tiene bajas tasas de conducción térmica) mientras que también no es conductora de electricidad. Los materiales ejemplares adecuados para este fin incluyen, pero no se limitan a los plásticos como la polisulfona, la polieterimida y el polimetacrilato, pero también pueden incluir sustratos cerámicos como el dióxido de circonio y el disilicato de litio. Las sondas de ablación con este diseño de punta tienen las propiedades de permitir que la energía de las microondas escape preferentemente (alta radiotransparencia), bloquear el retorno del calor al interior de la sonda de ablación (baja conductividad térmica) y un alto aislamiento eléctrico.

II.B. Zonas de ablación:

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

Aunque la Figura 9 muestra tres zonas de ablación diferentes (150, 160, 170), muestra incorrectamente un único desplazamiento de la apertura. Las Figuras 11 a 13 muestran correctamente los diferentes desplazamientos de la apertura ((152, 162, 172)) con respecto al conductor exterior anular (116) que serían necesarios para crear las respectivas zonas de ablación (150, 160, 170).

De manera similar, la Figura 10 muestra un flujo de energía ejemplar de la punta de la sonda de ablación (100a) de la Figura 11, pero los flujos serían similares para las puntas de la sonda de ablación (100b) y (100c) de las Figuras 12 y 13. La Figura 10 muestra un flujo de energía ejemplar de una punta de la sonda de ablación (100) ejemplar que puede describirse en ocho "pasos de flujo" (FS1-FS8). La mayoría de los números de referencia de los 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 ocurren de forma continua y/o simultánea. La punta de la sonda (100), a modo de ejemplo, utiliza energía de microondas como medio de ablación (62).

FS1: Los medios de ablación (62) proporcionados por la fuente de ablación (60) se insertan o inyectan en la antena coaxial central (110) y se desplazan por la guía de ondas (por ejemplo, la capa aislante dieléctrica (114)) entre el conductor interior (112) y el conductor exterior

anular (116).

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

FS3: Los medios de ablación (62) comienzan a irradiar hacia afuera como radiación de campo cercano fuera de la apertura anular (120) a través de una cubierta de punta anular (132). La longitud de la apertura anular determina la longitud efectiva de la antena y la carga de potencia efectiva (densidad de potencia), con una apertura anular más grande que resulta en una densidad de potencia efectiva más baja que va al tejido diana. Como se establece en el presente documento, la cubierta de punta anular (132) tiene las propiedades duales de ser altamente radiotransparente a la energía de MW o RF que fluye hacia afuera, mientras que también es altamente aislante para que la punta de la sonda de ablación (100) no conduzca la energía térmica hacia adentro cuando los medios de ablación (62) pasan a través de ella.

FS4: Después de viajar a través de la cubierta de punta anular (132), altamente radiotransparente, los medios de ablación (62) se absorben posteriormente en el tejido vivo (91) (que puede ser un 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) a medida que la energía de MW o RF se convierte en energía térmica.

FS5: A medida que el tejido (91) alrededor de la cubierta de punta anular (132) aumenta su temperatura lo suficiente como para formar la zona de ablación, la baja conductividad térmica/las altas propiedades aislantes de la cubierta de punta anular (132) bloquean preferentemente la energía térmica del tejido para que no vuelva a conducirse hacia la estructura de antena de la punta de la sonda de ablación (100) y migre hacia arriba por la antena coaxial central (110) y el conductor exterior anular (116).

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

FS7: La capa anular de transferencia de calor (130) se "apaga" transfiriendo su energía térmica al tejido (91) blando en contacto que no está siendo calentado directamente por los medios de ablación (62) porque la capa anular de transferencia de calor (130) ha bloqueado

los medios de ablación (62) para que no migren hacia arriba por el eje (102).

FS8: El mecanismo de enfriamiento de la capa anular de transferencia de calor (130) por el tejido (91) blando adyacente no solo se produce a través de su alta masa térmica debido al alto contenido de agua, sino que los tejidos blandos (91) son perfundidos por la sangre en movimiento, lo que significa que el calor es llevado lejos de la capa anular de transferencia de calor (130) y fuera del tejido blando circundante (91).

Los desplazamientos de apertura mostrados ((152, 162, 172)) en las Figuras 11 a 13 crean las diferentes formas de la zona de ablación (150, 160, 170). Más específicamente, la relación entre la longitud y la anchura (relación de aspecto) de la zona de ablación aumenta con el aumento del desplazamiento de la apertura para adoptar una forma más oblonga. Los desplazamientos de la apertura ((152, 162, 172)) pueden describirse como las distancias (retrocesos) entre la apertura anular (120) (y/o el centro de ablación (124)) y la capa anular de transferencia de calor (130). Por consistencia, los desplazamientos de apertura (152, 162, 172) mostrados y descritos aquí son la distancia entre el centro de la apertura anular (120) (mostrado como el centro efectivo de ablación (124) y también referido como el "centro de la apertura anular (124)") y el borde anular de la capa anular de transferencia de calor (130) más cercana a la apertura anular (120). Dado que el centro de ablación (120) es estacionario (no migra), tal y como se discute en la sección de control de ablación central (sección III.), el centro de ablación (124) y el centro de la apertura anular (124) permanecen iguales. Cabe señalar que, aunque las distancias serían diferentes, los desplazamientos de la apertura podrían medirse desde puntos de referencia alternativos (por ejemplo, el borde anular del conductor exterior anular (116) más cercano a la apertura anular (120)).

Los ejemplos de las Figuras 11 a 13 se basan en puntas de la sonda de ablación ejemplares con aperturas de 1.00 mm a 1.50 mm. La frecuencia ejemplar utilizada fue de 12 GHz y la potencia ejemplar utilizada fue de 6.6 W. (Otras frecuencias, incluyendo 18 GHz, pudieron producir zonas de ablación con forma). El intervalo de las desviaciones de la apertura está entre 0.0 mm y 3.0 mm. Las mediciones se realizaron a 20 segundos. Cada sonda se sintonizó en frecuencia en el agua para obtener la lectura de potencia reflejada mínima antes de cada ablación. (La Figura 17 muestra los resultados de un experimento de sonda ejemplar relacionado con la redondez de la ablación de la zona en relación con la conductividad térmica del conductor exterior anular (116) y el tamaño efectivo de la apertura (120)).

La Figura 11 muestra la zona de ablación (150) con una forma achatada. El desplazamiento de apertura (152) es el más corto de los desplazamientos de apertura (152, 162, 172) y crea la zona de ablación achatada (150). Como ejemplo, para una punta de sonda de campo cercano, el desplazamiento de apertura puede ser inferior a 1.0 mm. La zona de ablación

(150) tiene una relación de aspecto de más de 1.0 (relación de aspecto > 1.0). Las Figuras 14A y 15A muestran isotermas de la zona de ablación con una forma achatada ejemplar.

■ La Figura 12 muestra una zona de ablación (160) con forma esférica. El desplazamiento de apertura (162) tiene una longitud entre el desplazamiento de apertura (152) y el desplazamiento de apertura (172) y crea la zona de ablación esférica (160). A modo de ejemplo, para una punta de sonda de campo cercano, el desplazamiento de apertura podría 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 1.0 (relación de aspecto $= 1.0$). Las Figuras 14B y 15B muestran isotermas de la zona de ablación con una forma esférica ejemplar.

■ La Figura 13 muestra una zona de ablación (170) con forma oblonga. El desplazamiento de apertura (172) es el más largo de los desplazamientos de apertura (152, 162, 172) y crea la zona de ablación oblonga (170). A modo de ejemplo, para una punta de sonda de campo cercano, el desplazamiento de la apertura puede ser superior a 4.0 mm. La zona de ablación (170) tiene una relación de aspecto inferior a 1.0 (relación de aspecto < 1.0). Las Figuras 14C y 15C muestran las isotermas de la zona de ablación con una forma oblonga ejemplar.

Como se discutirá en la sección de calibración y en conjunción con el control del volumen y/o diámetro de ablación guiado por TC (sección V.), la conformación de la zona de ablación puede ser calibrada.

III. Control del centro de ablación

Las tecnologías convencionales de ablación por microondas (AMO) y ablación por radiofrecuencia (RFA) resultaron ser subóptimas para la ablación de esbozos dentales por una serie de razones. Los sistemas de ablación médica fueron revisados y rechazados porque demostraron una "migración" asimétrica sustancial de la zona de ablación hacia arriba de los ejes de las sondas de ablación durante el procedimiento. El margen exterior de la zona de ablación del tejido blando migra asimétricamente hacia arriba del eje de la punta de la sonda a medida que ésta se calienta. Además, el centro efectivo de la ablación también migra hacia arriba del eje de la punta a medida que la sonda de ablación se calienta. Esta migración asimétrica de la zona de ablación 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.

Tal y como se ha expuesto, el centro de ablación (124) está situado en el centro del conductor interno (112) y rodeado de manera anular por la apertura 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 denomina "centro de la apertura anular (124)". La tecnología de

microablación descrita en el presente documento ha sido diseñada para eliminar la migración asimétrica de la zona de ablación hacia arriba del eje de la punta de la sonda de ablación durante el procedimiento de ablación. La eliminación de la migración puede considerarse como la "fijación" del centro de ablación (124) en su lugar en relación con el centro de ablación (124), la apertura anular (120), y/o la punta de la sonda de ablación (100). Dicho de otro modo, las puntas de la sonda de ablación preferidas (100) descritas en el presente documento tienen zonas de ablación "estacionarias" (también denominadas "fijas") (150, 160, 170) en el sentido de que permanecen centradas en la apertura 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 asimétricamente hacia arriba (hacia la pieza de mano (52)) del eje de la punta de la sonda (102) a medida que la punta de la 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)) el eje de la punta de la sonda (102) a medida que la ablación (100) se calienta.

La capa externa anular de transferencia de calor (130) de la sonda de microablación, en combinación con el uso de una antena de campo cercano, mantiene el centro de la zona de ablación inmóvil a medida que la zona de ablación se amplía simétricamente hacia fuera, como se muestra en la Figura 19.

Como se ha comentado en relación con la Figura 10 (FS6), la capa exterior anular de transferencia de calor (130) tiene dos propiedades (1) bloquea la transmisión de los medios de ablación (62) para que no migren hacia arriba por el eje (102) y (2) simultáneamente permite que la energía térmica de la zona de ablación activa se conduzca preferentemente hacia arriba por la capa anular de transferencia de calor (130) desde la zona de ablación del tejido blando (91) que se está calentando.

Una vez que la punta de la sonda de microablación (100) se posiciona dentro del tejido diana (92), el procedimiento de ablación es activado por el operador mediante el uso de la fuente de ablación (60). Los medios de ablación (62) fluyen a través del sistema de sonda de ablación (50) e irradian 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). Mientras la energía se irradia hacia afuera 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) en el sentido de 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 la punta de la sonda (102) a medida que la punta de la sonda de ablación (100) se calienta. En su lugar, las propiedades de la antena de campo cercano (110) (la antena coaxial central (110)) y/o las propiedades de la capa anular externa de transferencia de calor (130)

impiden la migración hacia arriba (lejos del extremo de inserción (104)) en relación con el eje (102). Esto es cierto independientemente de que la forma de la zona de ablación sea achatada, esférica u oblonga.

No se conoce ninguna tecnología de la competencia que tenga esta capacidad única de mantener la zona de ablación en una posición fija durante todo el procedimiento de ablación y, por lo tanto, ninguna otra tecnología de ablación médica tiene este grado de capacidad de centrado.

IV. Control de la temperatura de la zona de ablación

Otro aspecto del proceso de ablación de esbozos dentales es el control de la temperatura de la zona de ablación. La temperatura máxima se limita a lo largo del procedimiento para evitar la carbonización del tejido. Una comparación entre el tejido sobrecalentado y el tejido adecuadamente calentado puede verse comparando las Figuras 20A y 20B.

La Figura 20A muestra el tejido sobrecalentado que puede verse 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 la sonda. Esto ocurriría cuando la temperatura máxima supera los cien grados Celsius (100 °C).

La generación de vapor deshidrata el tejido, lo que puede provocar la carbonización del mismo y una cicatrización anormal que incluye la formación de cicatrices residuales. Dicho de otro modo, si no se controla la temperatura máxima puede producirse una cicatrización imprevisible que puede dar lugar a la formación de cicatrices. Cuando se produce la formación de cicatrices, es posible que el tejido blando no cicatrice con normalidad.

La Figura 20B muestra un tejido adecuadamente calentado en el que un proceso de ablación con temperatura controlada no supera los noventa grados Celsius (90 °C). Cuando las temperaturas máximas no superan los cien grados Celsius (100 °C), hay pocas posibilidades de que el tejido se deshidrate durante la ablación o de que se produzca una cicatrización anormal después de la operación, detectable radiográficamente. Basándose en múltiples estudios con animales, cuando las temperaturas máximas se limitan a noventa grados Celsius (90 °C), el hueso se rellena en un corto período de tiempo y los brotes de los dientes ya no son detectables en las radiografías en sólo cuatro (4) semanas. Por lo tanto, es muy conveniente mantener las temperaturas máximas en noventa grados centígrados (90 °C) o menos.

Existen dos tipos principales de control de la temperatura que pueden utilizarse en el sistema de sondas de ablación: La refrigeración "pasiva" y la refrigeración "activa". La temperatura también se ve afectada por el control de la carga de potencia, tal y como se explica en la sección de carga de potencia (sección VI.).

IV.A. Refrigeración pasiva:

Las puntas de la sonda de ablación (100) preferidas (incluido el eje de la punta de la sonda (102)) descritas en el presente documento incluyen refrigeración pasiva (control de temperatura de la zona de ablación pasiva). Para el enfriamiento pasivo, las capas de transferencia de calor (130) enfrían pasivamente la punta de la sonda de ablación (100) minimizando la producción de energía térmica a lo largo de las porciones de la punta de la sonda de ablación (100) sustancialmente adyacentes o cercanas a la capa de transferencia de calor (130). El enfriamiento pasivo de las puntas de la sonda de ablación (100) preferidas, por lo tanto, mantiene los ejes de las puntas de la sonda (102) relativamente fríos.

Las puntas de la sonda de ablación (100) descritas en el presente documento utilizan las propiedades térmicas del tejido vivo adyacente (91) (la masa térmica específica del tejido blando (91) y la perfusión sanguínea activa del tejido blando (91)) para enfriar la punta de la sonda de ablación (100) y ayudar a dar forma a las zonas de ablación (150, 160, 170). Esta característica puede denominarse "enfriamiento del tejido". El enfriamiento del tejido se muestra en la Figura 10 (pasos de flujo FS7 y FS8) que se discute en este documento.

IV.B. Refrigeración activa:

Cabe señalar que muchas sondas de ablación por microondas conocidas requieren algún tipo de refrigeración activa (por ejemplo, el bombeo activo de líquido refrigerante (como agua) o gas (como CO₂) a lo largo del eje de la punta de la sonda o, de lo contrario, el eje se sobrecalienta y se produce la carbonización del tejido a lo largo del eje con temperaturas locales que a veces superan los 300 °C. Sin embargo, las puntas de la sonda de ablación preferidas (100) descritas en el presente documento que crean zonas de ablación de menos de 25.0 mm de diámetro, pueden no requerir una refrigeración activa para evitar que el eje de la punta de la sonda (102) se caliente tanto que el tejido (91) se ablaque a lo largo del eje de la punta de la sonda (102).

Algunas puntas de la sonda de ablación preferidas (100) descritas en el presente documento pueden incluir también una refrigeración activa opcional para las zonas de ablación. En el control activo de la temperatura de la zona de ablación, la retroalimentación de la fuente de ablación (60) y/o de la punta de la sonda de ablación (100) (que puede tener al menos un sensor (108) a lo largo del eje (102) para monitorear, por ejemplo, la temperatura) puede proporcionarse al usuario (o a los sistemas de monitoreo electrónico o digital que pueden ser implementados por software) usando un mecanismo de salida (68) como una pantalla de video o una pantalla de audio (altavoz).

Para los sistemas de sonda de ablación (50) descritos en el presente documento, la refrigeración activa opcional ejemplar (54) (que incluye materiales de refrigeración tales como refrigerante líquido (como agua) o gas (como CO₂)) puede proporcionarse a través de la pieza de mano (52) y/o directamente a la punta de la sonda de ablación (100). Usando la sonda (100) en la Figura 8, el enfriamiento (54) puede fluir entre el conductor exterior anular (116) y la capa de transferencia de calor (130). Si una capa anular aislante opcional (118) está presente, el enfriamiento (54) podría fluir ya sea dentro o fuera de la capa anular aislante opcional (118).

Alternativamente, el enfriamiento (54) podría viajar a través de canales y aperturas (no mostrados) incorporados en o a través de la capa de transferencia de calor (130).

Hay cuatro variables que se pueden controlar y que están relacionadas, al menos tangencialmente, con el control de la temperatura (refrigeración activa): potencia/temperatura, frecuencia/penetración, tiempo/tamaño y forma/redondez.

- Potencia/Temperatura: La potencia se mantiene baja para evitar que la temperatura máxima supere los noventa grados centígrados (90 °C).

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

- Tiempo/Tamaño: El tamaño de la zona de ablación puede estar determinado por la duración del proceso de ablación (normalmente de 20 a 40 segundos). Además de controlar el tiempo total de la duración de la ablación, la modulación del encendido y apagado de la energía de forma controlada (modulación del ancho de pulso) forma parte del control del tiempo.

- Forma/Redondez: La forma/redondez de las zonas de ablación (150, 160, 170) está determinada por el diseño de la punta de la sonda de ablación (100), incluyendo, por ejemplo, el tamaño del desplazamiento de la apertura (por ejemplo, los desplazamientos de la apertura (152, 162, 172)).

Sin embargo, estas variables pueden estar entrelazadas. Por ejemplo, una zona de ablación grande (tiempo/tamaño) puede tardar más en calentarse (potencia/temperatura) que una zona de ablación pequeña. La modulación del ancho de pulso del tiempo/energía también puede mejorar el grado en que una zona de ablación se vuelve más achatada. La combinación de las variables es generalmente controlada por la fuente de ablación (60) que puede ser controlada manualmente (regular) y/o automáticamente (inteligente). Al menos un conjunto inicial de parámetros para las variables puede formar parte de una prescripción (en un equipo quirúrgico) que se introduce (programada) en la fuente de ablación (60). La combinación de las variables se basa en un mapa empírico (desarrollado sobre la base de pruebas exhaustivas) y/o en el uso de al menos un sensor que proporciona información.

Una cartografía empírica del proceso de ablación muestra que la temperatura máxima y los gradientes de temperatura se basan en la energía/potencia total y en la frecuencia. Las pruebas empíricas pueden utilizarse, por ejemplo, para determinar la entrada máxima de energía (potencia) en función del tiempo. Después de realizar pruebas exhaustivas y trazar las

5 temperaturas máximas, se puede evitar el sobrecalentamiento controlando las variables (por ejemplo, controlando la entrada de energía).

