

Titolo: SISTEMI DI SONDA DI ABLAZIONE

Descrizione

STATO DELL'ARTE

La presente divulgazione descrive apparecchi, metodi/procedure e sistemi che in genere si riferiscono al campo tecnico delle sonde di ablazione, e in particolare si riferiscono al campo tecnico delle sonde di ablazione a microonde e radiofrequenza che hanno zone di ablazione di tessuto mirato formate e/o dimensionate che consentono procedure di ablazione di tessuto molle guidate che sono più precise e prevedibili rispetto a procedure che non sono guidate.

Il termine "ablazione" nell'industria medicale descrive in genere la rimozione di tessuto (tessuto mirato) problematico (ad esempio, danneggiato, malato o altrimenti indesiderato) mediante tecniche meno invasive che impiegano in genere una sonda che funziona attraverso il raffreddamento o riscaldamento del tessuto mirato, sebbene possa anche essere usata una tecnologia di ablazione meccanica, elettrica, chimica e laser. Mentre la "resezione" implica la rimozione parziale o completa di un organo mediante metodi chirurgici

convenzionali (vale a dire, l'uso di uno scalpello o di una sega per asportare il tessuto), l'ablazione medica implica in genere la rimozione o distruzione parziale o completa di uno strato (o di strati) di tessuto mirato attraverso una sonda che impiega tecnologia termica o non termica allo scopo di distruggere in modo più selettivo il tessuto mirato. Lo scopo dell'ablazione è rimuovere o distruggere il tessuto mirato (tessuto problematico) con un danneggiamento sostanzialmente inferiore del tessuto o della struttura circostante rispetto a metodi chirurgici convenzionali più invasivi ripristinando al contempo la normale funzione. L'uso della tecnologia di ablazione può essere usato per curare una varietà di patologie mediche da quelle serie a quelle cosmetiche. Alcuni dei tipi di ablazione più comuni includono ablazione superficiale (usata per rimuovere uno strato di tessuto mirato per trattare lo scolorimento, migliorare la trama cutanea o rimuovere lesioni superficiali, verruche o tumori), ablazione cardiaca (come ablazione a radiofrequenza (RFA, radiofrequency ablation) che è usata per distruggere il tessuto mirato nel cuore associato a battiti cardiaci irregolari), ablazione a microonde endometriale (usata per distruggere il rivestimento dell'utero per ridurre o bloccare il sanguinamento anomalo dell'utero),

mieloablazione (usata per rimuovere il midollo osseo prima di un trapianto di midollo osseo), ablazione per chirurgia cerebrale (usata per trattare determinati disturbi neurologici) o ablazione a microonde (usata per trattare tumori epatici senza la resezione fisica dei tumori).

L'ablazione può essere eseguita usando microonde (ad esempio, ablazione a microonde (MWA, microwave ablation) e ablazione endometriale a microonde (MEA, microwave endometrial ablation)), radiofrequenze (ad esempio, ablazione a radiofrequenza (RFA)), laser (ad esempio, chirurgia LASIK), ultrasuoni (ad esempio, ultrasuoni a intensità ultra-alta), sostanze chimiche (ad esempio, chemioablazione), temperature basse o fredde (ad esempio, crioablazione), temperature elevate o calde, elettricità (ad esempio, folgorazione, punta calda o cauterizzazione e altri), e processi meccanici (ad esempio, rotablazione). L'ablazione a microonde è una forma di ablazione termica che usa onde elettromagnetiche nello spettro di energia a microonde (da 300 MHz a 300 GHz) per produrre effetti di riscaldamento di tessuto per generare necrosi tissutale all'interno di tumori solidi per curare il cancro. L'ablazione endometriale a microonde, ad esempio, è un uso dell'ablazione a microonde che usa le microonde a

una frequenza fissa per distruggere lo strato basale dell'endometrio e le ghiandole (risparmiando il testo dell'utero) riscaldandoli a oltre sessanta gradi Celsius (60 °C). Un altro uso ben consolidato dell'ablazione a microonde è l'ablazione del tumore epatico, che è comunemente eseguita da 500 MHz a 2,45 GHz. L'ablazione a radiofrequenza (RFA) è una procedura medica in cui una parte del sistema di conduzione elettrica del cuore, del tumore o di altro tessuto disfunzionale viene ablata usando il calore generato dalla corrente alternata a media frequenza (nell'intervallo di 300-500 kHz).

Un uso dell'ablazione è l'ablazione di germe dentario. La formazione del terzo molare provoca prevedibilmente problemi permanenti che includono complicazioni, dolore, carie dentaria, disturbo gengivale e/o ascessi con un tasso di quasi il 99% durante la vita dei pazienti. Sfortunatamente, l'estrazione chirurgica di terzi molari completamente formati comporta numerosi rischi e complicazioni, come una dolorosa osteite post-estrattiva o "alveolite secca", gravi infezioni, danneggiamento temporaneo e permanente dei nervi, dolore significativo, danno temporomandibolare temporaneo e permanente (TMJ) e altri. Storicamente, vi sono stati suggerimenti e tentativi per impedire la formazione di terzi molari su

base profilattica prima della formazione completa di questi denti problematici - come quelli del Dott. Henry nel 1969, dei Dott. Gordon & Laskin nel 1978 e più recentemente del Dott. Silvestri nel 2004 - per eliminare le condizioni di malattia che essi provocano prevedibilmente, riducendo al contempo (ma non eliminando) i pericoli chirurgici. Tuttavia, tali tentativi precedenti nella prevenzione dalla formazione di terzi molari sono stati sistemi manuali che erano difficili da implementare, incoerenti, imprevedibili, non ripetibili in quanto manuali e - di conseguenza - non sono mai stati adottati dai professionisti dentali.

Sistemi e metodi esemplificativi di ablazione guidata per l'ablazione di germe dentario, come quelli descritti in brevetto statunitense n. 9,402,693, brevetto statunitense n. 9,827,068, brevetto statunitense n. 9,855,112, brevetto statunitense n. 10,022,202, brevetto statunitense n. 10,265,140, brevetto statunitense n. 10,285,778, brevetto statunitense n. 10,298,255, brevetto statunitense n. 10,299,885, pubblicazione di brevetto statunitense n. US2011/0200961, pubblicazione di brevetto statunitense n. US2016/0324597, pubblicazione di brevetto statunitense n. US2017/0360528, pubblicazione di brevetto statunitense n. US2018/0091169, pubblicazione

di brevetto statunitense n. US2018/0153640, pubblicazione di brevetto statunitense n. US2018/0318038, pubblicazione PCT n. WO/2010/132368, pubblicazione PCT n. WO/2014/143014, e domande di brevetto statunitensi e straniere correlate, i quali sono stati tutti inventati dall'inventore della presente invenzione e sono di proprietà del richiedente della presente domanda.

Le corrispondenti proprietà dell'ablazione terapeutica di germe dentario (Therapeutic Tooth Bud Ablation Properties) descrivono metodi, sistemi e procedure di ablazione di germe dentario che hanno come risultato un'agenesia dentaria. Questi metodi, sistemi e procedure possono includere e/o usare punte di sonda di ablazione e/o stent.

Il sistema di ablazione a microonde NEUWAVE™ è descritto come in grado di ablare lesioni con coerenza e controllo per aiutare a proteggere tessuti non mirati. Il sistema NEUWAVE™ include caratteristiche come un sistema controllato da computer per memorizzare dati di procedura e software di conferma di ablazione per confermare il successo tecnico delle procedure. È descritto come avente uno schema di bruciatura che controlla la distanza di ablazione oltre la punta di sonda limitando lo schema di bruciatura oltre la punta.

Nonostante NEUWAVE affermi che la sonda PR "è la sola sonda disponibile con uno schema di bruciatura unico che controlla la distanza di ablazione oltre la punta di sonda", la sonda di ablazione a microonde NEUWAVE PR ha seri limiti. L'ablazione prodotta dalla sonda PR comprende la punta in dieci (10) secondi e quindi brucia "in modo prossimale". Questo significa che lo schema di bruciatura "striscia" o migra in modo asimmetrico (il che può essere indicato genericamente come "migra" o relative variazioni) in alto lungo la punta di sonda di ablazione (generalmente lontano dalla punta assoluta e verso un'impugnatura) con un conseguente schema di bruciatura che è talmente oblungo da sembrare a forma di "hot dog", rendendo pertanto impossibili le procedure di ablazione di tessuto molle minimamente invasive.

La migrazione della zona di ablazione in alto lungo lo stelo della punta di sonda (generalmente lontano dalla punta assoluta e verso un'impugnatura) è un problema noto in tutta la comunità di ablazione medica e sono stati fatti numerosi tentativi per controllare questo problema. Ad esempio, il brevetto statunitense n. 7,611,508 di Yang et al. espone un'antenna per ablazione tumorale a microonde che ha conduttori di antenna coassiale circondati da un manicotto isolato di una lunghezza e dimensione che promuovono l'interferenza

distruttiva dell'energia a microonde assiale che passa all'interno e all'esterno del manicotto per limitare la coda (che, come lo "scorrimento", può altresì essere indicata genericamente come migrazione o relative variazioni) dello schema di bruciatura in alto lungo lo stelo di punta di sonda di ablazione a microonde. Il manicotto flottante di Yang fornisce un'interferenza di onda distruttiva o una cancellazione del segnale a microonde che irraggia dalle antenne, tuttavia questa documentazione mostra che questa tecnica risulta ancora in una zona di ablazione che migra in modo asimmetrico in alto lungo la lunghezza della sonda durante l'ablazione di tessuto molle con uno schema che è talmente oblungo da sembrare a forma di "hot dog", rendendo pertanto impossibili le procedure di ablazione di tessuto molle minimamente invasive.

US2011/077635 divulga un gruppo antenna a microonde avente una linea di alimentazione collegata elettricamente a uno stelo allungato mediante un connettore elettrico a strozzatura. La linea di alimentazione include un'antenna coassiale avente un conduttore interno e un conduttore esterno, uno stelo allungato e un connettore elettrico a strozzatura. Lo stelo allungato circonda almeno parzialmente la linea di alimentazione e forma un lume di ritorno dielettrico

tra di essi e il connettore elettrico a strozzatura circonda almeno una porzione della linea di alimentazione e collega elettricamente il conduttore esterno di linea di alimentazione allo stelo allungato. Un flusso dielettrico a bassa perdita è alimentato tra il conduttore interno e il conduttore esterno della linea di alimentazione e forma una barriera dielettrica tra di essi. Il fluido dielettrico a bassa perdita forma altresì una barriera dielettrica tra il conduttore esterno della linea di alimentazione e lo stelo allungato e il connettore elettrico a strozzatura forma una pluralità di aperture che vi si estendono attraverso, le aperture formando almeno una porzione del lume di ritorno dielettrico.

US2020/197089 divulga una sonda di ablazione a microonde che include un corpo di sonda includente una porzione schermata e una finestra di irraggiamento che è almeno parzialmente trasparente all'energia a microonde. La porzione schermata include una cannula, un cavo coassiale all'interno del corpo di sonda e un'antenna avente una porzione radiante per l'emissione di energia a microonde in corrispondenza di una porzione distale del corpo di sonda, la porzione radiante allineata alla finestra di irraggiamento. Il corpo di sonda definisce un percorso di irrigazione configurato

per trasportare il fluido di raffreddamento alla e dalla porzione distale del corpo di sonda.

SOMMARIO

L'invenzione è definita nelle unite rivendicazioni.

Divulgata nella presente è una punta di sonda di ablazione avente uno stelo con un'estremità di inserimento. La punta di sonda di ablazione può ricevere mezzi di ablazione da una sorgente di ablazione. La punta di sonda di ablazione è preferibilmente per ablare un tessuto mirato. Lo stelo include preferibilmente un'antenna coassiale. Un centro di ablazione è situato preferibilmente all'interno dell'antenna coassiale almeno vicino all'apertura di inserimento. Uno strato di trasferimento di calore circonda preferibilmente l'antenna coassiale. Lo strato di trasferimento di calore è preferibilmente distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che il centro di ablazione sia tra lo strato di trasferimento di calore e l'estremità di inserimento. Un serbatoio termico circonda preferibilmente almeno parzialmente lo strato di trasferimento di calore.

La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, lo strato di trasferimento

di calore fornisca il controllo di temperatura di zona di ablazione. La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, lo strato di trasferimento di calore fornisca il controllo di temperatura di zona di ablazione mantenendo le temperature di picco al di sotto di una temperatura predeterminata nella zona di ablazione. La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, lo strato di trasferimento di calore fornisca il controllo di temperatura di zona di ablazione di raffreddamento passivo. La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, lo strato di trasferimento di calore fornisca il controllo di temperatura di zona di ablazione di raffreddamento tissutale. La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, il serbatoio termico fornisca il controllo

di temperatura di zona di ablazione. La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, il serbatoio termico fornisca il controllo di temperatura di zona di ablazione mantenendo le temperature di picco al di sotto di una temperatura predeterminata nella zona di ablazione. La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, il serbatoio termico impedisca alle temperature di picco di superare sessanta gradi Celsius nella zona di ablazione. La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, il serbatoio termico impedisca alle temperature di picco di superare quarantacinque gradi Celsius nella zona di ablazione. La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, il serbatoio termico fornisca il controllo di temperatura di zona di ablazione di raffreddamento passivo. La punta di sonda