Como alternativa, o junto con las pruebas empíricas, se puede colocar al menos un sensor de temperatura externo en la superficie de la sonda de ablación (100). Tener un control preciso del suministro de energía (potencia) con retroalimentación de al menos un sensor puede

10 ser un componente clave para el control de la temperatura. Existen varios sensores de temperatura basados en fibra óptica que no interfieren con la emisión de energía de microondas, incluyendo, por ejemplo, las soluciones de sensores de temperatura de fibra óptica de OSENSA Innovations (Burnaby, BC, Canadá). La información sobre la temperatura de al menos un sensor de fibra óptica puede proporcionarse a (acoplarse a) la fuente de ablación (60) para ajustar y mantener la

15 temperatura deseada.

La retroalimentación puede proporcionarse como entrada a la fuente de ablación (60). La retroalimentación puede proporcionarse al usuario mediante un mecanismo de salida (68), como una pantalla de vídeo o una pantalla de audio (altavoz). El usuario puede entonces ajustar manualmente los parámetros (64) y el tiempo de tratamiento (66) (incluida la detención del

20 tratamiento) de la fuente de ablación (60). La retroalimentación también puede (o en la alternativa) ser proporcionada directamente a un mecanismo de salida (68) (por ejemplo, un generador inteligente) (o a los sistemas de monitoreo electrónico o digital asociados con el mismo que pueden ser implementados por el software asociado con la fuente de ablación (60)) que ajusta automáticamente la configuración de los parámetros (64) y la configuración del tiempo de

25 tratamiento (66).

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

El control del volumen de ablación es otro aspecto que puede ser decisivo para el éxito del procedimiento. Para ello, la fuente de ablación (60) (por ejemplo, un generador de

30 microablación "inteligente") suministra con precisión los volúmenes de zona de ablación prescritos. Los volúmenes de las zonas de ablación se determinan antes de la operación mediante imágenes de escaneo de volumen y se proporcionan como una prescripción junto con los parámetros de las variables relativas (por ejemplo, tiempo y potencia). La fuente de ablación (60) controla preferentemente el suministro de energía (por ejemplo, la velocidad y el tiempo) para generar el

35 volumen de zona de ablación prescrito dentro de la cripta ósea de los esbozos dentales. Esto

permite que el sistema proporcione márgenes de zona de ablación de ± 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 ellas. La imagen superior izquierda es la del esbozo dental seleccionado. Los tres dibujos marcados incluyen cada uno un círculo de línea discontinua que representa los esbozos dentales. Los tres dibujos marcados también incluyen un círculo de línea sólida con flechas que irradian desde el centro hasta el perímetro interior del círculo de línea sólida que representa la zona de ablación. La imagen superior derecha muestra los esbozos dentales infraablacionada porque la zona de ablación es significativamente menor que los esbozos dentales. La imagen inferior izquierda muestra los esbozos dentales sobreablacionados porque la zona de ablación es mayor que los esbozos dentales. La imagen inferior derecha muestra los esbozos dentales correctamente ablacionados porque la zona de ablación está relativamente ajustada (la distancia anular entre la zona de ablación dentro de los esbozos dentales puede ser un poco exagerada) a los esbozos dentales.

Utilizando la prescripción del procedimiento guiado por el escáner de volumen, el medio de ablación (62) (por ejemplo, el generador de microondas "inteligente") controla la entrega de energía (tanto la velocidad como el tiempo) para generar el volumen de la zona de ablación prescrito dentro de la cripta ósea de los esbozos dentales una vez que la sonda de ablación está en la posición correcta.

Se realizaron amplios experimentos tanto en esbozos dentales (ex vivo) como en lomo de cerdo para determinar la duración estimada necesaria para la variación de los diámetros de ablación. Se analizaron los resultados de los experimentos y el gráfico de la Figura 22 y la tabla siguiente muestran algunos de los resultados. En el gráfico de la Figura 22, la línea sólida muestra las estimaciones de los diámetros de ablación en los esbozos de dientes para varias duraciones. La línea discontinua sobre la línea sólida muestra las estimaciones de diámetro para ablaciones en lomo de cerdo. El gráfico siguiente añade la variable adicional del diámetro específico que representaría el diámetro de la cripta ósea junto con una correlación de la duración de la ablación con el diámetro estimado de la zona de ablación.

Tabla de duración de la ablación para ablaciones en cerdos in vivo		
Diámetro de cripta ósea más grande medido en Imagen de TC (mm)	Duración de ablación (segundos)	Estimación del diámetro final de la zona 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 la carga de potencia

Como se expone en el presente documento, la longitud de la apertura anular (y el tamaño de la región focal en ella) determina la longitud efectiva de la antena y/o la carga efectiva de potencia (también denominada “densidad de potencia” y “densidad de carga de potencia”). En comparación con las aperturas anulares más grandes, las aperturas anulares más pequeñas producen densidades de potencia efectivas relativamente más altas en la zona de calentamiento activo (125) del tejido diana. En comparación con las aperturas anulares más pequeñas, las aperturas anulares más grandes producen densidades de potencia efectivas relativamente más bajas que van a la zona de calentamiento activo (125) del tejido diana. Dado que el tamaño de las aperturas anulares puede controlarse y/o predeterminarse, las densidades de carga de potencia pueden controlarse y/o predeterminarse (una densidad de carga de potencia predeterminada).

Como se indica en el presente documento, la longitud de la apertura anular (y el tamaño de la región focal en ella) determina las temperaturas máximas efectivas en la zona de calentamiento activo (125). En comparación con las aperturas anulares más grandes, las aperturas anulares más pequeñas producen temperaturas máximas efectivas relativamente más altas en la zona de calentamiento activo (125). En comparación con las aperturas anulares más pequeñas, las aperturas anulares más grandes producen temperaturas máximas efectivas relativamente más bajas en la zona de calentamiento activo (125). Dado que el tamaño de las aperturas anulares puede controlarse y/o predeterminarse, las temperaturas pico en la zona de calentamiento activo (125) pueden controlarse y/o predeterminarse para que sean temperaturas pico altas,

temperaturas pico medias, temperaturas pico bajas (una temperatura pico predeterminada). Las temperaturas máximas son relativas a otras puntas de la sonda de ablación y sistemas que tienen los mismos parámetros y/o variables.

Como se expone en la sección de la sonda de ablación (sección II.A.) de la sección de control de conformación de la zona de ablación (sección II.), una carga final de antena (122) cerca de la apertura (120) de la antena coaxial (110) aumenta las propiedades capacitivas de la antena (110) para acortar la longitud del cable central de la antena. Esto hace que la región focal (124) sea más pequeña (concentrando la densidad de energía) y aumenta 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 (aumentar/disminuir) el tamaño de la región focal (124), incluyendo, pero sin limitarse a, diseños de antenas que utilizan catéter "pig-tail" y otras técnicas y tecnologías conocidas que se utilizan para añadir cargas finales para aumentar la carga de potencia de las antenas.

Las Figuras 23A a 23C y las Figuras 24A a 24C son imágenes gráficas y fotográficas que muestran el efecto que tiene el tamaño de la región focal (el centro de ablación (124) delimitado por la apertura anular (120) (mostrada como (120a, 120b, 120c) en las Figuras 23A a 23C) en la creación de las zonas de ablación (150, 160, 170) (aunque sólo se muestra la zona de ablación (160), aproximadamente esférica). Aparte del tamaño de la apertura 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 en que las isothermas (líneas anulares) que rodean la región focal representan cada una diez grados Celsius (10 °C) y la isoterma más externa (línea anular) representa cincuenta grados Celsius (50 °C). Las isothermas ejemplares están etiquetadas en las Figuras 23A a 23C.

La tasa de calentamiento (temperatura delta/tiempo delta) que aumenta a medida que la apertura anular se hace más pequeña se puede mostrar matemáticamente. La densidad de potencia puede considerarse como la cantidad de potencia (tasa de transferencia de energía en el tiempo) por unidad de volumen. En esta ecuación (y solo como ejemplo), la cantidad de potencia se expresa en vatios (W) y la unidad de volumen se expresa en milímetros cúbicos (mm³). Si se aplican 5.0 W de energía de microondas a una punta de sonda con una apertura anular de 1.0 mm de longitud, la densidad de potencia sería de aproximadamente 5.0 W/mm³. Si se aplican 5.0 W de energía de microondas a una punta de sonda con una apertura anular de 4.0 mm de longitud, la densidad de potencia será de aproximadamente 1.25 W/mm³.

La sonda de ablación mostrada en la Figura 24A tiene una pequeña región focal que crea una alta densidad de carga de potencia en la zona de ablación (160a). Más

concretamente, la región focal es una apertura anular (120a) de 0.8 mm (longitud a lo largo del eje de la sonda). Si se aplicaran 5.0 W de energía de microondas a esta punta de la sonda, la densidad de potencia sería de alrededor de 6.25 W/mm³ cuando la energía de microondas empieza a entrar en el tejido. La temperatura máxima interior de la zona de ablación en la zona de calentamiento activo (125) es de noventa grados Celsius (90 °C). La Figura 23A muestra una punta de sonda (100) similar que crea una zona de ablación esférica (160a) (aunque podrían crearse otras formas utilizando sondas con desplazamientos de apertura más cortos o más largos) con una zona de calentamiento activo (125) y una zona de calentamiento térmico (126). La apertura anular corta (120a) limita una región focal corta/pequeña (124) que, a su vez, da lugar a una zona corta/pequeña de calentamiento activo que crea una carga de alta potencia (representada por la cercanía relativa (dispersión estrecha) entre las isothermas en la zona de calentamiento térmico (126) de la zona de ablación (160a)).

La 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 concretamente, la región focal es una apertura anular (120b) de 1.5 mm (longitud a lo largo del eje de la sonda). Si se aplican 2.4 W de energía de microondas a esta punta de la sonda, la densidad de potencia sería de aproximadamente 3.3 W/mm³ cuando la energía de microondas empieza a entrar en el tejido. La temperatura máxima interior de la zona de ablación en la zona de calentamiento activo (125) es de ochenta grados Celsius (80 °C). La Figura 23B muestra una punta de sonda (100) similar que crea una zona de ablación esférica (160b) (aunque podrían crearse otras formas utilizando sondas con desplazamientos de apertura más cortos o más largos) con una zona de calentamiento activo (125) y una zona de calentamiento térmico (126). La apertura anular media (120b) limita una región focal media (124) que, a su vez, da lugar a una zona de calentamiento activo de longitud/tamaño medio que crea una carga de potencia media (representada por las isothermas de propagación intermedia en la zona de calentamiento térmico (126) de la zona de ablación (160b)).

La sonda de ablación mostrada en la Figura 24C tiene una gran región focal que crea una baja densidad de carga de potencia en la zona de ablación (160c). Más concretamente, la región focal es una apertura anular (120c) de 4.0 mm (longitud a lo largo del eje de la sonda). Si se aplican 2.4 W de energía de microondas a esta punta de la sonda, la densidad de potencia sería de aproximadamente 1.25 W/mm³ cuando la energía de microondas empieza a entrar en el tejido. La temperatura máxima interior de la zona de ablación en la zona de calentamiento activo (125) es de setenta grados Celsius (70 °C). La Figura 23C muestra una punta de sonda (100) similar que crea una zona de ablación esférica (160c) (aunque podrían crearse otras formas utilizando sondas con desviaciones de apertura más largas o mayores) con una zona de

calentamiento activo (125) y una zona de calentamiento térmico (126). La apertura anular larga (120c) delimita una región focal larga/grande (124) que, a su vez, da lugar a una zona larga/grande de calentamiento activo que crea una carga de baja potencia (representada por la distancia relativamente grande (amplia dispersión) entre isotermas en la zona de calentamiento térmico (126) de la zona de ablación (160)c).

La densidad de potencia es una de las capacidades de una punta de la sonda de ablación (100) que sería relevante para los cálculos realizados, por ejemplo, por el software. La selección de una punta de la sonda de ablación (100) con una apertura 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 la sonda de ablación (100) con la apertura anular (120) de tamaño predeterminado puede incluirse en un equipo quirúrgico o la prescripción puede especificar la punta de la sonda de ablación (100) con la apertura anular (120) de tamaño predeterminado que se utilizará en el procedimiento.

Como punto de claridad, debe observarse que la densidad de potencia es al menos sustancialmente independiente de la forma de la zona de ablación (150, 160, 170). Mientras que la densidad de potencia está relacionada con el tamaño de la apertura anular (120), la forma de la zona de ablación (150, 160, 170) está relacionada con los desplazamientos de la apertura (152, 162, 172).

Calibración:

Se calibran preferiblemente los sistemas de sondas de ablación (50).

Esto puede lograrse realizando una pluralidad de ablaciones (por ejemplo, 150 ablaciones en tejido de esbozos dentales de mandíbulas y maxilares recién cosechados de animales sacrificados) y utilizando los resultados para establecer una “curva de calibración” basada en la ablación resultante del tejido.

Se toma una imagen de volumen del tejido diana. Esta imagen puede utilizarse 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.

Una vez medido el diámetro de la cripta ósea de cada esbozo dental, se puede crear una zona de ablación “óptima”, por ejemplo, al seleccionar una punta de la sonda de ablación (100) y los ajustes del sistema basados en las propiedades reales del volumen de ablación de un sistema de sonda de ablación. En otras palabras, se utiliza una sonda con un perfil de ablación tridimensional predeterminado. El tamaño y la forma de la punta de la sonda de ablación (100) también son relevantes, ya que estarían relacionados con el posicionamiento proporcionado por el stent quirúrgico personalizado (80). Encontrar el “mejor ajuste” incluiría, preferiblemente, determinar que el volumen/diámetro de la zona de ablación se ajuste a los esbozos dentales

individuales. Además, encontrar el “mejor ajuste” incluiría preferiblemente determinar que la forma de la zona de ablación se ajuste a los esbozos dentales individuales. Dicho de otro modo, la forma de la zona de ablación se controla preferentemente para que se ajuste al interior de los esbozos dentales. (Por ejemplo, si la forma de los esbozos dentales es oblonga, entonces se produce una zona de ablación oblonga). El ajuste del tamaño y la forma puede lograrse, por ejemplo, seleccionando la punta de la sonda de ablación (100) con la apertura anular (120) adecuada para crear las zonas de ablación (150, 160, 170) apropiadas. Otro método para alterar o controlar la forma es el uso de la modulación del ancho de pulso de la energía que sale de la sonda. Al colocar adecuadamente la punta de la sonda de ablación (100) mediante los procedimientos descritos en las Propiedades terapéuticas de esbozos dentales y en el presente documento, las zonas de ablación están claramente centradas circunferencialmente alrededor de los esbozos dentales y reducen en gran medida la incidencia de cualquier tejido adyacente no diana (por ejemplo, nervios, dientes, etc.) que resulte dañado.

El área de las zonas de ablación puede calcularse utilizando la siguiente ecuación ejemplar u otros métodos conocidos de cálculo de áreas (que pueden ser más detallados y/o proporcionar resultados más precisos):

$$\text{Área} = \text{longitud media} * \text{anchura media} * \pi$$

La redondez de las zonas de ablación puede calcularse mediante la siguiente ecuación ejemplar u otros métodos conocidos de cálculo de redondez (que pueden ser más detallados y/o proporcionar resultados más precisos):

$$\text{Redondez} = \text{anchura media} / \text{longitud media}$$

Pueden utilizarse otros métodos para determinar el área y la redondez de la zona de ablación, incluyendo, pero sin limitarse a, la observación directa, la medición y otros medios empíricos conocidos o por descubrir para determinar el área y la redondez de la zona de ablación.

Uso ilustrativo:

La prevención profiláctica de la formación de los terceros molares mediante los métodos, sistemas y procedimientos descritos en el presente documento y en las propiedades terapéuticas de la ablación de los esbozos dentales tiene muchas ventajas. Una intervención más temprana es más segura debido a la anatomía (los esbozos dentales están separados entre 5 y 10 mm del canal mandibular), al desarrollo del diente (la corona de los primeros y/o segundos molares (95) adyacentes está generalmente bien desarrollada) y a la mejora de la cicatrización (las huellas quirúrgicas más pequeñas reducen los problemas de cicatrización tras la operación).

Con los aparatos, métodos/procedimientos y sistemas aquí descritos para inducir la 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 el presente documento pueden utilizarse en los aparatos (stents quirúrgicos personalizados (80), stents virtuales (82', 86', 88'), y/o equipos quirúrgicos), métodos/procedimientos y sistemas descritos en las propiedades terapéuticas de ablación de esbozos dentales. Por ejemplo, las sondas pueden utilizarse con los stents quirúrgicos personalizados (80) o los stents virtuales (82', 86', 88') para su correcta colocación. Un equipo quirúrgico (que incluye un sistema de sonda de ablación (50), un stent quirúrgico personalizado (80) y tolerancias de dosis de energía de ablación) está configurado con el objetivo de mantener estadísticamente un control de posicionamiento de la zona de ablación total de +/- 0.5 mm dentro de cada esbozo dental.

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

- Estudios de rutina de 6 a 14 años: estudios de rutina para determinar la presencia de la formación de los esbozos dentales (92) (por ejemplo, los esbozos de los terceros molares) en incrementos de dos años entre los 6 y los 14 años, debido al amplio rango de edades que refleja el grado de variabilidad en la formación de los esbozos dentales. El estudio puede llevarse a cabo mediante técnicas de exploración como las técnicas de imagen panográfica digital de baja dosis (que son comunes al menos para la mayoría de los dentistas pediátricos y la mayoría de los dentistas generales) o incluso nuevas tecnologías como los ultrasonidos.

- Diagnóstico y escaneo de volumen: Una vez que se ha diagnosticado la presencia de esbozos dentales durante el estudio, se realiza un paso de obtención de imágenes preoperatorias para determinar la ubicación tridimensional y el volumen de cada esbozo dental (92). Esta toma de imágenes puede llevarse a cabo de forma práctica utilizando, por ejemplo, escaneos de volumen tridimensionales dentales CBCT con una resolución de vóxel de 0.4 mm o superior. El resultado es un escáner de volumen digital tridimensional.

- Impresiones previas a la operación: Se obtiene una impresión dental (física convencional o digital) de los dientes y del tejido blando (encías) en al menos el cuadrante de interés. Esta impresión capta la superficie del tejido gingival y los detalles de los dientes. Los primeros y/o segundos molares (95) erupcionados y/o la dentición primaria se utilizan para estabilizar físicamente lo(s) stents quirúrgico(s) (80). La creación de impresiones digitales se describe con más detalle en las propiedades de la ablación terapéutica de los esbozos dentales.

- Prescripción médica de servicios: En un método preferido, un odontólogo 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, la imagen digital CBCT) y al menos una impresión dental.

▪ Punta de la sonda de ablación (100): La punta de la sonda de ablación (100) tendrá una zona de ablación definida o conocida (150, 160, 170). La punta de la sonda de ablación (100) tendrá una profundidad de penetración definida o conocida. La punta de la sonda de ablación (100) se autointroduce preferentemente a través del tejido gingival (94) en los esbozos dentales (92). En la práctica, puede producirse una familia de puntas de la sonda de ablación (100) y enviarse en un equipo quirúrgico.