di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, il serbatoio termico fornisca il controllo di temperatura di zona di ablazione di raffreddamento tissutale. La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, il serbatoio termico fornisca il controllo di temperatura di zona di ablazione di raffreddamento termico. La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, lo strato di trasferimento di calore e il serbatoio termico forniscano il controllo di temperatura di zona di ablazione. La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, lo strato di trasferimento di calore e il serbatoio termico forniscano il controllo di temperatura di zona di ablazione mantenendo le temperature di picco al di sotto di una temperatura predeterminata nella zona di ablazione. La punta di sonda di ablazione può avere una

zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, lo strato di trasferimento di calore e il serbatoio termico forniscano il controllo di temperatura di zona di ablazione di raffreddamento passivo. La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, lo strato di trasferimento di calore e il serbatoio termico forniscano il controllo di temperatura di zona di ablazione di raffreddamento tissutale. La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, lo strato di trasferimento di calore e il serbatoio termico forniscano il controllo di temperatura di zona di ablazione di raffreddamento termico.

Il serbatoio termico può essere un serbatoio termico solido. Il serbatoio termico può essere un serbatoio termico fluido. Il serbatoio termico può formare almeno una parte di un'impugnatura. Il serbatoio termico può formare almeno una parte di un'impugnatura e circondare almeno una parte dello strato di

trasferimento di calore. Il serbatoio termico può raffreddare passivamente lo strato di trasferimento di calore. Il serbatoio termico può raffreddare passivamente lo strato di trasferimento di calore assorbendo calore dallo strato di trasferimento di calore. Il serbatoio termico può essere selezionato dal gruppo che include un serbatoio termico fluido, un serbatoio termico di aria, un serbatoio termico di acqua, un serbatoio termico di ghiaccio, un serbatoio termico in alluminio, un serbatoio termico in argento, un serbatoio termico in rame, un serbatoio termico in diamante e un serbatoio termico superconduttivo. Il serbatoio termico può essere un serbatoio termico superconduttivo realizzato almeno in un materiale superconduttivo selezionato dal gruppo che include nitruro di boro, grafene, nanotubi di grafene e grafite pirolitica. Il serbatoio termico può essere un serbatoio termico di combinazione realizzato da una combinazione di almeno due materiali selezionati dal gruppo che include aria, acqua, ghiaccio, alluminio, argento, rame, diamante, nitruro di boro, grafene, nanotubi di grafene e grafite pirolitica.

La punta di sonda di ablazione può avere almeno un meccanismo di controllo di capacità termica per controllare la capacità o capacità termica della

punta di sonda di ablazione. L' almeno un meccanismo di controllo di capacitanza termica è selezionato preferibilmente dal gruppo che include: (a) mezzi per controllare la temperatura del serbatoio termico; (b) mezzi per controllare la posizione del serbatoio termico; (c) mezzi per controllare la massa del serbatoio termico; (d) mezzi per controllare le dimensioni del serbatoio termico; (e) mezzi per controllare il volume del serbatoio termico; (f) mezzi per controllare l'area in sezione trasversale dello strato di trasferimento di calore; (g) mezzi per controllare il materiale a partire dal quale è costruito il serbatoio termico; (h) mezzi per controllare la massa dello strato di trasferimento di calore; (i) mezzi per controllare le dimensioni dello strato di trasferimento di calore; (j) mezzi per controllare il volume dello strato di trasferimento di calore; (k) mezzi per controllare l'area in sezione trasversale dello strato di trasferimento di calore; (l) mezzi per controllare il materiale a partire dal quale è costruito lo strato di trasferimento di calore; (m) mezzi per controllare la potenza applicata alla punta di sonda di ablazione; (n) mezzi per controllare l'energia applicata alla punta di sonda di ablazione; e (o) mezzi per controllare la durata di un ciclo di ablazione durante cui è applicato

calore. L' almeno un meccanismo di controllo di capacitanza termica può essere una pluralità di meccanismi di controllo di capacitanza termica per controllare la capacitanza termica della punta di sonda di ablazione. La pluralità di meccanismi di controllo di capacitanza termica sono selezionati preferibilmente dal gruppo che include: (a) mezzi per controllare la temperatura del serbatoio termico; (b) mezzi per controllare la posizione del serbatoio termico; (c) mezzi per controllare la massa del serbatoio termico; (d) mezzi per controllare le dimensioni del serbatoio termico; (e) mezzi per controllare il volume del serbatoio termico; (f) mezzi per controllare l'area in sezione trasversale dello strato di trasferimento di calore; (g) mezzi per controllare il materiale a partire dal quale è costruito il serbatoio termico; (h) mezzi per controllare la massa dello strato di trasferimento di calore; (i) mezzi per controllare le dimensioni dello strato di trasferimento di calore; (j) mezzi per controllare il volume dello strato di trasferimento di calore; (k) mezzi per controllare l'area in sezione trasversale dello strato di trasferimento di calore; (l) mezzi per controllare il materiale a partire dal quale è costruito lo strato di trasferimento di calore; (m) mezzi per controllare la potenza applicata alla punta

di sonda di ablazione; (n) mezzi per controllare l'energia applicata alla punta di sonda di ablazione; e (o) mezzi per controllare la durata di un ciclo di ablazione durante cui è applicato calore.

Lo strato di trasferimento di calore può estrarre calore dal tessuto mirato consentendo all'energia termica di essere condotta preferibilmente in alto lungo lo strato di trasferimento di calore. La punta di sonda di ablazione può avere raffreddamento passivo e raffreddamento attivo. L'antenna coassiale può includere: (a) un conduttore interno; (b) uno strato isolante dielettrico anulare che circonda il conduttore interno; e (c) un conduttore esterno anulare che circonda lo strato isolante dielettrico anulare. La punta di sonda di ablazione può inoltre includere: (a) un'apertura anulare definita in almeno uno strato esterno dell'antenna coassiale verso l'estremità di inserimento; (b) il centro di ablazione circondato dall'apertura anulare, il centro di ablazione essendo una regione focale da cui i mezzi di ablazione si irradiano attraverso l'apertura anulare per formare una zona di ablazione; e (c) lo strato di trasferimento di calore distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore e l'estremità di inserimento.

Lo strato di trasferimento di calore può impedire al centro di ablazione di migrare in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento. Lo strato di trasferimento di calore può essere raffreddato trasferendo energia termica dallo strato di trasferimento di calore nel tessuto molle che circonda lo strato di trasferimento di calore. L'antenna coassiale può essere un'antenna di campo vicino e/o un'antenna di campo vicino reattivo. La punta di sonda di ablazione può essere una punta di sonda di ablazione a microonde. La punta di sonda di ablazione a microonde può ricevere l'energia a microonde dalla sorgente di ablazione come i mezzi di ablazione. L'energia a microonde può essere erogata al tessuto mirato tramite la punta di sonda di ablazione. L'energia a microonde fornita può avere frequenze che variano da 500 MHz a 300 GHz. La punta di sonda di ablazione può essere una punta di sonda di ablazione a radiofrequenza. La punta di sonda di ablazione può essere una punta di sonda di micro-ablazione. La punta di sonda di ablazione può avere una zona di ablazione che circonda il centro di ablazione in modo tale che quando i mezzi di ablazione sono forniti alla punta di sonda di ablazione, la zona di ablazione sia per ablare in modo selettivo il tessuto mirato mitigando al contempo il danneggiamento dei

tessuti collaterali immediatamente adiacenti.

Altresì divulgato nella presente è un metodo per raffreddare una punta di sonda di ablazione. La punta di sonda di ablazione riceve mezzi di ablazione da una sorgente di ablazione. La punta di sonda di ablazione abla quindi un tessuto mirato. Il metodo include fornire la punta di sonda di ablazione, la punta di sonda di ablazione avendo uno stelo con un'estremità di inserimento, lo stelo includendo un'antenna coassiale, l'antenna coassiale avendo un centro di ablazione situato al suo interno e vicino all'estremità di inserimento, l'antenna coassiale avendo uno strato di trasferimento di calore che circonda ed è distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che il centro di ablazione sia tra lo strato di trasferimento di calore e l'estremità di inserimento, e un serbatoio termico che circonda almeno parzialmente lo strato di trasferimento di calore. Il metodo include predeterminare una temperatura ottimale per lo strato di trasferimento di calore. Il metodo include che il serbatoio termico raffreddi lo strato di trasferimento di calore in modo non superiore alla temperatura ottimale.

Lo strato di trasferimento di calore può estrarre calore dal tessuto mirato consentendo all'energia

termica di essere condotta preferibilmente in alto lungo lo strato di trasferimento di calore. Il serbatoio termico può raffreddare passivamente lo strato di trasferimento di calore in modo non superiore alla temperatura ottimale. Il metodo può includere mantenere lo strato di trasferimento di calore alla temperatura ottimale. Il metodo può includere mantenere lo strato di trasferimento di calore in modo non superiore alla temperatura ottimale. Il metodo può includere predeterminare un intervallo di temperatura ottimale per lo strato di trasferimento di calore e che il serbatoio termico raffreddi lo strato di trasferimento di calore in modo tale che la temperatura dello strato di trasferimento di calore sia all'interno dell'intervallo di temperatura ottimale.

Il metodo include preferibilmente controllare la capacitance o capacità termica della punta di sonda di ablazione usando almeno un meccanismo di controllo di capacitance termica. Controllare la capacitance o la capacità termica della punta di sonda di ablazione può essere conseguito controllando la temperatura del serbatoio termico, controllando la posizione del serbatoio termico, controllando la massa del serbatoio termico, controllando le dimensioni del serbatoio termico, controllando il volume del serbatoio termico,

controllando l'area in sezione trasversale del serbatoio termico, controllando il materiale a partire dal quale è costruito il serbatoio termico, controllando la massa dello strato di trasferimento di calore, controllando le dimensioni dello strato di trasferimento di calore, controllando il volume dello strato di trasferimento di calore, controllando l'area in sezione trasversale dello strato di trasferimento di calore, controllando il materiale a partire dal quale è costruito lo strato di trasferimento di calore, controllando la potenza applicata alla punta di sonda di ablazione, controllando l'energia applicata alla punta di sonda di ablazione e/o controllando la durata del ciclo di ablazione.

Il metodo può includere raffreddare lo strato di trasferimento di calore trasferendo energia termica dallo strato di trasferimento di calore nel tessuto molle che circonda lo strato di trasferimento di calore. Il metodo può includere che lo strato di trasferimento di calore impedisca al centro di ablazione di migrare in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento. Il metodo può includere raffreddare attivamente la punta di sonda di ablazione. Il metodo può includere che la punta di sonda di ablazione riceva energia a microonde dalla sorgente di ablazione come i mezzi di ablazione, e che l'energia a microonde sia

erogata al tessuto mirato tramite la punta di sonda di ablazione. L'energia a microonde può essere a frequenze che variano da 500 MHz a 300 GHz.

La presente divulgazione descrive apparecchi, metodi/procedure e sistemi che in genere si riferiscono al campo tecnico delle sonde di ablazione medica, e in particolare si riferiscono al campo tecnico delle sonde di ablazione a microonde e delle sonde di ablazione a radiofrequenza che forniscono zone di ablazione di tessuto mirato formate e/o dimensionate insieme alla capacità di eliminare la migrazione della zona di ablazione (lo schema di bruciatura) in alto lungo lo stelo di punta di sonda attraverso un centro di ablazione stazionario, controllando al contempo simultaneamente il carico di potenza (densità di potenza) nel tessuto per massimizzare o ridurre al minimo le temperature di picco nella zona di riscaldamento attivo nel tessuto di ablazione mirato.

Una prima punta di sonda di ablazione preferita ha preferibilmente uno stelo con un'estremità di inserimento. La punta di sonda di ablazione riceve preferibilmente mezzi di ablazione da una sorgente di ablazione. La punta di sonda di ablazione è preferibilmente per ablare un tessuto mirato. La punta di sonda di ablazione include preferibilmente: lo stelo,

un'apertura anulare e un centro di ablazione. Lo stelo include preferibilmente un'antenna coassiale. L'apertura anulare è definita preferibilmente in almeno uno strato esterno dell'antenna coassiale verso l'estremità di inserimento. Il centro di ablazione è situato preferibilmente all'interno dell'antenna coassiale e circondato dall'apertura anulare. Il centro di ablazione può essere considerato una regione focale da cui i mezzi di ablazione si irradiano attraverso l'apertura anulare per formare una zona di ablazione. La zona di ablazione ha preferibilmente una densità di carico di potenza predeterminata nella zona di ablazione.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, la zona di ablazione è per ablare in modo selettivo il tessuto mirato, mitigando al contempo il danneggiamento dei tessuti collaterali immediatamente adiacenti. In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, almeno una parte del tessuto mirato è distrutta dalla zona di ablazione.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, l'apertura anulare è preferibilmente un'apertura anulare corta che crea preferibilmente una zona di riscaldamento attivo corta che circonda l'apertura anulare. La zona di

riscaldamento attivo corta crea preferibilmente un carico di potenza elevato nella zona di ablazione. La zona di riscaldamento attivo corta crea preferibilmente temperature di picco elevate nella zona di ablazione.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, l'apertura anulare è preferibilmente un'apertura anulare media che crea preferibilmente una zona di riscaldamento attivo media che circonda l'apertura anulare. La zona di riscaldamento attivo media crea preferibilmente un carico di potenza medio nella zona di ablazione. La zona di riscaldamento attivo media crea preferibilmente temperature di picco medie nella zona di ablazione.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, l'apertura anulare è preferibilmente un'apertura anulare lunga che crea preferibilmente una zona di riscaldamento attivo lunga che circonda l'apertura anulare. La zona di riscaldamento attivo lunga crea preferibilmente un carico di potenza basso nella zona di ablazione. La zona di riscaldamento attivo lunga crea preferibilmente temperature di picco basse nella zona di ablazione.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, l'antenna coassiale è preferibilmente un'antenna di campo vicino. Il centro

di ablazione è preferibilmente un centro di ablazione stazionario. L'antenna di campo vicino impedisce preferibilmente al centro di ablazione di migrare in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento.