▪ Creación del stent quirúrgico personalizado (80): El stent quirúrgico personalizado (80) puede fabricarse utilizando el conjunto de software de diseño de stents quirúrgicos que puede implementarse como uno o más programas, subprogramas, aplicaciones o módulos.

▪ La imagen digital tridimensional y al menos una impresión dental se importan al conjunto de software de diseño de stents quirúrgicos. La punta de la sonda de ablación (100) o las posibles puntas de la sonda de ablación (100), y las especificaciones correspondientes, son preferiblemente conocidas por (o proporcionadas a) el conjunto de software de diseño del stent quirúrgico para que el conjunto de software de diseño del stent quirúrgico pueda tener en cuenta el perfil, las dimensiones y/o las capacidades (por ejemplo, la densidad de potencia) de la(s) punta(s) de la sonda de ablación (100) al diseñar el stent quirúrgico (80). La suite de software de diseño de stents quirúrgicos diseña el stent quirúrgico (80) con al menos una guía quirúrgica (82) y al menos un tope mecánico (86) para guiar y limitar la colocación de la punta de la sonda de ablación (100) en los esbozos dentales (92). (Dicho de otro modo, el conjunto de software de diseño del stent quirúrgico calcula y proporciona los datos de posicionamiento ideal de la sonda y el ángulo de entrada y los datos de profundidad necesarios para la colocación óptima del centro de ablación (124) de la sonda de ablación en los esbozos dentales (92) objetivo con una tolerancia total del sistema de +/- 0.5 mm para el control total del posicionamiento de la zona de ablación. Esta información puede utilizarse entonces para calcular los datos necesarios para crear la al menos una guía quirúrgica (82) y el al menos un tope mecánico (86)). El conjunto de software de diseño del stent quirúrgico también diseña el stent quirúrgico (80) para que se acople al tejido blando del paciente (encías), preferiblemente incluyendo el tejido blando que cubre los esbozos dentales (92). El conjunto de software de diseño del stent quirúrgico también diseña el stent quirúrgico (80) para que se acople a los dientes erupcionados del paciente (por ejemplo, los primeros y/o segundos molares permanentes (95)) de manera que los dientes erupcionados actúen como apoyos físicos para mantener el stent quirúrgico (80) en su sitio.

▪ La suite de software de diseño de stents quirúrgicos diseña y fabrica stents quirúrgicos personalizados (80) de acuerdo con los métodos discutidos en las Propiedades

terapéuticas del esbozo dental y los métodos conocidos. Además, el conjunto de software de diseño de stents quirúrgicos preferiblemente formatea la información sobre el stent quirúrgico diseñado a medida para mantenerse como al menos un archivo de salida (por ejemplo, un archivo de salida *.stl). Los archivos de salida pueden utilizarse para crear el stent quirúrgico (80) utilizando, por ejemplo, la impresión tridimensional. En otros casos, los archivos de salida pueden dar como resultado el mapeo de un stent virtual (82', 86', 88').

- El conjunto de software de diseño de stents quirúrgicos puede funcionar con el software CBCT o puede incluir mejoras de software personalizadas en el software CBCT que ayuden a diseñar y fabricar rápidamente los stents quirúrgicos personalizados (80).

- Determinación de los ajustes óptimos: El conjunto de software de diseño del stent quirúrgico calcula y/o define preferentemente los ajustes óptimos de potencia y tiempo de ablación intraoperatoria (dosis de potencia y tiempo). (La Figura 18 muestra los efectos de la potencia y el tiempo en el área de ablación en un modelado ilustrativo). La determinación de los ajustes de potencia y tiempo (duración) ideales para la ablación tiene en cuenta factores que incluyen, pero no se limitan a, el perfil de los sistemas de sonda de ablación (50) (por ejemplo, la(s) zona(s) (150, 160, 170) producida(s) por la(s) punta(s) de la sonda de ablación (100)), las dimensiones de los esbozos dentales (calculadas a partir de las imágenes de escaneo de volumen en el conjunto de software de diseño de stents quirúrgicos), y la edad del paciente (durante las edades de 6 a 12 años, los esbozos dentales de un paciente tendrán generalmente un diámetro en el rango de 4 mm a 12 mm). La energía de la dosis de ablación y los tiempos de tratamiento se compensan preferentemente de forma incremental para el aumento de los volúmenes de los esbozos dentales. Estos ajustes específicos del paciente y del diente se almacenan en una base de datos (por ejemplo, un archivo de tecnología de información de escaneo de volúmenes) para su posterior carga en la fuente de ablación (60) cuando el operador la configure o puede formar parte del equipo de guía quirúrgica personalizada (por ejemplo, una receta).

- Equipos quirúrgicos personalizados: Los componentes del stent quirúrgico personalizado pueden fabricarse utilizando un conjunto de software de diseño de stents quirúrgicos que puede implementarse como uno o más programas, subprogramas, aplicaciones o módulos para controlar la producción y/o calcular los datos digitales (por ejemplo, ajustes de parámetros (64) y/o ajustes de tiempo de tratamiento (66)).

- Un equipo quirúrgico personalizado incluye preferentemente los componentes necesarios para el procedimiento. Estos componentes necesarios incluyen, pero no se limitan a, al menos un stent quirúrgico personalizado (80) estéril, al menos una punta de sonda estéril (punta de la sonda de ablación (100)), documentación de instrucciones (o una indicación de dónde pueden encontrarse las instrucciones, por ejemplo, en línea), los ajustes óptimos calculados

(o una indicación de dónde pueden encontrarse los ajustes óptimos, por ejemplo, en línea), y/o una clave de identificación del paciente proporcionada con el equipo. El equipo quirúrgico personalizado es preferiblemente desechable.

■ Cabe señalar que algunos de los componentes del equipo quirúrgico personalizado pueden combinarse. Por ejemplo, el papel de instrucciones puede ser una pequeña tarjeta con una dirección de sitio web y la clave de identificación del paciente. El usuario puede introducir la clave de identificación del paciente en la dirección del sitio web para obtener los ajustes óptimos calculados.

■ Hay que tener en cuenta que los “documentos de instrucción” pueden estar impresos o ser accesibles electrónicamente (por ejemplo, a través de un sitio web, un CD o una unidad de disco duro).

■ La punta de la sonda de ablación (100) del equipo quirúrgico se ajusta al stent quirúrgico personalizado (80) del paciente. Alternativamente, puede incluirse en el equipo quirúrgico una familia de puntas de la sonda (por ejemplo, de 2 a 10 puntas de la sonda de ablación) para cubrir múltiples relaciones posibles de profundidad y volumen de los esbozos dentales. La familia de puntas de la sonda tendría puntas de la sonda de diferentes características, como diferentes longitudes (por ejemplo, la distancia desde el tope mecánico de la punta (106) hasta el centro de ablación (124) y/o la distancia desde el tope mecánico de la 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 anchuras. Si se proporciona una familia de puntas de la sonda, se indicaría claramente la punta de la sonda de ablación (100) correcta o se proporcionaría un método para determinar la punta de la sonda de ablación (100) correcta (por ejemplo, codificación por colores en el stent fabricado con una tabla que muestre qué punta de sonda de ablación se utilizaría para cada color). Alternativamente, el equipo quirúrgico puede no incluir una punta de sonda, sino que incluye una indicación específica sobre la punta de la sonda de ablación (100) que es necesaria (por ejemplo, la punta de la sonda de ablación (100) que se ajusta al stent quirúrgico personalizado (80) del paciente). Esta indicación específica puede incluir la marca, el modelo y el tamaño de la punta de la sonda de ablación (100) correcta. La(s) punta(s) de la sonda de ablación (100) puede(n) estar empaquetada(s) individualmente (o empaquetada(s) como una familia), ser estéril(s) y desechable(s).

■ El equipo quirúrgico personalizado está preferiblemente etiquetado y empaquetado. El etiquetado puede personalizarse para cada paquete para indicar información que incluya, entre otros, el nombre del paciente (y/u otra información de identificación), los números de las piezas, el nombre del médico tratante (y/u otra información de identificación como la dirección) y la clave de identificación del paciente.

- Uso del operador del equipo quirúrgico personalizado para ablación de un esbozo dental (92) (sin ablación del tejido gingival superpuesto (94)) con mínimo dolor y mínimo potencial de infección.

- El operador prepara el procedimiento encendiendo el generador de ablación (fuente de ablación (60)). Al encender el generador, se introduce preferentemente la información correcta sobre el procedimiento o la clave de identificación del paciente (que puede ser cualquier información o código predeterminado), que a continuación accede a una base de datos (que puede ser una base de datos controlada por una empresa central o una de muchas bases de datos) y descarga el nombre del paciente y los ajustes preprogramados para cada diente que se va a ablacionar. El sistema puede estar estructurado de forma que los ajustes preprogramados no puedan modificarse (es decir, un operador no puede introducir o ajustar el nivel de potencia o los ajustes de tiempo).

- La pieza de mano (52) está preferiblemente conectada funcionalmente a la fuente de ablación (60). La punta de la sonda de ablación desechable (100) está preferiblemente también conectada funcionalmente a la pieza de mano (52) de ablación. La pieza de mano (52) puede tener un "mandril" (que puede ser un "mandril" de conector eléctrico con pulsador que proporciona una configuración rápida y confiable y un mantenimiento fácil) en el que se puede insertar y fijar la punta de la sonda de ablación (100).

- El operador puede iniciar el procedimiento colocando el stent quirúrgico (80) en los dientes del paciente antes de administrar el anestésico local. A continuación, el anestésico local (1/4 de carpula por sitio) se administra generalmente a través de las guías quirúrgicas (82) del stent quirúrgico (80), y directamente en el esbozo dental (92) o alrededor del mismo, colocando la punta de la aguja en la ubicación física predeterminada. La colocación precisa del anestésico reduce la cantidad necesaria para el procedimiento.

- Una vez anestesiado el paciente, es preferible prever un período de espera para permitir que la solución anestésica se disipe físicamente para evitar que se altere el volumen de los esbozos dentales. Durante el período de espera, el operador puede conectar funcionalmente la punta de la sonda de ablación estéril (100) a la pieza de mano (52) y encender la fuente de ablación (60) si estos pasos no se han realizado todavía. El stent quirúrgico (80) también puede volver a colocarse en este momento.

- Cuando todo está listo, el operador comienza a realizar el procedimiento de ablación volviendo a colocar el stent quirúrgico (80) (si aún no lo ha hecho), agarrando la pieza de mano (52), e introduciendo la punta de la sonda de ablación autopenetrante (100) a través de la guía quirúrgica (82) hasta un tope para perforar y penetrar el tejido de la mucosa oral y llegar a una posición de parada final correcta con el centro de ablación (124) dentro en los esbozos

dentales (92) (por ejemplo, en el centro de los esbozos dentales (93)). Para verificar la posición de parada final, la punta de la sonda de ablación (100) se presiona hasta una parada final para asegurar el eje de la punta de la sonda en el stent quirúrgico (80) (y particularmente en el área que rodea la guía quirúrgica (82)) para posicionar la punta de la sonda de ablación (100) en el ángulo y profundidad predeterminados del centro de ablación (124) de la punta de la sonda en el centro de los esbozos dentales (92).

Una vez que la punta de la sonda de ablación (100) se posiciona de manera que el centro de la ablación (124) está en el centro de el esbozo dental (92), la fuente de ablación (60) puede ser activada. La activación puede realizarse mediante un activador directo (botón) o un activador remoto (por ejemplo, un pedal inalámbrico) con el fin de suministrar la dosis total de energía de acuerdo con los niveles de tiempo/potencia específicos del paciente.

Los tiempos de ablación se fijan en función de la potencia del sistema, del volumen predeterminado de el esbozo dental y de otros parámetros. Los medios de ablación (62) supervisarán preferentemente el progreso del procedimiento. La salida de la punta de la sonda de ablación (100) puede ser monitoreada por el porcentaje de energía reflejada para confirmar positivamente la entrega de la dosis de ablación apropiada del procedimiento. Una señal visual y/o audible puede ser proporcionada para indicar una entrega exitosa de la energía de ablación cuando la ablación está completa.

A continuación, el operador retira la punta de la sonda de ablación (100) y retira el stent quirúrgico (80). No se requieren suturas y generalmente hay muy poco sangrado después del procedimiento. El paciente es libre de asumir sus actividades normales inmediatamente.

Distinciones:

El sistema de ablación por microondas NEUWAVE™ se describe en los Antecedentes. Se describe como capaz de ablacionar lesiones con consistencia y control para ayudar a proteger el tejido no diana. Más concretamente, se describe que el sistema NEUWAVE™ y la sonda NEUWAVE PR tienen un patrón de quemado que controla la distancia de ablación más allá de la punta de la sonda. El sistema NEUWAVE™ siempre produce una zona de ablación oblonga que migra asimétricamente hacia arriba en el eje de la sonda, lo que significa que el centro de la ablación se mueve hacia arriba en el eje durante el procedimiento y los márgenes exteriores de la zona de ablación se mueven hacia arriba en el eje a medida que la zona de ablación se expande. El sistema NEUWAVE se basa en emisiones de microondas coherentes con al menos $\frac{1}{4}$ de longitud de onda. Debido a esto, no hay capacidad física para moldear la zona de ablación a formas alternativas usando la sonda NEUWAVE™ PR o el SISTEMA NEUWAVE. Entre las

formas en que la invención descrita en el presente documento aborda las limitaciones de la sonda PR es teniendo un centro estacionario de ablación y eliminando la migración asimétrica del patrón de ablación hacia arriba de la sonda, mientras que también es capaz de dar forma efectiva al patrón para adaptarse al patrón de ablación deseado.

5 En los Antecedentes se analiza la patente estadounidense núm. 7,611,508 de Yang et al. Yang describe una antena para la ablación de tumores por microondas que tiene conductores de antena coaxiales rodeados por una cubierta aislada de longitud y tamaño que promueve la interferencia destructiva de la energía de microondas axial que pasa dentro y fuera de la cubierta para limitar la migración de la potencia SAR hacia la piel. La cubierta flotante de Yang proporciona una cancelación destructiva o interferencia de onda de las microondas. Al 10 cambiar la posición de las cubiertas, cambia el tamaño efectivo del patrón de calentamiento como resultado de la modificación del grado de cancelación destructiva o interferencia de ondas. Yang, que opera a 2.45 GHz, tendría longitudes de onda que operan en múltiplos impares de $\frac{1}{2}$ la longitud de onda, que es $1 \times 12.2 \text{ cm (122 mm)} \times 0.5 = 6.1 \text{ cm (61 mm)}$ o más a medida que se utilizan 15 múltiplos impares más altos. Esto significa que Yang opera utilizando regiones de radiación de campo lejano del campo electromagnético (EM) que rodea la antena donde las microondas pueden irradiar de forma coherente. Entre las formas en que la invención descrita en el presente documento aborda las limitaciones de Yang está la de eliminar la migración del patrón de ablación hacia arriba de la sonda al tener un centro de ablación estacionario, al tiempo que se puede dar 20 forma al patrón de manera efectiva para que se ajuste al patrón de ablación deseado.

A diferencia de los diseños de la sonda NEUWAVE PR y de la sonda Yang, que se basan en la forma de onda coherente de campo lejano, las sondas de ablación descritas en el presente documento funcionan en las regiones no radiativas de campo cercano (reactivas de campo cercano) del campo electromagnético (EM) que rodea la antena, donde las microondas 25 irradian de forma no coherente. Las regiones reactivas de campo cercano se consideran generalmente como longitudes de onda de $\lambda/2\pi \sim 0.159$ o menos. Las sondas de ablación descritas en el presente documento operan preferentemente en una amplia gama de longitudes de onda, pero para la ablación de tejidos blandos a 2.45 GHz, la apertura reactiva de campo cercano sería preferentemente inferior a 20 mm. Para 12 GHz, la longitud de onda es más corta (por ejemplo, 25 30 mm), lo que significa que la apertura y la longitud efectiva de la antena de la sonda es preferiblemente de 4 mm o menos para proporcionar una forma óptima y centrar las propiedades dirigidas. La capa de transferencia de calor (130) descrita en el presente documento es preferiblemente capaz de aprovechar el enfriamiento del tejido porque no se emite una forma de onda coherente. En agudo contraste, la antena descrita en la referencia Yang comienza con la 35 longitud de antena más corta de 22 mm desde el extremo proximal de la sonda de ablación y se

alarga en incrementos de $\frac{1}{2}$ longitud de onda más arriba de la sonda de ablación a medida que la cubierta flotante se mueve más arriba del eje (según la Figura 6 de Yang, las distancias etiquetadas con los números de referencia (62a, 62b y 62c)) haciendo que la conformación de la zona de ablación en un espacio de menos de 30 mm sea físicamente imposible.

5

Varios:

Debe entenderse que las invenciones, ejemplos y modalidades descritas en el presente documento no se limitan a los materiales, métodos y/o estructuras particularmente ejemplificadas. Debe entenderse que las invenciones, los ejemplos y las modalidades descritas en el presente documento deben considerarse invenciones, ejemplos y modalidades preferidas, tanto si se identifican específicamente como tales como si no. Las invenciones, ejemplos y modalidades mostradas son preferidas, pero no pretenden ser limitantes a menos que se reivindiquen específicamente, en cuyo caso pueden limitar el alcance de esa reivindicación particular.

10

15

Todas las referencias (incluyendo, pero sin limitarse a, publicaciones, patentes y solicitudes de patentes) citadas aquí, ya sea supra o infra, se incorporan por referencia en su totalidad.

20

25

Los términos y expresiones que se han empleado en la especificación anterior se utilizan como términos de descripción y no de limitación, y no pretenden excluir equivalentes de las características mostradas y descritas. Si bien lo anterior es una descripción completa de las modalidades seleccionadas de la presente invención, es posible practicar la invención utilizando diversas alternativas, modificaciones, adaptaciones, variaciones y/o combinaciones y sus equivalentes. Los expertos en la técnica apreciarán que cualquier disposición que se calcule para lograr el mismo propósito puede ser sustituida por la modalidad específica mostrada. También debe entenderse que esta descripción pretende cubrir todas las características genéricas y específicas de la invención aquí descrita y todas las declaraciones del alcance de la invención que, en cuestión de lenguaje, podría decirse caen entre las mismas.

30

35

REIVINDICACIONES

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

(a) dicho eje incluye una antena coaxial, dicha antena coaxial es una antena de campo cercano, dicha antena coaxial comprende:

(i) un conductor interno;

(ii) una capa aislante dieléctrica anular que rodea a dicho conductor interno; y

(iii) un conductor exterior anular que rodea dicha capa aislante dieléctrica anular;

(b) una apertura anular definida en dicho conductor exterior anular hacia dicho extremo de inserción;

(c) un centro de ablación situado dentro de dicho conductor interno y rodeado por dicha apertura anular;

(d) una capa anular de transferencia de calor que rodea dicha antena coaxial y está separada de dicho extremo de inserción, de manera que dicha apertura anular se encuentra entre dicha capa anular de transferencia de calor y dicho extremo de inserción;

(e) una cubierta de punta anular en dicho extremo de inserción, dicha cubierta de punta anular rodea y cubre un extremo de dicha antena coaxial y dicha apertura anular;

(f) dicho centro de ablación es una región focal desde la cual dicho medio de ablación irradia a través de dicha apertura anular para formar una zona de ablación; y

(g) dicha zona de ablación tiene una forma predeterminada seleccionada del grupo que consiste en achatada, esférica y oblonga.

2. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, en donde dicho extremo de inserción es un extremo de inserción autointroductor.

3. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, dicho extremo de inserción es un extremo de inserción autointroductor, estando determinada dicha forma predeterminada por un desplazamiento de apertura, dicho desplazamiento de apertura es una distancia entre dicho centro de ablación y un borde anular de dicha capa anular de transferencia de calor.

4. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, estando determinada dicha forma predeterminada por un desplazamiento de apertura, dicho

desplazamiento de apertura es una distancia entre dicho centro de ablación y un borde anular de dicha capa anular de transferencia de calor.

5. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, dicho extremo de inserción es un extremo de inserción autointrodutor, dicha forma predeterminada está determinada por un desplazamiento de apertura, dicho desplazamiento de apertura es una distancia entre dicho centro de ablación y un borde anular de dicha capa anular de transferencia de calor, en donde una zona de ablación achatada tiene un desplazamiento de apertura relativamente corto, una zona de ablación oblonga tiene un desplazamiento de apertura relativamente largo y una zona de ablación esférica tiene un desplazamiento de apertura entre dichos desplazamientos de apertura de dicha zona de ablación achatada y dicha zona de ablación oblonga.

6. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, en donde dicha forma predeterminada está determinada por un desplazamiento de apertura, dicho desplazamiento de apertura es una distancia entre dicho centro de ablación y un borde anular de dicha capa anular de transferencia de calor, en donde una zona de ablación achatada tiene un desplazamiento de apertura relativamente corto, una zona de ablación oblonga tiene un desplazamiento de apertura relativamente largo y una zona de ablación esférica tiene un desplazamiento de apertura entre dichos desplazamientos de apertura de dicha zona de ablación achatada y dicha zona de ablación oblonga.

7. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, en donde dicha forma predeterminada está determinada por un desplazamiento de apertura, dicho desplazamiento de apertura es una distancia entre dicho centro de ablación y un borde anular de dicha capa anular de transferencia de calor, en donde la zona de ablación y el desplazamiento de apertura se seleccionan del grupo que consiste en:

(a) la zona de ablación es una zona de ablación con forma achatada y el desplazamiento de apertura es inferior a 1 mm;

(b) la zona de ablación es una zona de ablación con forma esférica y el desplazamiento de la apertura está en el rango de 1 mm a 4 mm; y

(c) la zona de ablación es una zona de ablación con forma oblonga y el desplazamiento de la apertura es mayor a 4 m.

8. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, dicha forma predeterminada está determinada por un desplazamiento de apertura, dicho desplazamiento de apertura es una distancia entre dicho centro de ablación y un borde anular de dicha capa anular de transferencia de calor, en donde una zona de ablación achatada tiene un desplazamiento de apertura relativamente corto, una zona de ablación oblonga tiene un

desplazamiento de apertura relativamente largo y una zona de ablación esférica tiene un desplazamiento de apertura entre dichos desplazamientos de apertura de dicha zona de ablación achatada y dicha zona de ablación oblonga, en donde la zona de ablación y el desplazamiento de apertura se seleccionan del grupo que consiste en:

- 5 (a) la zona de ablación es una zona de ablación con forma achatada y el desplazamiento de apertura es inferior a 1 mm;
- (b) la zona de ablación es una zona de ablación con forma esférica y el desplazamiento de apertura está en el intervalo de 1 mm a 4 mm; y
- (c) la zona de ablación es una zona de ablación con forma oblonga y el
- 10 desplazamiento de apertura es superior a 4 mm.
9. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, comprendiendo además dicha antena coaxial una capa anular de aislamiento que rodea anularmente dicho conductor exterior anular, dicha capa anular de transferencia de calor rodea dicha capa anular de aislamiento.
- 15 10. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, en donde la capa anular de transferencia de calor es una capa más externa.
11. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, comprendiendo además una carga de extremo de antena posicionada entre dicha abertura anular y dicho extremo de inserción.
- 20 12. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, comprendiendo además una carga de extremo de antena posicionada entre dicha abertura anular y dicho extremo de inserción, dicha carga de extremo de antena concentra la densidad de energía y aumenta la carga de potencia.
13. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1,
- 25 dicha capa anular de transferencia de calor tiene alta conductividad térmica y es eléctricamente conductora.
14. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, dicha abertura anular expone un anillo anular de dicha capa anular aislante dieléctrica.
15. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1,
- 30 en la que, durante el uso, el centro de ablación permanece sustancialmente estacionario.
16. La punta de sonda de ablación de la reivindicación 1 en donde la cubierta de punta está hecha de un material que tiene las siguientes propiedades:
 - (a) alta translucidez de radio;
 - (b) baja conductividad térmica; y
 - 35 (c) no conductor de electricidad.

17. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, en la que la cubierta de punta está hecha de un material que tiene las siguientes propiedades:

(a) alta translucidez de radio;

(b) baja conductividad térmica; y

(c) no conductor de electricidad; (d) en la que, durante el uso, el centro de ablación permanece sustancialmente estacionario.

18. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, en donde la capa anular de transferencia de calor está configurada para, en uso, ser extinguida mediante la transferencia de energía térmica desde dicha capa anular de transferencia de calor al tejido blando que rodea dicha capa de transferencia de calor anular.

19. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, en donde la capa anular de transferencia de calor está configurada para, durante el uso, ser apagada mediante la transferencia de energía térmica desde dicha capa anular de transferencia de calor al tejido blando que rodea dicha capa anular de transferencia de calor, en donde, durante el uso, el centro de ablación permanece sustancialmente estacionario.

20. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, en donde, durante el uso, la salida del medio de ablación implica energía que actúa en la región reactiva de campo cercano de la antena.

21. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 1, en donde, durante el uso, la salida del medio de ablación implica energía que actúa en la región reactiva de campo cercano de la antena, en donde la antena coaxial tiene una longitud de antena efectiva de $\lambda/2\pi$ o menos.

22. Un kit de ablación quirúrgica, que comprende:

(a) una punta de sonda de ablación, una fuente de ablación, una pieza de mano, un stent y una prescripción; y

(b) dicha punta de sonda de ablación que tiene un eje con un extremo de inserción, dicha punta de sonda de ablación recibe medios de ablación desde dicha fuente de ablación, dicha punta de sonda de ablación para ablación de tejido objetivo desde dentro, dicha punta de sonda de ablación comprende:

(i) incluyendo dicho eje una antena coaxial, dicha antena coaxial es una antena de campo cercano, dicha antena coaxial comprende:

(A) un conductor interno;

(B) una capa aislante dieléctrica anular que rodea a dicho conductor interno;

y

(C) un conductor externo anular que rodea a dicha capa aislante dieléctrica

anular;

(ii) una abertura anular definida en dicho conductor externo anular hacia dicho extremo de inserción;

(iii) un centro de ablación ubicado dentro de dicho conductor interno y rodeado por dicha abertura anular;

(iv) una capa anular de transferencia de calor que rodea dicha antena coaxial y está separada de dicho extremo de inserción de tal manera que dicha abertura anular está entre dicha capa anular de transferencia de calor y dicho extremo de inserción;

(v) una cubierta de punta anular en dicho extremo de inserción, dicha cubierta de punta anular que rodea y cubre un extremo de dicha antena coaxial y dicha abertura anular;

(vi) dicho centro de ablación es una región focal desde la cual dichos medios de ablación irradian a través de dicha abertura anular para formar una zona de ablación; y

(vii) dicha zona de ablación tiene una forma predeterminada seleccionada del grupo que consiste en achatada, esférica y oblonga.

23. El kit de ablación quirúrgica de la reivindicación 22, dicha prescripción incluye al menos un ajuste o parámetro seleccionado del grupo que consiste en:

(a) tolerancias de dosis de energía de ablación;

(b) niveles de energía; y

(c) duración de la administración de energía.

24. El kit de ablación quirúrgica de la reivindicación 22, en donde dicha punta de sonda de ablación, en uso, tiene un control intraoperatorio de temperatura pico seleccionado del grupo que consiste en:

(a) enfriamiento pasivo;

(b) enfriamiento activo; y

(c) una combinación de enfriamiento pasivo y activo.

25. El kit de ablación quirúrgica de la reivindicación 22, en donde dicho kit quirúrgico, en uso, permite al menos un control intraoperatorio seleccionado del grupo que consiste en:

(a) volumen de dicha zona de ablación; y

(b) diámetro de dicha zona de ablación.

26. 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 desde una fuente de

ablación, para ablación de tejido objetivo, dicha punta de sonda de ablación comprende:

(a) dicho eje incluye una antena coaxial, dicha antena coaxial es una antena de campo cercano;

5 (b) una abertura anular definida en al menos una capa exterior de dicha antena coaxial hacia dicho extremo de inserción;

(c) un centro de ablación ubicado dentro de dicha antena coaxial y rodeado por dicha abertura anular;

10 (d) una capa de transferencia de calor anular que rodea dicha antena coaxial y está espaciada de dicho extremo de inserción de tal manera que dicha abertura anular está entre dicha capa anular de transferencia de calor y dicho extremo de inserción; (e) dicho centro de ablación es una región focal desde la cual dichos medios de ablación irradian a través de dicha abertura anular para formar una zona de ablación; y

(f) dicha zona de ablación tiene una forma predeterminada seleccionada del grupo que consiste en achatada, esférica y oblonga.

15 27. 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 desde una fuente de ablación, para ablación de tejido objetivo, dicha punta de sonda de ablación comprende:

(a) dicho eje incluye una antena coaxial, dicha antena coaxial es una antena de campo cercano;

20 (b) una abertura anular definida en al menos una capa exterior de dicha antena coaxial hacia dicho extremo de inserción;

(c) un centro de ablación ubicado dentro de dicha antena coaxial y rodeado por dicha abertura anular, dicho centro de ablación es una región focal desde la cual dichos medios de ablación irradian a través de dicha abertura anular para formar una zona de ablación;

25 (d) una capa anular de transferencia de calor que rodea a dicha antena coaxial, dicha capa anular de transferencia de calor tiene un borde anular que es la parte más cercana de dicha capa de transferencia de calor anular a dicha abertura anular, dicho borde anular ésta espaciado de dicho extremo de inserción de tal manera que dicha abertura anular está entre dicha capa de transferencia de calor anular y dicho extremo de inserción;

30 (e) un desplazamiento de apertura, dicho desplazamiento de apertura es una distancia entre dicho centro de ablación y dicho borde anular de dicha capa anular de transferencia de calor; y

35 (f) dicha zona de ablación tiene una forma predeterminada determinada por dicho desplazamiento de apertura, de modo que un desplazamiento de apertura de longitud relativamente corta hace que dicha zona de ablación sea achatada, un desplazamiento de apertura

de longitud relativamente larga hace que dicha zona de ablación sea oblonga, y un desplazamiento de apertura de longitud media hace que dicha zona de ablación sea esférica.

28. 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 desde una fuente de ablación, dicha punta de sonda de ablación comprende:

(a) dicho eje incluye una antena coaxial, dicha antena coaxial comprende:

(i) un conductor interno;

(ii) una capa anular aislante dieléctrica que rodea dicho conductor interno; y

(iii) un conductor externo anular que rodea dicha capa anular aislante dieléctrica;

(b) una abertura anular definida en dicho conductor externo anular hacia dicho extremo de inserción;

(c) un centro de ablación ubicado dentro de dicho conductor interno y rodeado por dicha abertura anular;

(d) una capa anular de transferencia de calor que rodea dicha antena coaxial y separada de dicho extremo de inserción de tal manera que dicha abertura anular está entre dicha capa anular de transferencia de calor y dicho extremo de inserción, dicha capa de transferencia de calor rodea al menos parcialmente de forma anular dicho conductor exterior anular;

(e) una cubierta de punta anular en dicho extremo de inserción, dicha cubierta de punta anular rodea y cubre un extremo de dicha antena coaxial y dicha abertura anular;

(f) dicho centro de ablación es una región focal desde la cual dichos medios de ablación irradian a través de dicha abertura anular para formar una zona de ablación; y

(g) dicha zona de ablación tiene una forma predeterminada seleccionada del grupo que consiste en oblato, esférico y oblongo.

29. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, en donde dicho extremo de inserción es un extremo de inserción autointrodutor.

30. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, en donde dicho extremo de inserción es un extremo de inserción autointrodutor, dicha forma predeterminada se determina por un desplazamiento de abertura, dicho desplazamiento de abertura es una distancia entre dicho centro de ablación y un borde anular de dicha capa anular de transferencia de calor.

31. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, en donde dicha forma predeterminada está determinada por un desplazamiento de apertura, dicho desplazamiento de apertura es una distancia entre dicho centro de ablación y un borde anular de dicha capa de transferencia de calor anular.

32. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28,

en donde dicho extremo de inserción es un extremo de inserción autointrodutor, dicha forma predeterminada está determinada por un desplazamiento de apertura, dicho desplazamiento de apertura es una distancia entre dicho centro de ablación y un borde anular de dicha capa de transferencia de calor anular, en donde una zona de ablación achatada tiene un desplazamiento de apertura relativamente corto, una zona de ablación oblonga tiene un desplazamiento de apertura relativamente largo y una zona de ablación esférica tiene un desplazamiento de apertura entre dichos desplazamientos de apertura de dicha zona de ablación achatada y dicha zona de ablación oblonga.

33. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, en donde dicha forma predeterminada está determinada por un desplazamiento de apertura, dicho desplazamiento de apertura es una distancia entre dicho centro de ablación y un borde anular de dicha capa de transferencia de calor anular, en donde una zona de ablación achatada tiene un desplazamiento de apertura relativamente corto, una zona de ablación oblonga tiene un desplazamiento de apertura relativamente largo y una zona de ablación esférica tiene un desplazamiento de apertura entre dichos desplazamientos de apertura de dicha zona de ablación achatada y dicha zona de ablación oblonga.

34. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, dicha forma predeterminada está determinada por un desplazamiento de apertura, dicho desplazamiento de apertura es una distancia entre dicho centro de ablación y un borde anular de dicha capa anular de transferencia de calor, en donde la zona de ablación y el desplazamiento de apertura se seleccionan del grupo que consiste en:

(a) la zona de ablación es una zona de ablación con forma achatada y el desplazamiento de apertura es inferior a 1 mm;

(b) la zona de ablación es una zona de ablación con forma esférica y el desplazamiento de la apertura está en el rango de 1 mm a 4 mm; y

(c) la zona de ablación es una zona de ablación con forma oblonga y el desplazamiento de la apertura es mayor a 4 mm.

35. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, dicha forma predeterminada determinada por un desplazamiento de apertura, dicho desplazamiento de apertura es una distancia entre dicho centro de ablación y un borde anular de dicha capa anular de transferencia de calor, en donde una zona de ablación achatada tiene un desplazamiento de apertura relativamente corto, una zona de ablación oblonga tiene un desplazamiento de apertura relativamente largo, y una zona de ablación esférica tiene un desplazamiento de apertura entre dichos desplazamientos de apertura de dicha zona de ablación achatada y dicha zona de ablación oblonga, en donde la zona de ablación y el desplazamiento de

apertura se seleccionan del grupo que consiste en:

- (a) la zona de ablación es una zona de ablación con forma achatada y el desplazamiento de apertura es inferior a 1 mm;
- (b) la zona de ablación es una zona de ablación con forma esférica y el desplazamiento de la apertura está en el rango de 1 mm a 4 mm; y
- (c) la zona de ablación es una zona de ablación con forma oblonga y el desplazamiento de la apertura es mayor a 4 mm.

36. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, dicha antena coaxial comprende además una capa anular de aislamiento que rodea anularmente dicho conductor exterior anular, rodeando dicha capa anular de transferencia de calor anular dicha capa anular de aislamiento.

37. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, en donde la capa anular de transferencia de calor es una capa más externa.

38. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, que comprende además una carga terminal de antena situada entre dicha abertura anular y dicho extremo de inserción.

39. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, que comprende además una carga terminal de antena situada entre dicha abertura anular y dicho extremo de inserción, dicha carga terminal de antena concentra la densidad de energía y aumenta la carga de potencia.

40. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, dicha capa anular de transferencia de calor tiene una alta conductividad térmica y es eléctricamente conductora.

41. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, dicha abertura anular expone un anillo anular de dicha capa aislante dieléctrica anular.

42. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, durante el uso, el centro de ablación permanece sustancialmente estacionario.

43. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, en donde la cubierta de punta está hecha de un material que tiene las siguientes propiedades:

- (a) alta translucidez de radio;
- (b) baja conductividad térmica; y
- (c) no es eléctricamente conductora.

44. La punta de la sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, en donde la cubierta de punta está hecha de un material que tiene las siguientes propiedades:

- (a) alta translucidez de radio;

- (b) baja conductividad térmica; y
- (c) no es eléctricamente conductora;
- (d) en donde, durante el uso, el centro de ablación permanece sustancialmente estacionario.

5 45. La punta de la sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, en donde dicha antena coaxial es una antena de campo cercano en la que, en uso, la salida del medio de ablación implica energía que actúa en la región reactiva de campo cercano de la antena.

10 46. La punta de la sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, en donde la capa anular de transferencia de calor está configurada para, en uso, ser apagada transfiriendo energía térmica desde dicha capa de transferencia de calor al tejido blando que rodea dicha capa anular de transferencia de calor, en donde, durante el uso, el centro de ablación permanece sustancialmente estacionario.

15 47. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, dicha antena coaxial es una antena de campo cercano en donde, en uso, la salida del medio de ablación implica que la energía actúa en la región reactiva de campo cercano de la antena.

20 48. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, en donde dicha antena coaxial es una antena de campo cercano en donde, en uso, la salida del medio de ablación implica que la energía actúa en la región reactiva de campo cercano de la antena, en donde la antena coaxial tiene una longitud de antena efectiva de $\lambda/2\pi$ o menos.

20 49. La punta de la sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, en donde dicha punta de sonda de ablación está destinada a utilizarse con un kit de ablación quirúrgica que incluye una fuente de ablación, una pieza de mano, un stent y una prescripción.

25 50. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, dicha punta de la sonda de ablación para su uso con un kit de ablación quirúrgica que incluye una fuente de ablación, una pieza de mano, un stent y una prescripción, dicha prescripción incluye al menos un ajuste o parámetro seleccionado del grupo que consiste en:

- (a) tolerancias de dosis de energía de ablación;
- (b) niveles de energía; y
- (c) duración de la administración de energía.

30 51. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, dicha punta de la sonda de ablación para su uso con un kit de ablación quirúrgica que incluye una fuente de ablación, una pieza de mano, un stent y una prescripción, dicho kit quirúrgico, en uso, tiene un control intraoperatorio de temperatura pico seleccionado del grupo que consiste en:

- (a) enfriamiento pasivo;
- 35 (b) enfriamiento activo; y

(c) una combinación de enfriamiento pasivo y activo.

52. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, dicha punta de sonda de ablación para su uso con un kit de ablación quirúrgica que incluye una fuente de ablación, una pieza de mano, un stent y una prescripción, dicho kit quirúrgico, en uso, permite al menos un control intraoperatorio seleccionado del grupo que consiste en:

(a) volumen de dicha zona de ablación; y

(b) diámetro de dicha zona de ablación.

53. 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, dicha punta de sonda de ablación para ablación de tejido objetivo, dicha punta de sonda de ablación comprende:

(a) dicho eje incluye una antena coaxial;

(b) una abertura anular definida en al menos una capa exterior de dicha antena coaxial hacia dicho extremo de inserción;

(c) un centro de ablación ubicado dentro de dicha antena coaxial y rodeado por dicha abertura anular;

(d) una capa anular de transferencia de calor que rodea dicha antena coaxial y está separada de dicho extremo de inserción de tal manera que dicha abertura anular está entre dicha capa anular de transferencia de calor y dicho extremo de inserción, dicha capa de transferencia de calor rodea al menos parcialmente de forma anular dicho conductor exterior anular;

(e) dicho centro de ablación es una región focal desde la cual dichos medios de ablación irradian a través de dicha abertura anular para formar una zona de ablación; y

(f) dicha zona de ablación tiene una forma predeterminada seleccionada del grupo que consiste en achatada, esférica y oblonga.

54. 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 desde una fuente de ablación, dicha punta de sonda de ablación para ablación de tejido objetivo, dicha punta de sonda de ablación comprende:

(a) dicho eje incluye una antena coaxial;

(b) una abertura anular definida en al menos una capa exterior de dicha antena coaxial hacia dicho extremo de inserción;

(c) un centro de ablación ubicado dentro de dicha antena coaxial y rodeado por dicha abertura anular, dicho centro de ablación es una región focal desde la cual dichos medios de ablación irradian a través de dicha abertura anular para formar una zona de ablación;

(d) una capa anular de transferencia de calor que rodea dicha antena coaxial, dicha capa anular de transferencia de calor tiene un borde anular que es la parte más cercana de dicha capa de transferencia de calor anular a dicha abertura anular, dicho borde anular ésta espaciado de dicho extremo de inserción de tal manera que dicha abertura anular está entre
5 dicha capa anular de transferencia de calor y dicho extremo de inserción, dicha capa de transferencia de calor rodea al menos parcialmente de forma anular dicho conductor exterior anular;

(e) un desplazamiento de abertura, dicho desplazamiento de abertura es una distancia entre dicho centro de ablación y dicho borde anular de dicha capa anular de
10 transferencia de calor; y

(f) dicha zona de ablación que tiene una forma predeterminada determinada por dicho desplazamiento de apertura, de modo que un desplazamiento de apertura de longitud relativamente corta hace que dicha zona de ablación sea achatada, un desplazamiento de apertura de longitud relativamente larga hace que dicha zona de ablación sea oblonga, y un desplazamiento
15 de apertura de longitud media hace que dicha zona de ablación sea esférica.

55. 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 desde una fuente de ablación, para ablación de tejido objetivo, dicha punta de sonda de ablación comprende:

(a) dicho eje una incluye una antena coaxial que tiene un conductor exterior
20 anular, una capa de transferencia de calor que rodea al menos parcialmente de forma anular dicho conductor exterior anular, dicha antena coaxial es una antena de campo cercano desde la que se irradian microondas de manera no coherente;

(b) una abertura anular definida en al menos una capa exterior de dicha antena coaxial hacia dicho extremo de inserción;

(c) un centro de ablación ubicado dentro de dicha antena coaxial y rodeado por dicha abertura anular, dicho centro de ablación es una región focal desde la que dichos medios de ablación irradian a través de dicha abertura anular para formar una zona de ablación; y

(d) dicha antena de campo cercano evita que dicho centro de ablación migre hacia arriba por dicho eje alejándose de dicho extremo de inserción.

30 56. La punta de sonda de ablación que tiene un eje con un extremo de inserción, dicha punta de sonda de ablación recibe medios de ablación desde una fuente de ablación, para ablación de tejido objetivo dicha punta de sonda de ablación comprende:

(a) dicho eje incluye una antena coaxial que tiene un conductor exterior anular, una capa de transferencia de calor que rodea al menos parcialmente de forma anular dicho
35 conductor exterior anular, dicha antena coaxial es una antena de campo cercano desde la que

se irradian microondas de forma no coherente;

(b) una abertura anular definida en al menos una capa exterior de dicha antena coaxial hacia dicho extremo de inserción;

5 (c) un centro de ablación ubicado dentro de dicha antena coaxial y rodeado por dicha abertura anular, dicho centro de ablación es una región focal desde la que dichos medios de ablación irradian a través de dicha abertura anular para formar una zona de ablación; y

(d) dicha antena de campo cercano tiene una forma predeterminada seleccionada del grupo que consiste en achatada, esférica y oblonga.

10 57. 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 desde una fuente de ablación, para ablación de tejido objetivo, dicha punta de sonda de ablación comprende:

15 (a) dicho eje incluye una antena coaxial que tiene un conductor exterior anular, una capa de transferencia de calor que rodea al menos parcialmente de forma anular dicho conductor exterior anular, dicha antena coaxial es una antena de campo cercano desde la que se irradian microondas de manera no coherente;

(b) una abertura anular definida en al menos una capa exterior de dicha antena coaxial hacia dicho extremo de inserción;

20 (c) un centro de ablación ubicado dentro de dicha antena coaxial y rodeado por dicha abertura anular, dicho centro de ablación es una región focal desde la que dichos medios de ablación irradian a través de dicha abertura anular para formar una zona de ablación; y

(d) dicho centro de ablación es un centro de ablación estacionario.

58. Una de sonda de ablación que tiene un eje con un extremo de inserción, dicha punta de sonda de ablación recibe medios de ablación desde una fuente de ablación, para ablación de tejido objetivo, dicha punta de sonda de ablación comprende:

25 (a) dicho eje incluye una antena coaxial dicha capa de transferencia de calor rodea al menos parcialmente de forma anular dicho conductor exterior anular, una capa de transferencia de calor anular que rodea parcialmente dicha antena coaxial;

(b) una abertura anular definida en al menos una capa exterior de dicha antena coaxial hacia dicho extremo de inserción;

30 (c) un centro de ablación ubicado dentro de dicha antena coaxial y rodeado por dicha abertura anular, dicho centro de ablación es una región focal desde la cual dichos medios de ablación irradian a través de dicha abertura anular para formar una zona de ablación; y

(d) dicha zona de ablación tiene una densidad de carga de potencia predeterminada en dicha zona de ablación.

35 59. 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 desde una fuente de ablación, para ablación de tejido objetivo, dicha punta de sonda de ablación comprende:

(a) dicho eje incluye una antena coaxial dicha capa de transferencia de calor rodea al menos parcialmente de forma anular dicho conductor exterior anular, una capa de transferencia de calor anular que rodea parcialmente dicha antena coaxial;

(b) una abertura anular definida en al menos una capa exterior de dicha antena coaxial hacia dicho extremo de inserción;

(c) un centro de ablación ubicado dentro de dicha antena coaxial y rodeado por dicha abertura anular, dicho centro de ablación es una región focal desde la cual dichos medios de ablación irradian a través de dicha abertura anular para formar una zona de ablación; y

(d) dicha zona de ablación tiene una temperatura pico predeterminada en dicha zona de ablación.

60. 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 desde una fuente de ablación, para ablación de tejido objetivo, dicha punta de sonda de ablación comprende:

(a) dicho eje incluye una antena coaxial, una capa de transferencia de calor anular que rodea parcialmente dicha antena coaxial, dicha capa de transferencia de calor rodea al menos parcialmente de forma anular dicho conductor exterior anular;

(b) una abertura anular definida en al menos una capa exterior de dicha antena coaxial hacia dicho extremo de inserción;

(c) un centro de ablación ubicado dentro de dicha antena coaxial y rodeado por dicha abertura anular, dicho centro de ablación es una región focal desde la cual dichos medios de ablación irradian a través de dicha abertura anular para formar una zona de ablación; y

(d) dicha zona de ablación tiene una abertura anular y una densidad de carga de potencia en dicha zona de ablación, dicha abertura anular y dicha densidad de carga de potencia seleccionadas del grupo que consiste en:

(i) una abertura anular corta y una carga de potencia alta;

(ii) una abertura anular media y una carga de potencia media; y

(iii) una abertura anular larga y una carga de potencia baja.

61. 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, para ablación de tejido objetivo, dicha punta de sonda de ablación comprende:

(a) dicho eje incluye una antena coaxial, una capa de transferencia de calor anular que rodea parcialmente dicha antena coaxial, dicha capa de transferencia de calor rodea al menos parcialmente de forma anular dicho conductor exterior anular;

(b) una abertura anular definida en al menos una capa exterior de dicha antena coaxial hacia dicho extremo de inserción;

(c) un centro de ablación ubicado dentro de dicha antena coaxial y rodeado por dicha abertura anular, dicho centro de ablación es una región focal desde la que dichos medios de ablación irradian a través de dicha abertura anular para formar una zona de ablación; y

(d) dicha zona de ablación tiene una abertura anular y una temperatura pico en dicha zona de ablación, dicha abertura anular y dicha temperatura pico seleccionadas del grupo que consiste en:

(i) una abertura anular corta y una temperatura pico alta;

(ii) una abertura anular media y una temperatura pico media; y

(iii) una abertura anular larga y una temperatura pico baja.

62. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, un espacio entre dicha capa de transferencia de calor y dicho conductor exterior anular está libre de aislamiento.

63. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 28, dicha capa de transferencia de calor es más gruesa que dicho conductor exterior anular.

64. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 53, un espacio entre dicha capa de transferencia de calor y dicho conductor exterior anular está libre de aislamiento.

65. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 53, dicha capa de transferencia de calor es más gruesa que dicho conductor exterior anular.

66. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 54, un espacio entre dicha capa de transferencia de calor y dicho conductor exterior anular está libre de aislamiento.

67. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 54, dicha capa de transferencia de calor es más gruesa que dicho conductor exterior anular.

68. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 55, un espacio entre dicha capa de transferencia de calor y dicho conductor exterior anular está libre de aislamiento.

69. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 55, dicha capa de transferencia de calor es más gruesa que dicho conductor exterior anular.

70. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 56, un espacio entre dicha capa de transferencia de calor y dicho conductor exterior anular está libre de aislamiento.

71. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 56,

dicha capa de transferencia de calor es más gruesa que dicho conductor exterior anular.

72. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 57, un espacio entre dicha capa de transferencia de calor y dicho conductor exterior anular está libre de aislamiento.

5 73. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 57, dicha capa de transferencia de calor es más gruesa que dicho conductor exterior anular.

74. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 58, un espacio entre dicha capa de transferencia de calor y dicho conductor exterior anular está libre de aislamiento.

10 75. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 58, dicha capa de transferencia de calor es más gruesa que dicho conductor exterior anular.

76. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 59, un espacio entre dicha capa de transferencia de calor y dicho conductor exterior anular está libre de aislamiento.

15 77. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 59, dicha capa de transferencia de calor es más gruesa que dicho conductor exterior anular.

78. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 60, un espacio entre dicha capa de transferencia de calor y dicho conductor exterior anular está libre de aislamiento.

20 79. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 60, dicha capa de transferencia de calor es más gruesa que dicho conductor exterior anular.

80. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 61, un espacio entre dicha capa de transferencia de calor y dicho conductor exterior anular está libre de aislamiento.

25 81. La punta de sonda de ablación de conformidad con la reivindicación 61, dicha capa de transferencia de calor es más gruesa que dicho conductor exterior anular.

30

35

RESUMEN

Una punta de la sonda de ablación (100) que tiene un eje (102) con un extremo de inserción (104) y una apertura anular (120) cerca del extremo de inserción (104). Un centro de ablación (124) está situado dentro del eje (102) y rodeado por la apertura anular del eje (102). La punta de la sonda de ablación (100) puede formar 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 la sonda de ablación (100). El centro de ablación (124) es una región focal desde la que los medios de ablación (62) irradian a través de la apertura anular (120) para formar una zona de ablación (150, 160, 170). El sistema (50) tiene al menos un control intraoperativo seleccionado del grupo de: control de posicionamiento de la zona de ablación, control de conformación de la zona de ablación, control del centro de ablación, control de la temperatura de la zona de ablación y control del volumen/diámetro de ablación guiada.

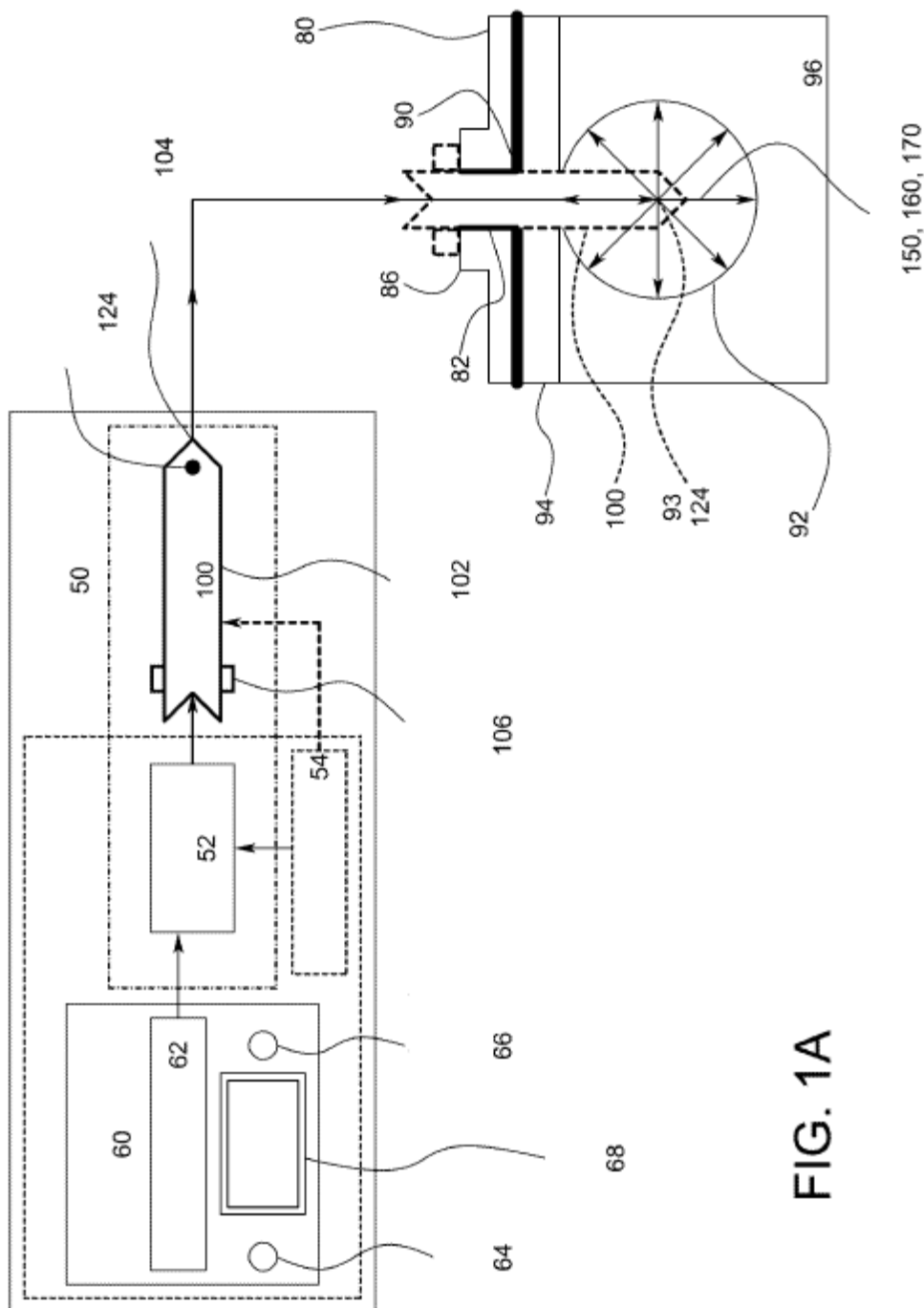
15

20

25

30

35



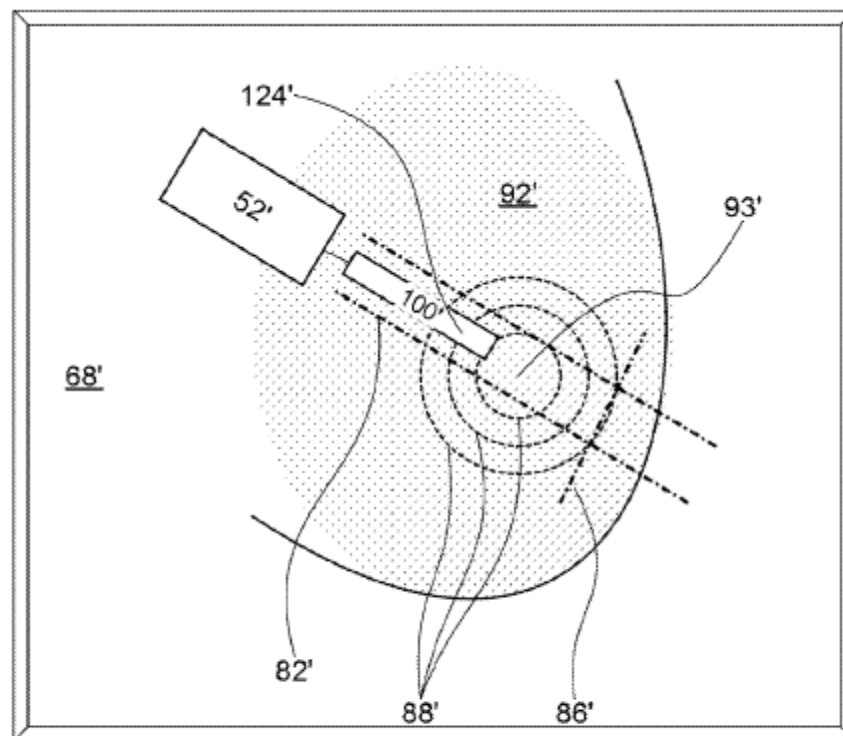
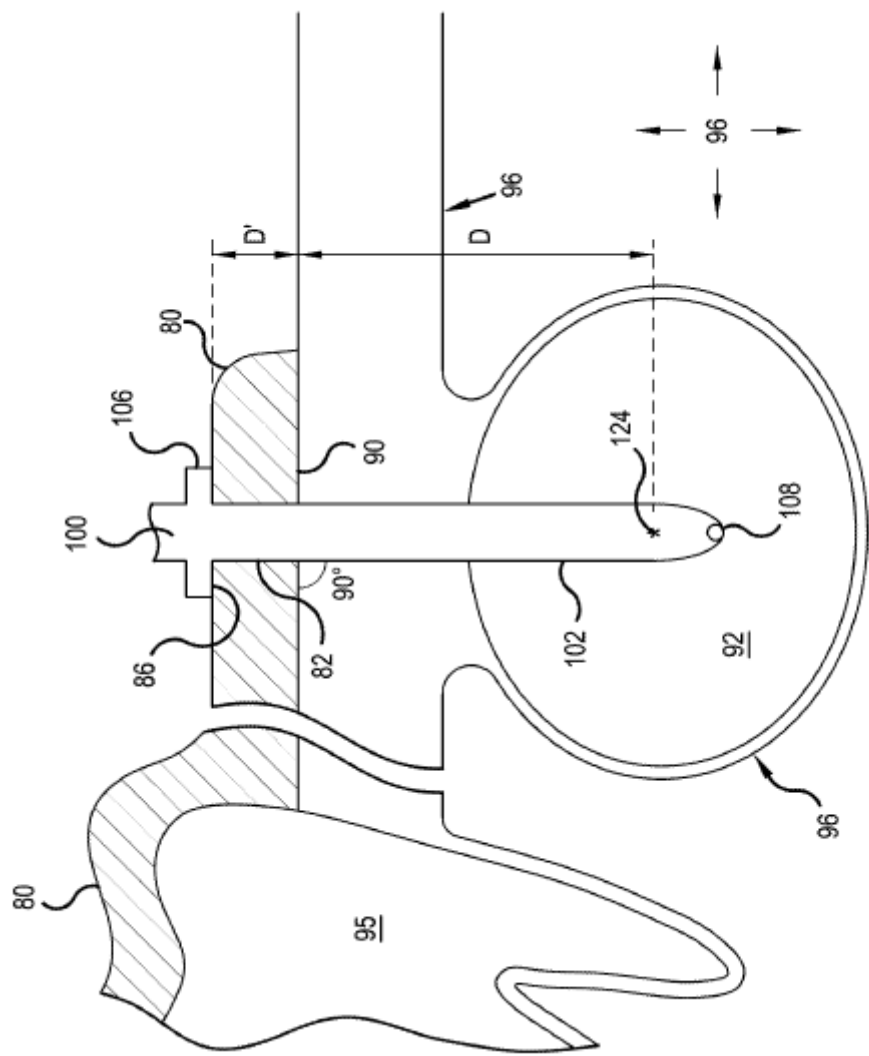