Un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale. Lo strato di trasferimento di calore anulare può circondare l'antenna coassiale ed essere distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Lo strato di trasferimento di calore anulare impedisce preferibilmente al centro di ablazione di migrare in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, la zona di ablazione ha preferibilmente una forma predeterminata selezionata dal gruppo costituito da schiacciata ai poli, sferica e oblunga.

Un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna

coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. La zona di ablazione ha preferibilmente una forma predeterminata che è determinata da uno sfalsamento di apertura. Lo sfalsamento di apertura è preferibilmente una distanza tra il centro di ablazione e un bordo anulare dello strato di trasferimento di calore anulare. Una zona di ablazione schiacciata ai poli ha preferibilmente uno sfalsamento di apertura relativamente corto. Una zona di ablazione oblunga ha preferibilmente uno sfalsamento di apertura relativamente lungo. Una zona di ablazione sferica ha preferibilmente uno sfalsamento di apertura tra gli sfalsamenti di apertura della zona di ablazione schiacciata ai poli e la zona di ablazione oblunga.

Un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale. L'antenna coassiale include inoltre uno strato anulare di isolamento che circonda in modo anulare l'antenna coassiale. Lo strato di trasferimento di calore anulare circonda preferibilmente in modo anulare lo strato anulare di isolamento.

In un'alternativa della prima punta di sonda di

ablazione preferita, un carico di estremità di antenna è posizionato preferibilmente tra l'apertura anulare e l'estremità di inserimento. Il carico di estremità di antenna può concentrare densità di energia e aumentare il carico di potenza.

Un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Lo strato di trasferimento di calore anulare ha preferibilmente conduttività termica elevata ed è preferibilmente elettricamente conduttivo.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, l'antenna coassiale include un conduttore interno, uno strato isolante dielettrico anulare che circonda il conduttore interno e un conduttore esterno anulare che circonda lo strato isolante dielettrico anulare. L'apertura anulare espone un anello anulare dello strato isolante dielettrico anulare.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa preferibilmente parte di un kit di ablazione chirurgico

che include una sorgente di ablazione, un'impugnatura, uno stent e una prescrizione. La prescrizione include preferibilmente almeno un'impostazione o parametro selezionata/o dal gruppo costituito da: tolleranze di dosaggio di energia di ablazione, livelli di energia e durata di erogazione di energia.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione funziona preferibilmente congiuntamente a uno stent. Lo stent ha preferibilmente una guida chirurgica. La guida chirurgica è preferibilmente per guidare la punta di sonda di ablazione in modo tale che il centro di ablazione sia all'interno del tessuto.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, l'antenna coassiale è preferibilmente un'antenna di campo vicino reattivo.

Un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Preferibilmente, lo strato di trasferimento di calore anulare impedisce ai mezzi di ablazione di migrare in alto lungo lo stelo lontano

dall'estremità di inserimento. Preferibilmente, lo strato di trasferimento di calore anulare consente all'energia termica dalla zona di ablazione di condurre in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa preferibilmente parte di un sistema di sonda di ablazione che ha preferibilmente un controllo intraoperatorio di temperatura di picco selezionato dal gruppo costituito da: raffreddamento passivo, raffreddamento attivo e una combinazione di raffreddamento passivo e attivo.

Un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Lo strato di trasferimento di calore anulare è preferibilmente raffreddato trasferendo energia termica dallo strato di trasferimento di calore anulare nel tessuto molle che circonda lo strato di trasferimento di calore anulare.

In un'alternativa della prima punta di sonda di

ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa preferibilmente parte di un sistema di sonda di ablazione che ha preferibilmente un controllo intraoperatorio di un volume della zona di ablazione. In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa preferibilmente parte di un sistema di sonda di ablazione che ha preferibilmente un controllo intraoperatorio di un diametro della zona di ablazione.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione e i mezzi di ablazione consentono insieme almeno un controllo intraoperatorio selezionato dal gruppo costituito da: posizione della zona di ablazione, formatura della zona di ablazione, centraggio della zona di ablazione, temperatura di picco della zona di ablazione, volume della zona di ablazione e diametro della zona di ablazione.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione è preferibilmente una punta di sonda di ablazione di micro-ablazione.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione è preferibilmente una punta di sonda di ablazione a

microonde, e la punta di sonda di ablazione a microonde può ricevere l'energia a microonde dalla sorgente di ablazione come i mezzi di ablazione. L'energia a microonde può essere erogata al tessuto mirato tramite la punta di sonda di ablazione. La sorgente di ablazione può fornire energia a microonde a frequenze che variano da 500 MHz a 300 GHz.

In un'alternativa della prima punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione è preferibilmente una punta di sonda di ablazione a radiofrequenza.

Una seconda punta di sonda di ablazione preferita ha preferibilmente uno stelo con un'estremità di inserimento. La punta di sonda di ablazione riceve preferibilmente mezzi di ablazione da una sorgente di ablazione. La punta di sonda di ablazione è preferibilmente per ablare un tessuto mirato. La punta di sonda di ablazione include preferibilmente: lo stelo, un'apertura anulare e un centro di ablazione. Lo stelo include preferibilmente un'antenna coassiale. L'apertura anulare è definita preferibilmente in almeno uno strato esterno dell'antenna coassiale verso l'estremità di inserimento. Il centro di ablazione è situato preferibilmente all'interno dell'antenna coassiale e circondato dall'apertura anulare. Il centro