FIG. 1B



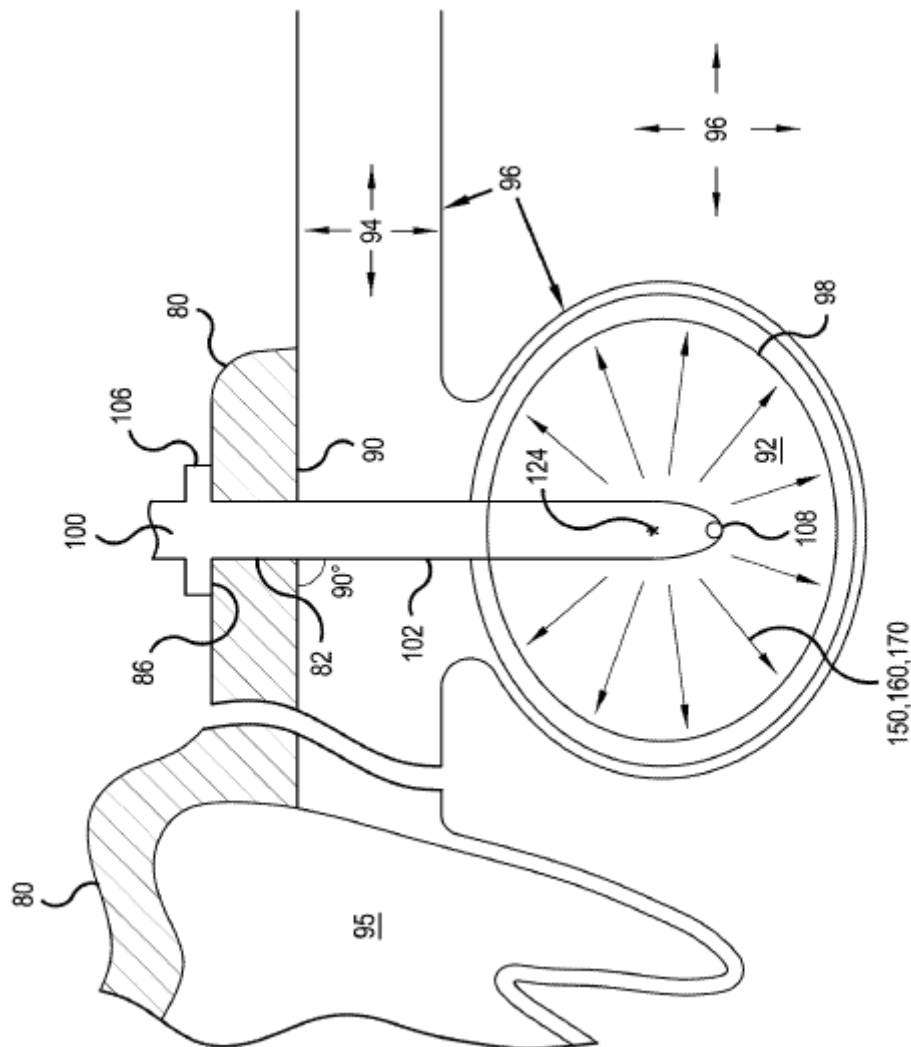


FIG. 3

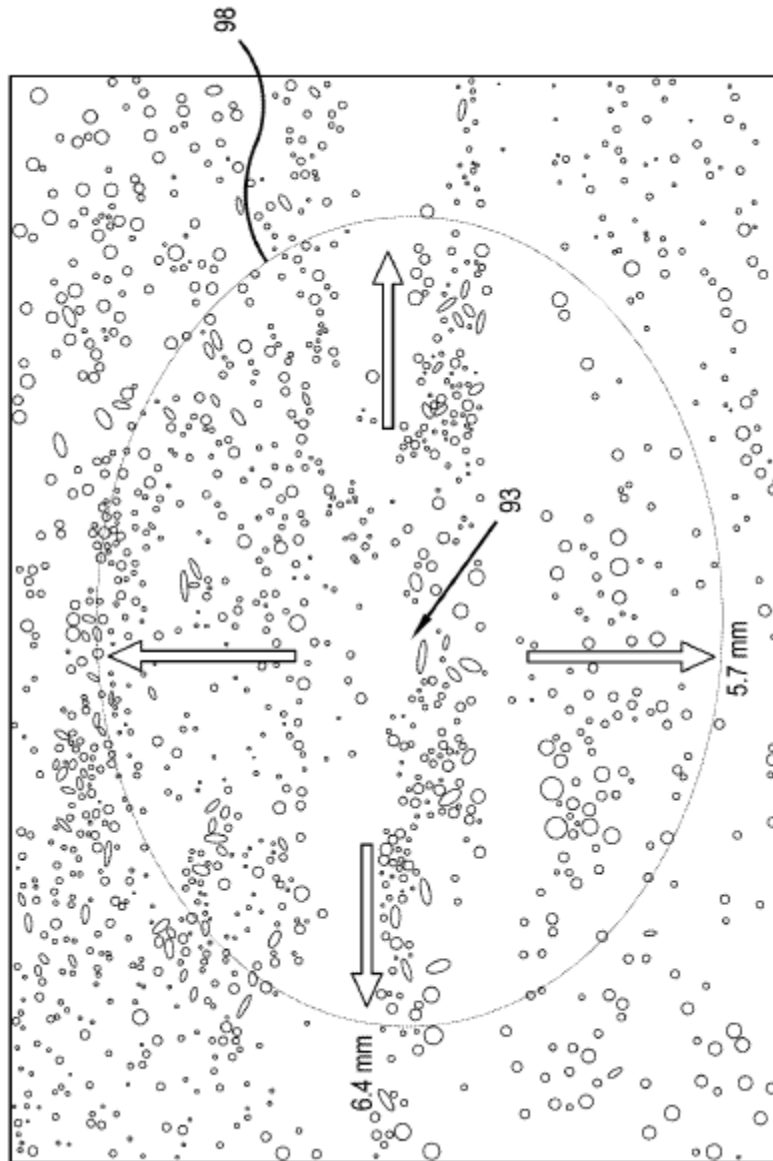


FIG. 4

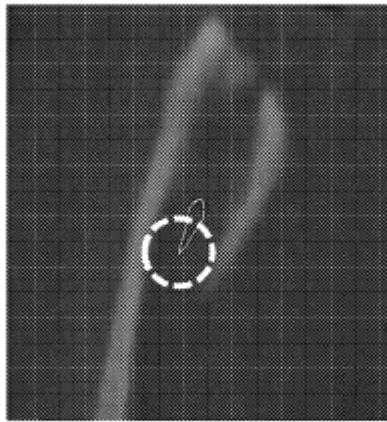


FIG. 5

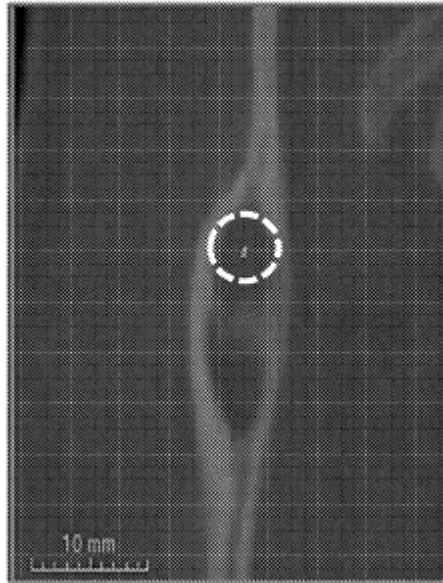


FIG. 6

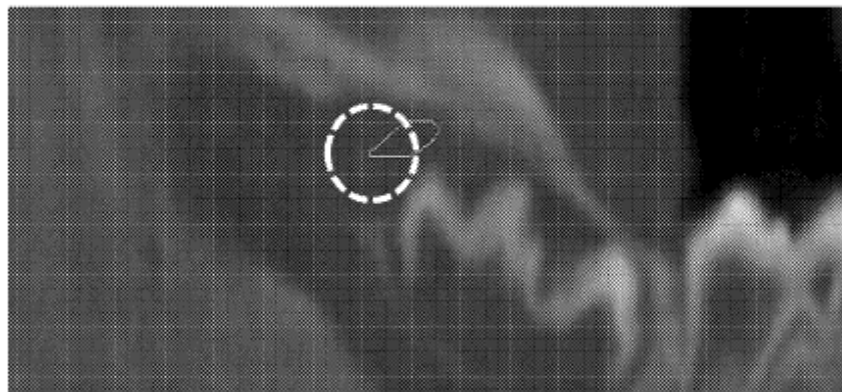


FIG. 7

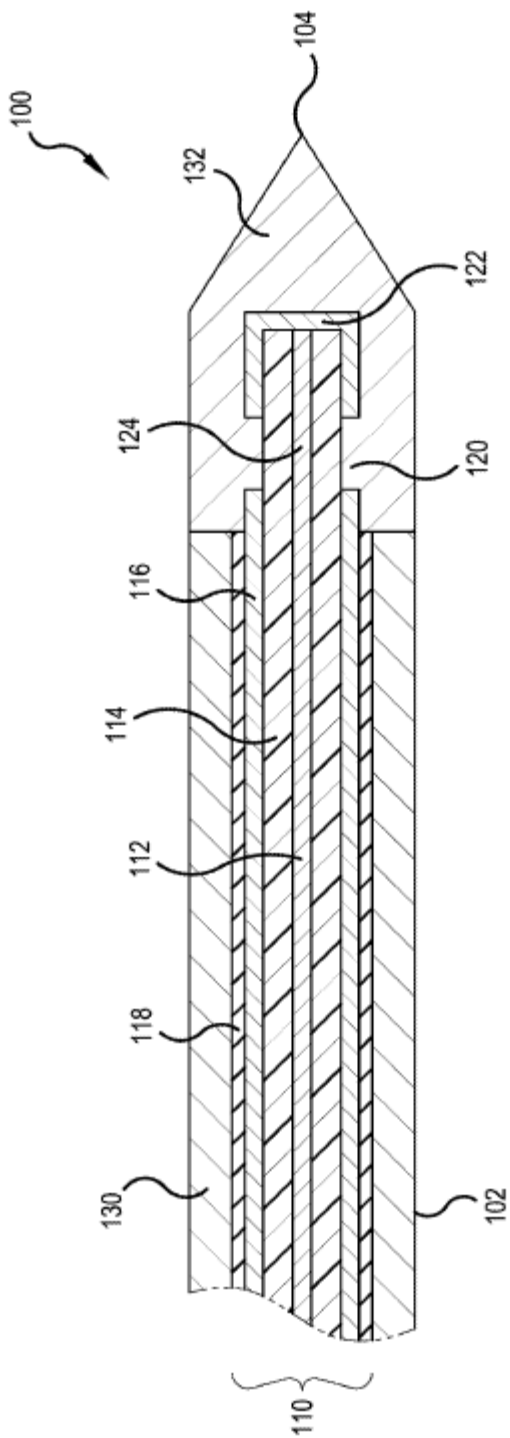


FIG. 8

8/27

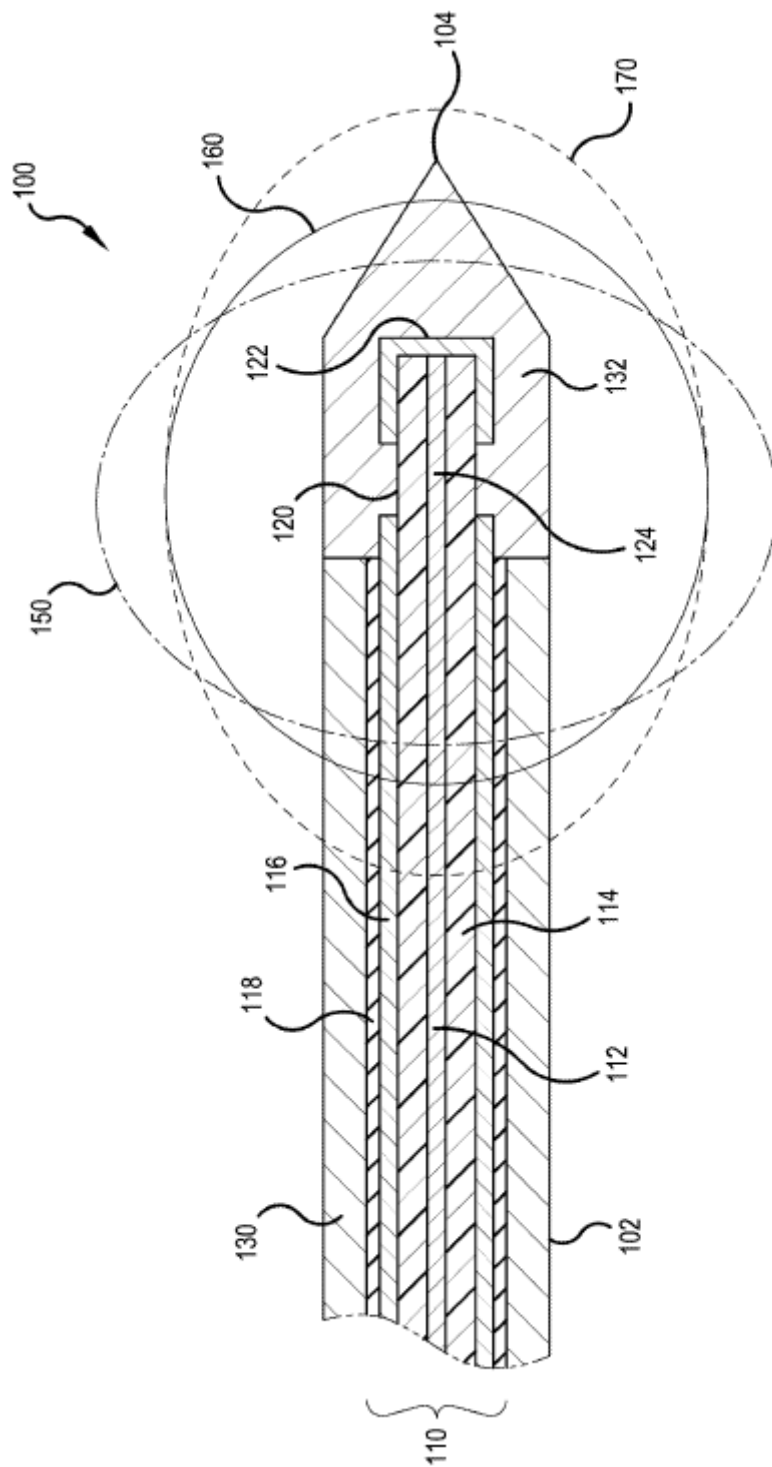


FIG. 9

9/27

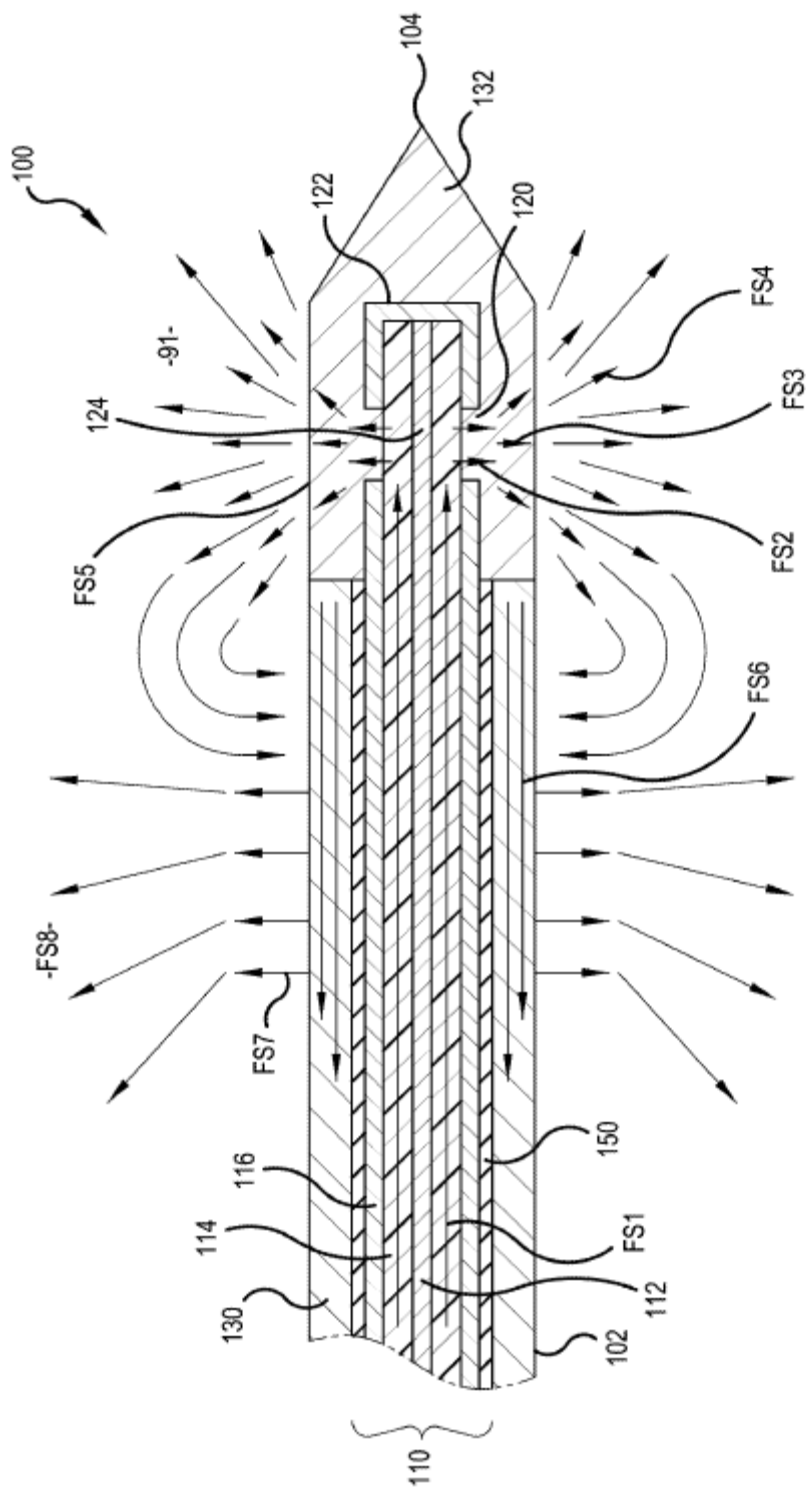


FIG. 10

10/27

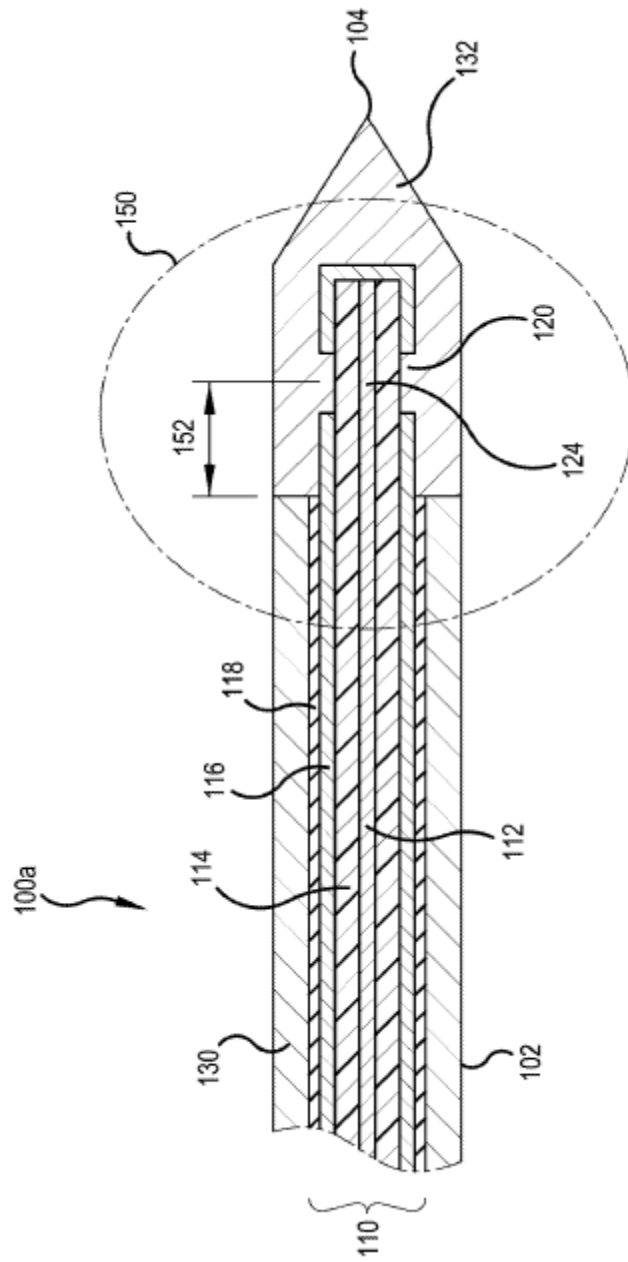


FIG. 11

11/27

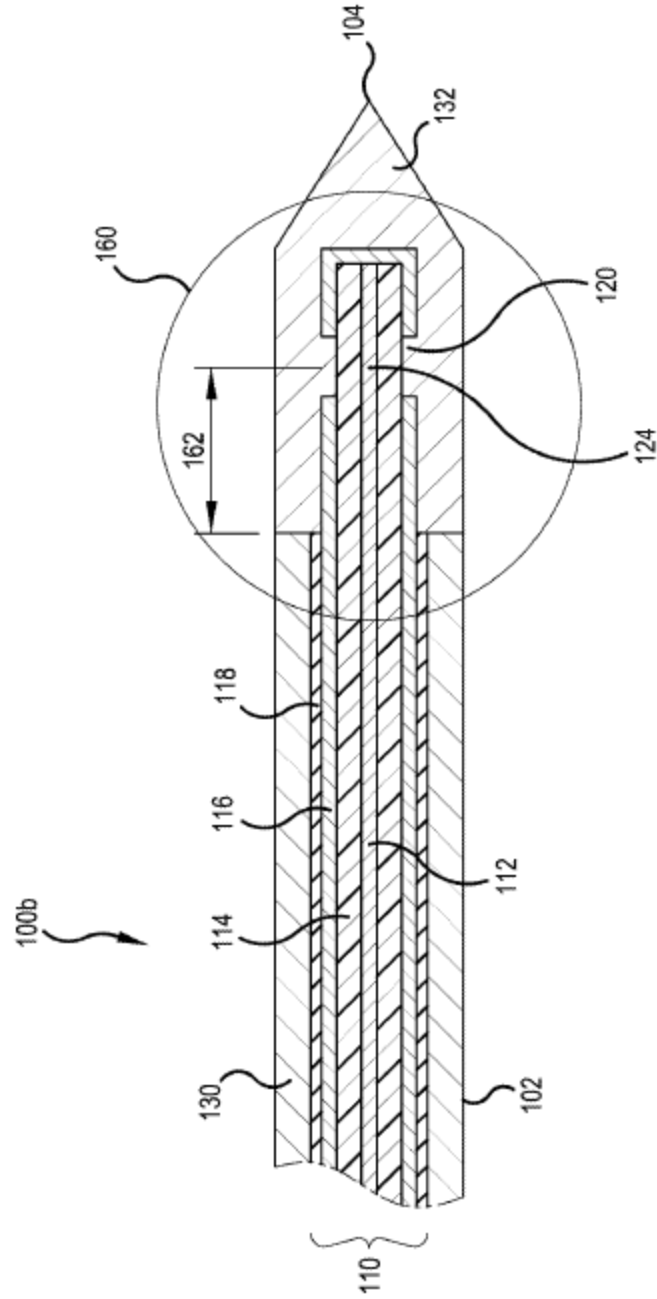


FIG. 12

12/27

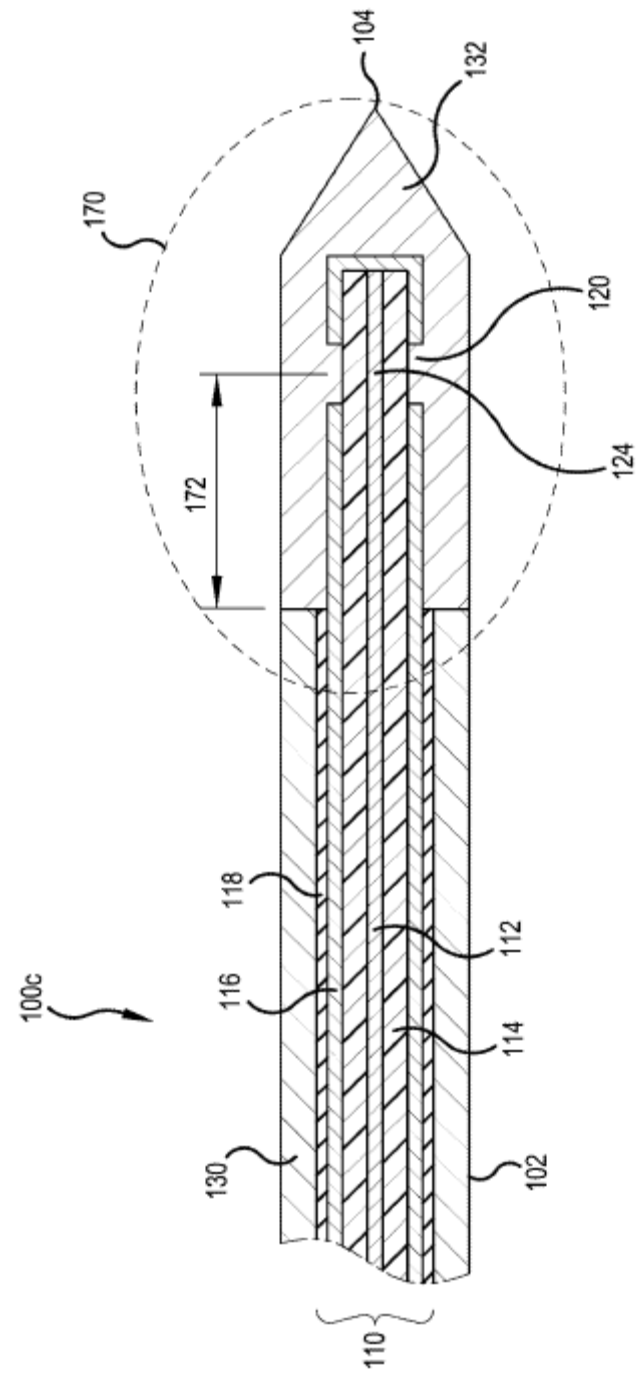


FIG. 13

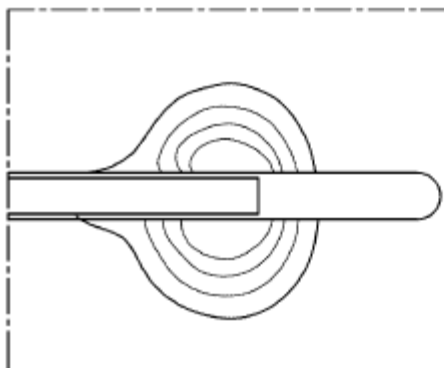


FIG. 14A

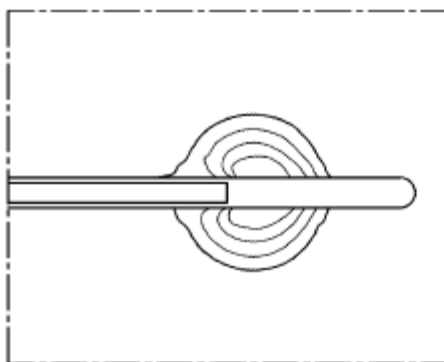


FIG. 14B

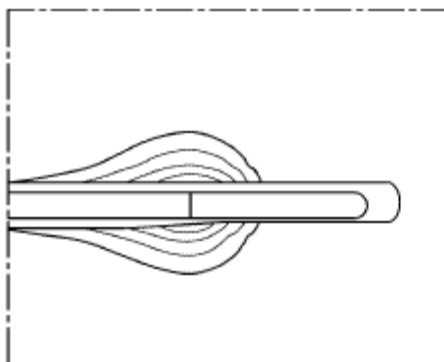


FIG. 14C

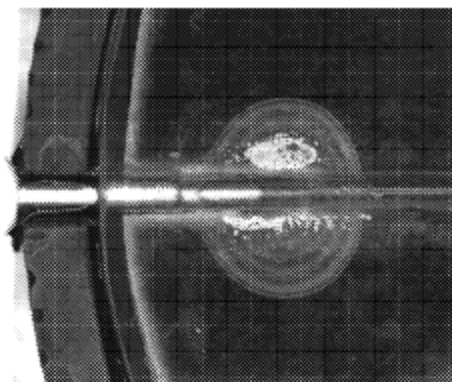


FIG. 15A

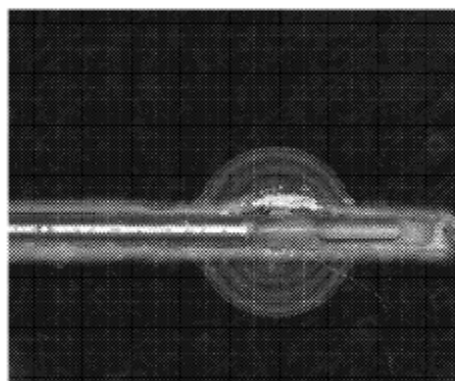


FIG. 15B

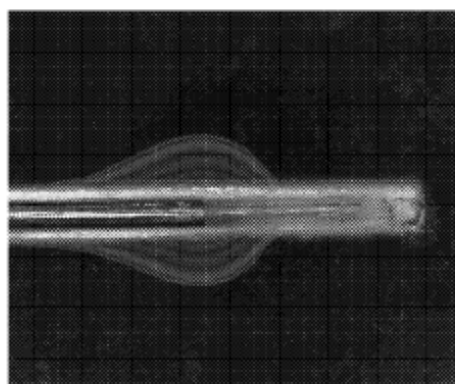


FIG. 15C