di ablazione può essere considerato una regione focale da cui i mezzi di ablazione si irradiano attraverso l'apertura anulare per formare una zona di ablazione. La zona di ablazione ha preferibilmente una temperatura di picco predeterminata nella zona di ablazione.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, la zona di ablazione è per ablare in modo selettivo il tessuto mirato, mitigando al contempo il danneggiamento dei tessuti collaterali immediatamente adiacenti. In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, almeno una parte del tessuto mirato è distrutta dalla zona di ablazione.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, l'apertura anulare è preferibilmente un'apertura anulare corta che crea preferibilmente una zona di riscaldamento attivo corta che circonda l'apertura anulare. La zona di riscaldamento attivo corta crea preferibilmente un carico di potenza elevato nella zona di ablazione. La zona di riscaldamento attivo corta crea preferibilmente temperature di picco elevate nella zona di ablazione.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, l'apertura anulare è preferibilmente un'apertura anulare media che crea

preferibilmente una zona di riscaldamento attivo media che circonda l'apertura anulare. La zona di riscaldamento attivo media crea preferibilmente un carico di potenza medio nella zona di ablazione. La zona di riscaldamento attivo media crea preferibilmente temperature di picco medie nella zona di ablazione.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, l'apertura anulare è preferibilmente un'apertura anulare lunga che crea preferibilmente una zona di riscaldamento attivo lunga che circonda l'apertura anulare. La zona di riscaldamento attivo lunga crea preferibilmente un carico di potenza basso nella zona di ablazione. La zona di riscaldamento attivo lunga crea preferibilmente temperature di picco basse nella zona di ablazione.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, l'antenna coassiale è preferibilmente un'antenna di campo vicino. Il centro di ablazione è preferibilmente un centro di ablazione stazionario. L'antenna di campo vicino impedisce preferibilmente al centro di ablazione di migrare in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento.

Un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di

trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale. Lo strato di trasferimento di calore anulare può circondare l'antenna coassiale ed essere distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Lo strato di trasferimento di calore anulare impedisce preferibilmente al centro di ablazione di migrare in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, la zona di ablazione ha preferibilmente una forma predeterminata selezionata dal gruppo costituito da schiacciata ai poli, sferica e oblunga.

Un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. La zona di ablazione ha preferibilmente una forma predeterminata che è determinata da uno sfalsamento di apertura. Lo sfalsamento di apertura è preferibilmente una distanza tra il centro di ablazione

e un bordo anulare dello strato di trasferimento di calore anulare. Una zona di ablazione schiacciata ai poli ha preferibilmente uno sfalsamento di apertura relativamente corto. Una zona di ablazione oblunga ha preferibilmente uno sfalsamento di apertura relativamente lungo. Una zona di ablazione sferica ha preferibilmente uno sfalsamento di apertura tra gli sfalsamenti di apertura della zona di ablazione schiacciata ai poli e la zona di ablazione oblunga.

Un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale. L'antenna coassiale include inoltre uno strato anulare di isolamento che circonda in modo anulare l'antenna coassiale. Lo strato di trasferimento di calore anulare circonda preferibilmente in modo anulare lo strato anulare di isolamento.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, un carico di estremità di antenna è posizionato preferibilmente tra l'apertura anulare e l'estremità di inserimento. Il carico di estremità di antenna può concentrare densità di energia e aumentare il carico di potenza.

Un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di

trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Lo strato di trasferimento di calore anulare ha preferibilmente conduttività termica elevata ed è preferibilmente elettricamente conduttivo.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, l'antenna coassiale include un conduttore interno, uno strato isolante dielettrico anulare che circonda il conduttore interno e un conduttore esterno anulare che circonda lo strato isolante dielettrico anulare. L'apertura anulare espone un anello anulare dello strato isolante dielettrico anulare.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa preferibilmente parte di un kit di ablazione chirurgico che include una sorgente di ablazione, un'impugnatura, uno stent e una prescrizione. La prescrizione include preferibilmente almeno un'impostazione o parametro selezionata/o dal gruppo costituito da: tolleranze di dosaggio di energia di ablazione, livelli di energia e durata di erogazione di energia.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di

ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione funziona preferibilmente congiuntamente a uno stent. Lo stent ha preferibilmente una guida chirurgica. La guida chirurgica è preferibilmente per guidare la punta di sonda di ablazione in modo tale che il centro di ablazione sia all'interno del tessuto.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, l'antenna coassiale è preferibilmente un'antenna di campo vicino reattivo.

Un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Preferibilmente, lo strato di trasferimento di calore anulare impedisce ai mezzi di ablazione di migrare in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento. Preferibilmente, lo strato di trasferimento di calore anulare consente all'energia termica dalla zona di ablazione di condurre in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa

preferibilmente parte di un sistema di sonda di ablazione che ha preferibilmente un controllo intraoperatorio di temperatura di picco selezionato dal gruppo costituito da: raffreddamento passivo, raffreddamento attivo e una combinazione di raffreddamento passivo e attivo.

Un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Lo strato di trasferimento di calore anulare è preferibilmente raffreddato trasferendo energia termica dallo strato di trasferimento di calore anulare nel tessuto molle che circonda lo strato di trasferimento di calore anulare.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa preferibilmente parte di un sistema di sonda di ablazione che ha preferibilmente un controllo intraoperatorio di un volume della zona di ablazione. In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa preferibilmente parte di un sistema di sonda di

ablazione che ha preferibilmente un controllo intraoperatorio di un diametro della zona di ablazione.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione e i mezzi di ablazione consentono insieme almeno un controllo intraoperatorio selezionato dal gruppo costituito da: posizione della zona di ablazione, formatura della zona di ablazione, centraggio della zona di ablazione, temperatura di picco della zona di ablazione, volume della zona di ablazione e diametro della zona di ablazione.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione è preferibilmente una punta di sonda di ablazione di micro-ablazione.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione è preferibilmente una punta di sonda di ablazione a microonde, e la punta di sonda di ablazione a microonde può ricevere l'energia a microonde dalla sorgente di ablazione come i mezzi di ablazione. L'energia a microonde può essere erogata al tessuto mirato tramite la punta di sonda di ablazione. La sorgente di ablazione può fornire energia a microonde a frequenze che variano da 500 MHz a 300 GHz.

In un'alternativa della seconda punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione è preferibilmente una punta di sonda di ablazione a radiofrequenza.