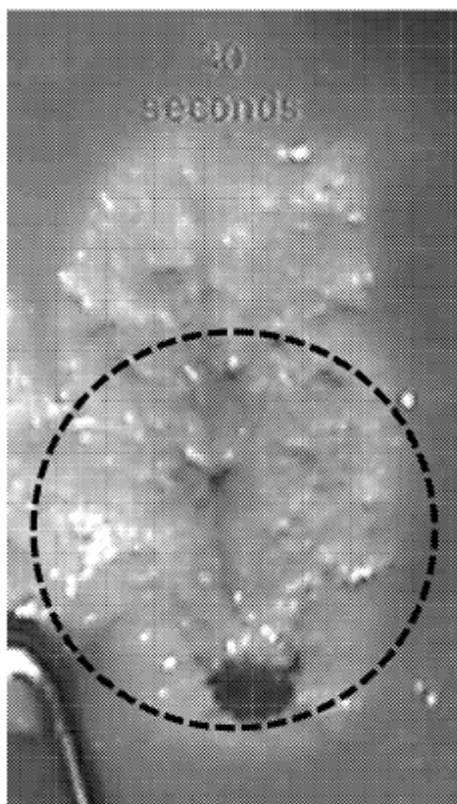


FIG. 16A

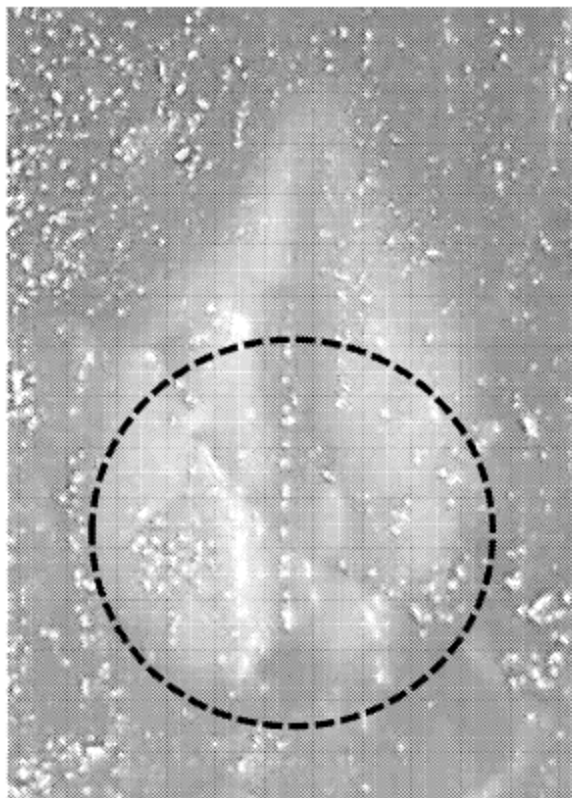


FIG. 16B

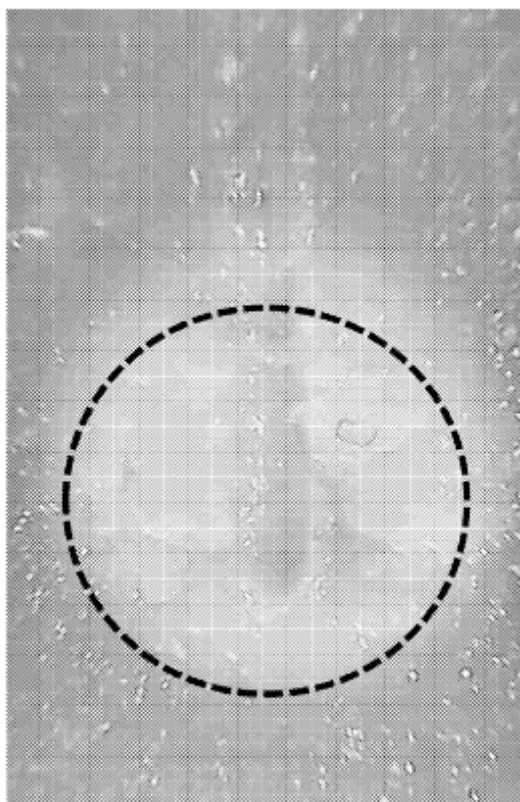


FIG. 16C

Los datos se ajustan al siguiente modelo:

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

Donde:

$\underline{R}$ = 60C Redondez del contorno (ancho/largo)

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

$\underline{A}$ = Apertura de la sonda (mm)

$\underline{\varepsilon}$ = error

Fuente

Conductividad térmica (W/mK a 0C)

Valor del registro

11.844

Valor de P

0.00000

Apertura (mm)

3.470

0.00034

Conductividad térmica (W/mK a 0C) * Apertura (mm)

0.960

0.10958

Gráfica de predicciones

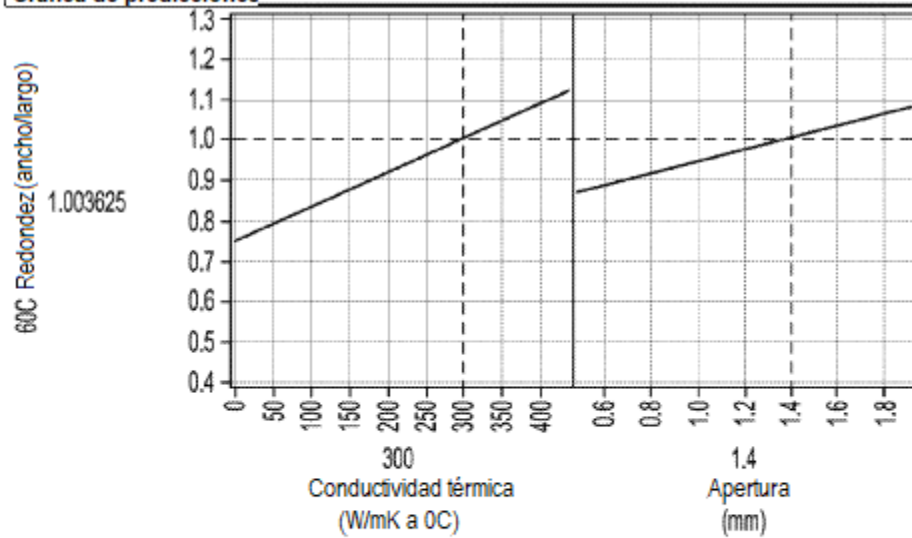


FIG. 17

$\hat{Área} = \beta_0 + \beta_1 t + \beta_2 p + \beta_{12} tp + \beta_{11} t^2 + \epsilon$
 donde t es el tiempo y p es la potencia. Los resultados del modelo se muestran en la siguiente figura.

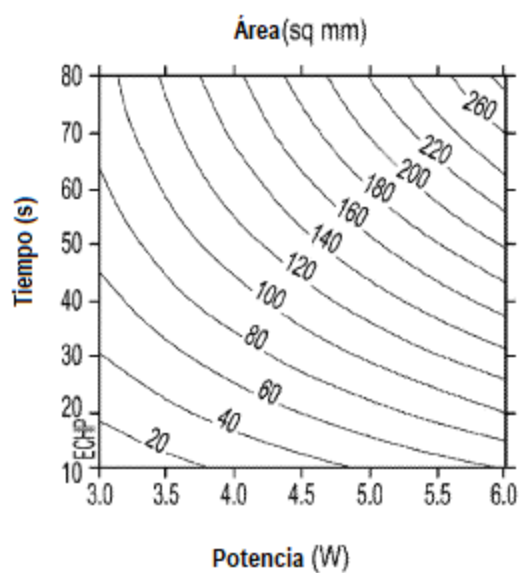


FIG. 18

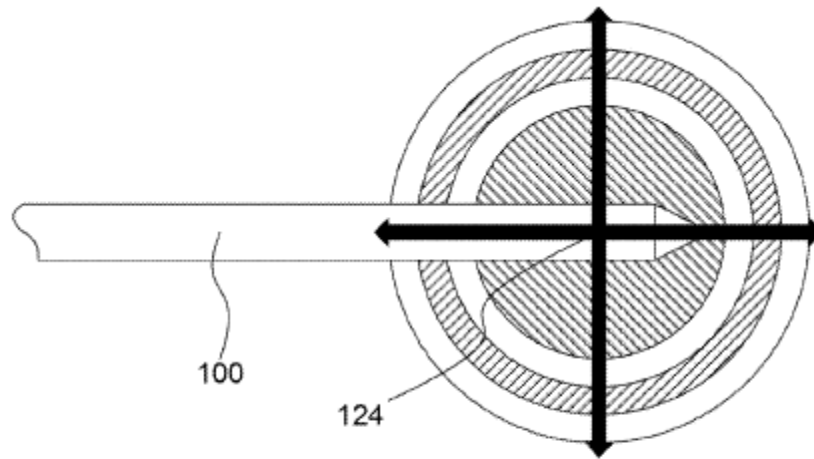


FIG. 19

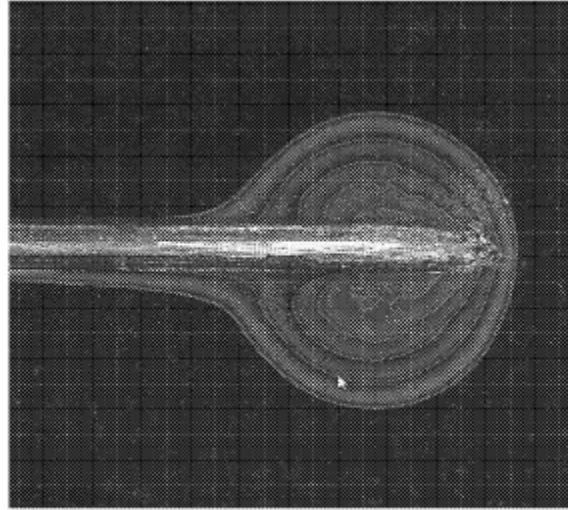


FIG. 20A

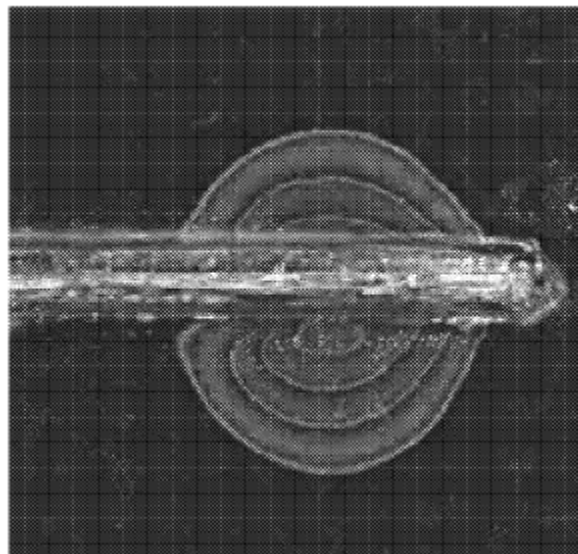


FIG. 20B

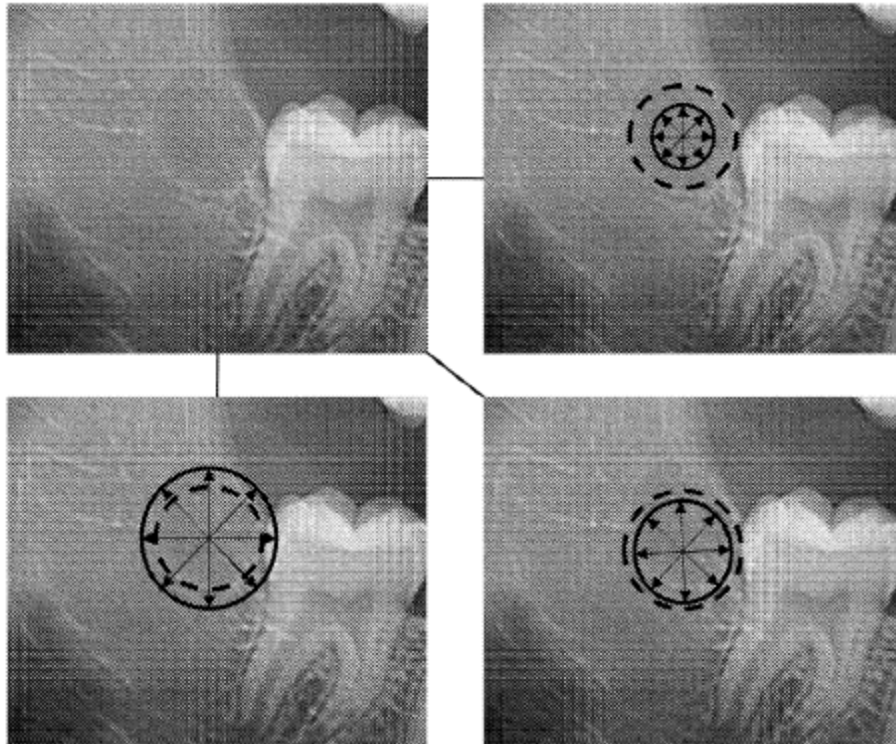


FIG. 21

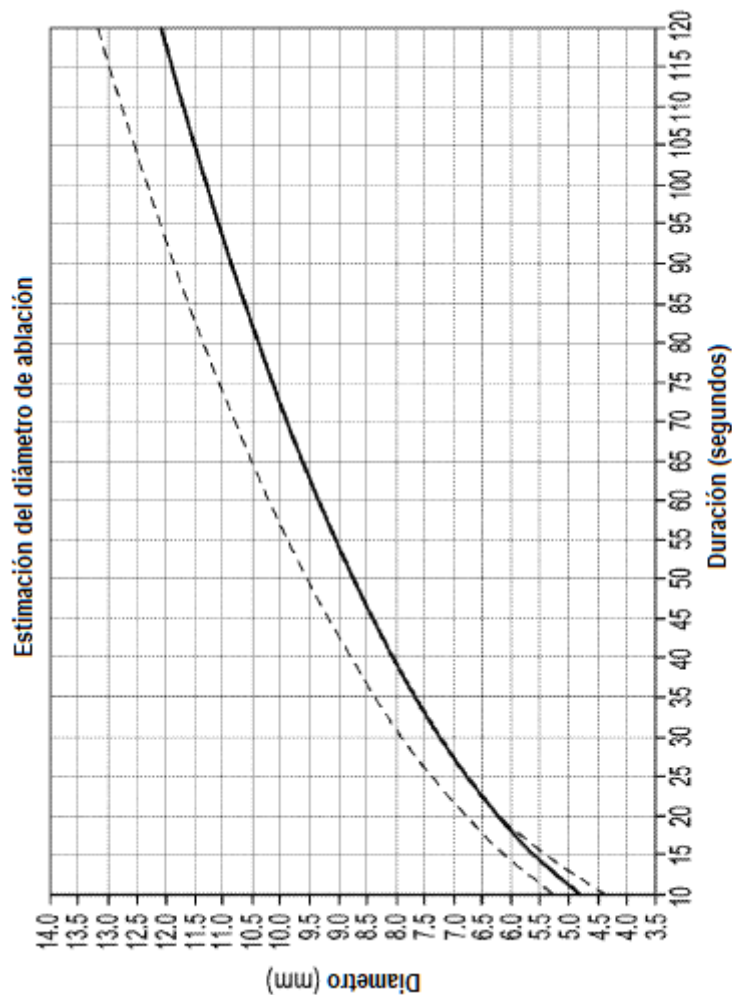


FIG. 22

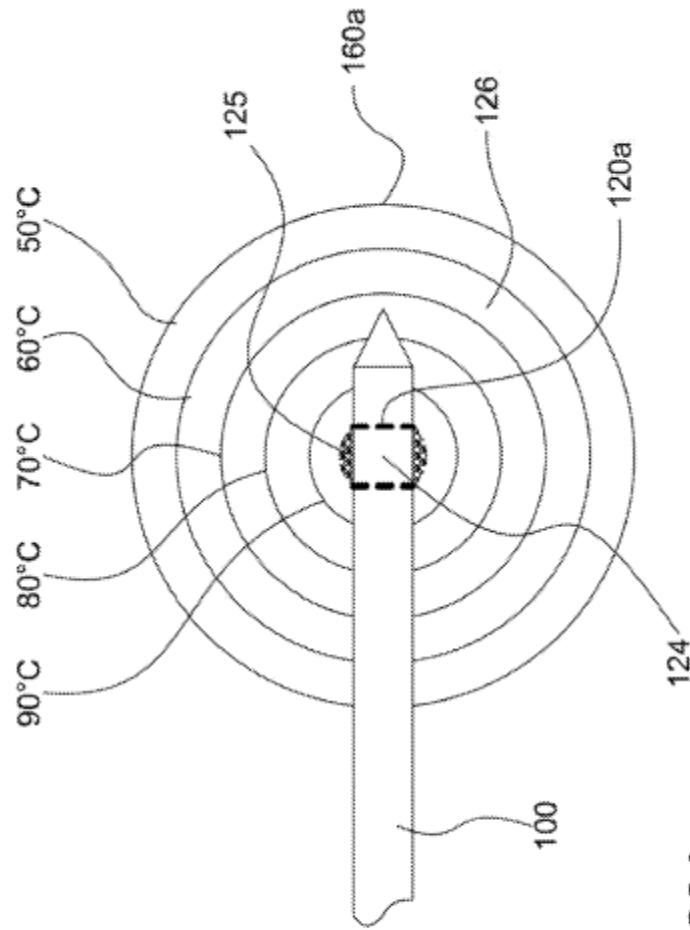
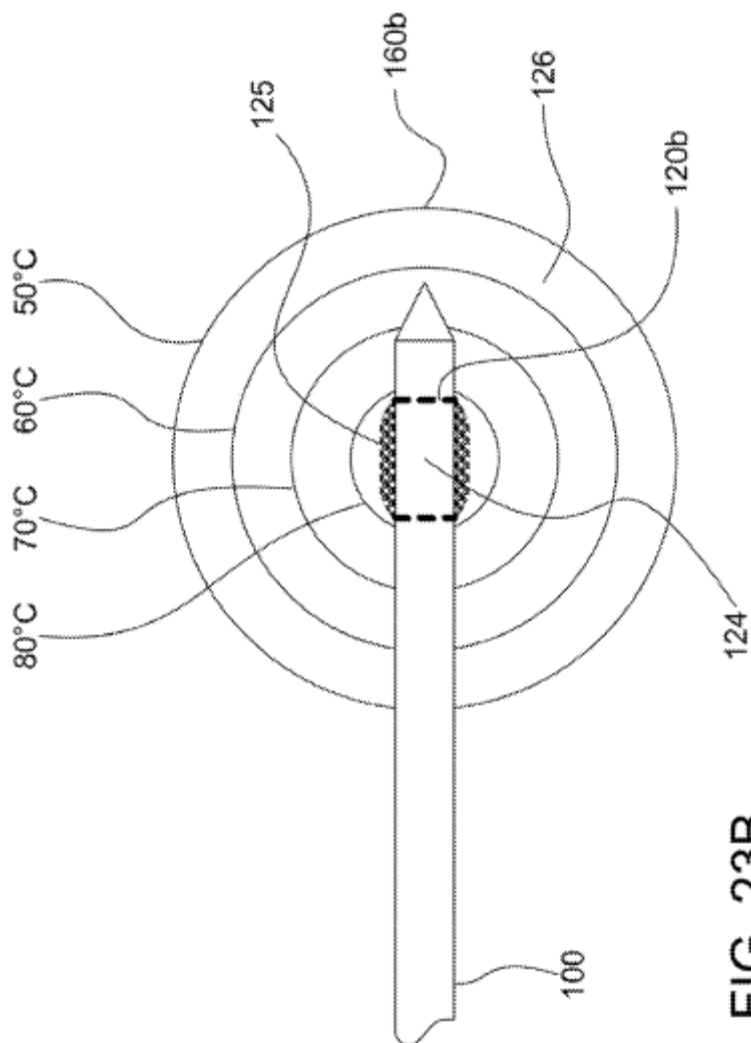


FIG. 23A



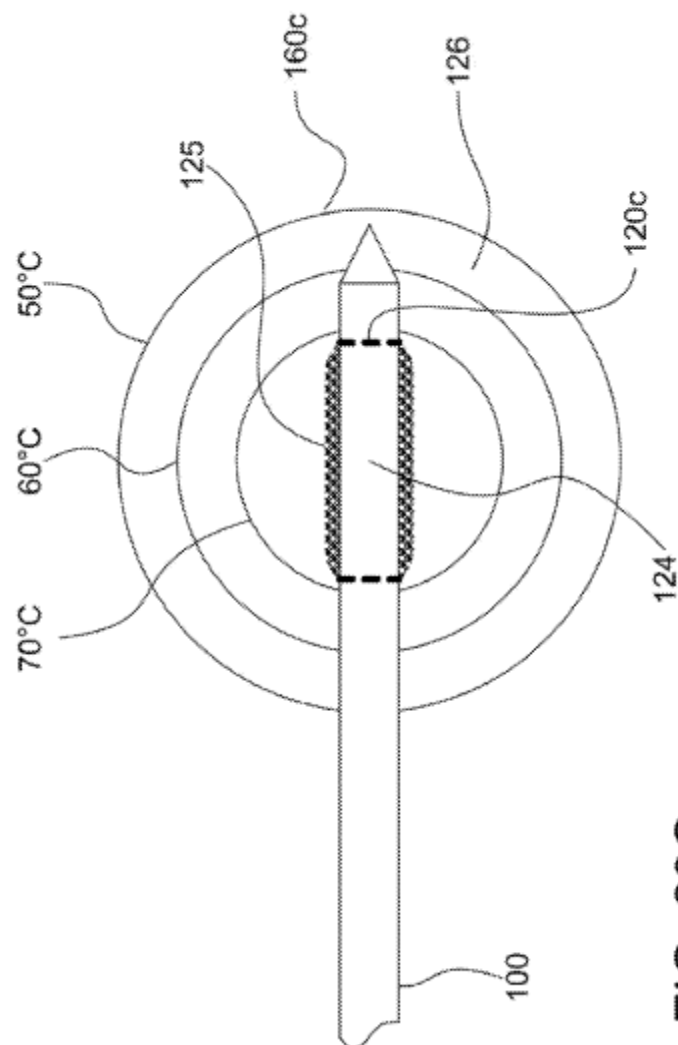


FIG. 23C

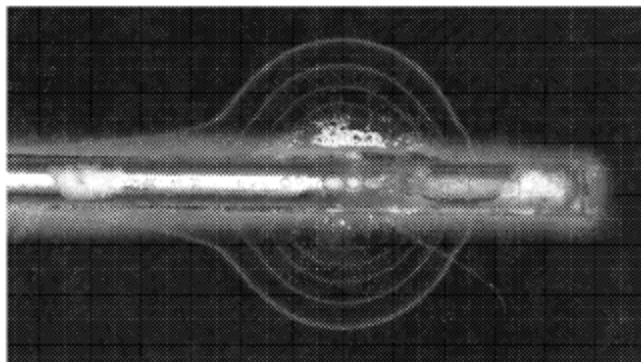


FIG. 24A

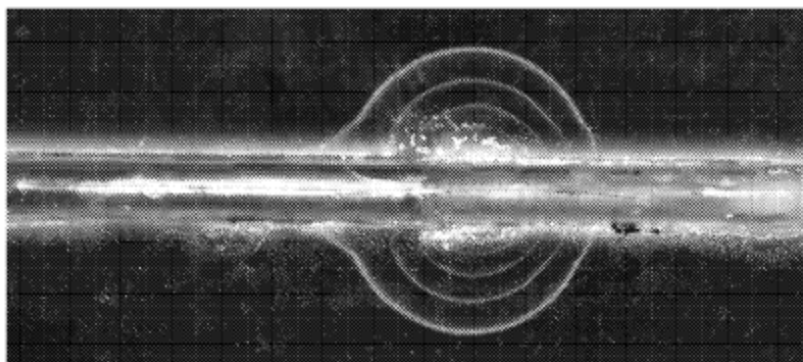


FIG. 24B

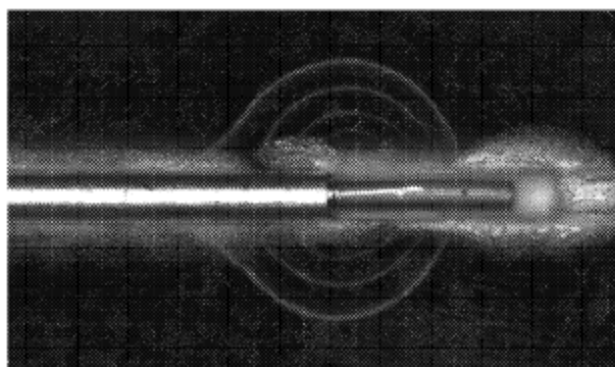


FIG. 24C