Una terza punta di sonda di ablazione preferita ha preferibilmente uno stelo con un'estremità di inserimento. La punta di sonda di ablazione riceve preferibilmente mezzi di ablazione da una sorgente di ablazione. La punta di sonda di ablazione è preferibilmente per ablare un tessuto mirato. La punta di sonda di ablazione include preferibilmente: lo stelo, un'apertura anulare e un centro di ablazione. Lo stelo include preferibilmente un'antenna coassiale. L'apertura anulare è definita preferibilmente in almeno uno strato esterno dell'antenna coassiale verso l'estremità di inserimento. Il centro di ablazione è situato preferibilmente all'interno dell'antenna coassiale e circondato dall'apertura anulare. Il centro di ablazione può essere considerato una regione focale da cui i mezzi di ablazione si irradiano attraverso l'apertura anulare per formare una zona di ablazione. La zona di ablazione ha preferibilmente un'apertura anulare e una densità di carico di potenza nella zona di ablazione, l'apertura anulare e la densità di carico di potenza essendo selezionate dal gruppo costituito da:

(a) un'apertura anulare corta e carico di potenza elevato; (b) un'apertura anulare media e carico di potenza medio; e (c) un'apertura anulare lunga e carico di potenza basso.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, la zona di ablazione è per ablare in modo selettivo il tessuto mirato, mitigando al contempo il danneggiamento dei tessuti collaterali immediatamente adiacenti. In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, almeno una parte del tessuto mirato è distrutta dalla zona di ablazione.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, la zona di ablazione ha preferibilmente una temperatura di picco nella zona di ablazione selezionata dal gruppo costituito da: (a) se l'apertura anulare è un'apertura anulare corta, la temperatura di picco nella zona di ablazione è una temperatura di picco elevata; (b) se l'apertura anulare è un'apertura anulare media, la temperatura di picco nella zona di ablazione è una temperatura di picco media; e (c) se l'apertura anulare è un'apertura anulare lunga, la temperatura di picco nella zona di ablazione è una temperatura di picco bassa.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, l'antenna coassiale è

preferibilmente un'antenna di campo vicino. Il centro di ablazione è preferibilmente un centro di ablazione stazionario. L'antenna di campo vicino impedisce preferibilmente al centro di ablazione di migrare in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento.

Un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale. Lo strato di trasferimento di calore anulare può circondare l'antenna coassiale ed essere distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Lo strato di trasferimento di calore anulare impedisce preferibilmente al centro di ablazione di migrare in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, la zona di ablazione ha preferibilmente una forma predeterminata selezionata dal gruppo costituito da schiacciata ai poli, sferica e oblunga.

Un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di

trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. La zona di ablazione ha preferibilmente una forma predeterminata che è determinata da uno sfalsamento di apertura. Lo sfalsamento di apertura è preferibilmente una distanza tra il centro di ablazione e un bordo anulare dello strato di trasferimento di calore anulare. Una zona di ablazione schiacciata ai poli ha preferibilmente uno sfalsamento di apertura relativamente corto. Una zona di ablazione oblunga ha preferibilmente uno sfalsamento di apertura relativamente lungo. Una zona di ablazione sferica ha preferibilmente uno sfalsamento di apertura tra gli sfalsamenti di apertura della zona di ablazione schiacciata ai poli e la zona di ablazione oblunga.

Un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale. L'antenna coassiale include inoltre uno strato anulare di isolamento che circonda in modo anulare l'antenna coassiale. Lo strato di trasferimento di calore anulare circonda preferibilmente in modo anulare lo strato anulare di isolamento.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, un carico di estremità di antenna è posizionato preferibilmente tra l'apertura anulare e l'estremità di inserimento. Il carico di estremità di antenna può concentrare densità di energia e aumentare il carico di potenza.

Un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Lo strato di trasferimento di calore anulare ha preferibilmente conduttività termica elevata ed è preferibilmente elettricamente conduttivo.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, l'antenna coassiale include un conduttore interno, uno strato isolante dielettrico anulare che circonda il conduttore interno e un conduttore esterno anulare che circonda lo strato isolante dielettrico anulare. L'apertura anulare espone un anello anulare dello strato isolante dielettrico anulare.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa

preferibilmente parte di un kit di ablazione chirurgico che include una sorgente di ablazione, un'impugnatura, uno stent e una prescrizione. La prescrizione include preferibilmente almeno un'impostazione o parametro selezionata/o dal gruppo costituito da: tolleranze di dosaggio di energia di ablazione, livelli di energia e durata di erogazione di energia.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione funziona preferibilmente congiuntamente a uno stent. Lo stent ha preferibilmente una guida chirurgica. La guida chirurgica è preferibilmente per guidare la punta di sonda di ablazione in modo tale che il centro di ablazione sia all'interno del tessuto.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, l'antenna coassiale è preferibilmente un'antenna di campo vicino reattivo.

Un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Preferibilmente, lo strato di trasferimento di calore anulare impedisce ai mezzi di

ablazione di migrare in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento. Preferibilmente, lo strato di trasferimento di calore anulare consente all'energia termica dalla zona di ablazione di condurre in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa preferibilmente parte di un sistema di sonda di ablazione che ha preferibilmente un controllo intraoperatorio di temperatura di picco selezionato dal gruppo costituito da: raffreddamento passivo, raffreddamento attivo e una combinazione di raffreddamento passivo e attivo.

Un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Lo strato di trasferimento di calore anulare è preferibilmente raffreddato trasferendo energia termica dallo strato di trasferimento di calore anulare nel tessuto molle che circonda lo strato di trasferimento di calore anulare.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa preferibilmente parte di un sistema di sonda di ablazione che ha preferibilmente un controllo intraoperatorio di un volume della zona di ablazione. In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa preferibilmente parte di un sistema di sonda di ablazione che ha preferibilmente un controllo intraoperatorio di un diametro della zona di ablazione.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione e i mezzi di ablazione consentono insieme almeno un controllo intraoperatorio selezionato dal gruppo costituito da: posizione della zona di ablazione, formatura della zona di ablazione, centraggio della zona di ablazione, temperatura di picco della zona di ablazione, volume della zona di ablazione e diametro della zona di ablazione.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione è preferibilmente una punta di sonda di ablazione di micro-ablazione.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione è

preferibilmente una punta di sonda di ablazione a microonde e la punta di sonda di ablazione a microonde può ricevere l'energia a microonde dalla sorgente di ablazione come i mezzi di ablazione. L'energia a microonde può essere erogata al tessuto mirato tramite la punta di sonda di ablazione. La sorgente di ablazione può fornire energia a microonde a frequenze che variano da 500 MHz a 300 GHz.

In un'alternativa della terza punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione è preferibilmente una punta di sonda di ablazione a radiofrequenza.

Una quarta punta di sonda di ablazione preferita ha preferibilmente uno stelo con un'estremità di inserimento. La punta di sonda di ablazione riceve preferibilmente mezzi di ablazione da una sorgente di ablazione. La punta di sonda di ablazione è preferibilmente per ablare un tessuto mirato. La punta di sonda di ablazione include preferibilmente: lo stelo, un'apertura anulare e un centro di ablazione. Lo stelo include preferibilmente un'antenna coassiale. L'apertura anulare è definita preferibilmente in almeno uno strato esterno dell'antenna coassiale verso l'estremità di inserimento. Il centro di ablazione è situato preferibilmente all'interno dell'antenna

coassiale e circondato dall'apertura anulare. Il centro di ablazione può essere considerato una regione focale da cui i mezzi di ablazione si irradiano attraverso l'apertura anulare per formare una zona di ablazione. La zona di ablazione ha preferibilmente un'apertura anulare e una temperatura di picco nella zona di ablazione, l'apertura anulare e la temperatura di picco essendo selezionate dal gruppo costituito da: (i) un'apertura anulare corta e temperatura di picco elevata; (ii) un'apertura anulare media e temperatura di picco media; e (iii) un'apertura anulare lunga e temperatura di picco bassa.

In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, la zona di ablazione è per ablare in modo selettivo il tessuto mirato, mitigando al contempo il danneggiamento dei tessuti collaterali immediatamente adiacenti. In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, almeno una parte del tessuto mirato è distrutta dalla zona di ablazione.

In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, l'antenna coassiale è preferibilmente un'antenna di campo vicino. Il centro di ablazione è preferibilmente un centro di ablazione stazionario. L'antenna di campo vicino impedisce

preferibilmente al centro di ablazione di migrare in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento.

Un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale. Lo strato di trasferimento di calore anulare può circondare l'antenna coassiale ed essere distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Lo strato di trasferimento di calore anulare impedisce preferibilmente al centro di ablazione di migrare in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento.

In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, la zona di ablazione ha preferibilmente una forma predeterminata selezionata dal gruppo costituito da schiacciata ai poli, sferica e oblunga.

Un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato

di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. La zona di ablazione ha preferibilmente una forma predeterminata che è determinata da uno sfalsamento di apertura. Lo sfalsamento di apertura è preferibilmente una distanza tra il centro di ablazione e un bordo anulare dello strato di trasferimento di calore anulare. Una zona di ablazione schiacciata ai poli ha preferibilmente uno sfalsamento di apertura relativamente corto. Una zona di ablazione oblunga ha preferibilmente uno sfalsamento di apertura relativamente lungo. Una zona di ablazione sferica ha preferibilmente uno sfalsamento di apertura tra gli sfalsamenti di apertura della zona di ablazione schiacciata ai poli e la zona di ablazione oblunga.

Un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale. L'antenna coassiale include inoltre uno strato anulare di isolamento che circonda in modo anulare l'antenna coassiale. Lo strato di trasferimento di calore anulare circonda preferibilmente in modo anulare lo strato anulare di isolamento.

In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, un carico di estremità di antenna è posizionato preferibilmente tra l'apertura anulare e

l'estremità di inserimento. Il carico di estremità di antenna può concentrare densità di energia e aumentare il carico di potenza.

Un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Lo strato di trasferimento di calore anulare ha preferibilmente conduttività termica elevata ed è preferibilmente elettricamente conduttivo.

In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, l'antenna coassiale include un conduttore interno, uno strato isolante dielettrico anulare che circonda il conduttore interno e un conduttore esterno anulare che circonda lo strato isolante dielettrico anulare. L'apertura anulare espone un anello anulare dello strato isolante dielettrico anulare.

In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa preferibilmente parte di un kit di ablazione chirurgico che include una sorgente di ablazione, un'impugnatura, uno stent e una prescrizione. La prescrizione include

preferibilmente almeno un'impostazione o parametro selezionata/o dal gruppo costituito da: tolleranze di dosaggio di energia di ablazione, livelli di energia e durata di erogazione di energia.

In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione funziona preferibilmente congiuntamente a uno stent. Lo stent ha preferibilmente una guida chirurgica. La guida chirurgica è preferibilmente per guidare la punta di sonda di ablazione in modo tale che il centro di ablazione sia all'interno del tessuto.

In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, l'antenna coassiale è preferibilmente un'antenna di campo vicino reattivo.

Un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Preferibilmente, lo strato di trasferimento di calore anulare impedisce ai mezzi di ablazione di migrare in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento. Preferibilmente, lo strato di trasferimento di calore anulare consente

altresì all'energia termica dalla zona di ablazione di condurre in alto lungo lo stelo lontano dall'estremità di inserimento.

In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa preferibilmente parte di un sistema di sonda di ablazione che ha preferibilmente un controllo intraoperatorio di temperatura di picco selezionato dal gruppo costituito da: raffreddamento passivo, raffreddamento attivo e una combinazione di raffreddamento passivo e attivo.

Un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita include inoltre uno strato di trasferimento di calore anulare che circonda l'antenna coassiale e distanziato dall'estremità di inserimento in modo tale che l'apertura anulare sia tra lo strato di trasferimento di calore anulare e l'estremità di inserimento. Lo strato di trasferimento di calore anulare è preferibilmente raffreddato trasferendo energia termica dallo strato di trasferimento di calore anulare nel tessuto molle che circonda lo strato di trasferimento di calore anulare.

In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa preferibilmente parte di un sistema di sonda di

ablazione che ha preferibilmente un controllo intraoperatorio di un volume della zona di ablazione. In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione fa preferibilmente parte di un sistema di sonda di ablazione che ha preferibilmente un controllo intraoperatorio di un diametro della zona di ablazione.

In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione e i mezzi di ablazione consentono insieme almeno un controllo intraoperatorio selezionato dal gruppo costituito da: posizione della zona di ablazione, formatura della zona di ablazione, centraggio della zona di ablazione, temperatura di picco della zona di ablazione, volume della zona di ablazione e diametro della zona di ablazione.

In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione è preferibilmente una punta di sonda di ablazione di micro-ablazione.

In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione è preferibilmente una punta di sonda di ablazione a microonde e la punta di sonda di ablazione a microonde può ricevere l'energia a microonde dalla sorgente di

ablazione come i mezzi di ablazione. L'energia a microonde può essere erogata al tessuto mirato tramite la punta di sonda di ablazione. La sorgente di ablazione può fornire energia a microonde a frequenze che variano da 500 MHz a 300 GHz.

In un'alternativa della quarta punta di sonda di ablazione preferita, la punta di sonda di ablazione è preferibilmente una punta di sonda di ablazione a radiofrequenza.

Scopi, caratteristiche, combinazioni e vantaggi descritti e suggeriti nella presente saranno compresi più facilmente considerando la seguente descrizione dettagliata dell'invenzione, considerata congiuntamente agli uniti disegni. L'argomento descritto nella presente è altresì particolarmente evidenziato e rivendicato in modo distinto nella porzione conclusiva di questa descrizione.

DESCRIZIONE DEI DISEGNI

Gli uniti disegni illustrano vari sistemi di sonda di ablazione esemplificativi, componenti di vari sistemi di sonda di ablazione esemplificativi e/o forniscono insegnamenti per cui i vari sistemi di sonda di ablazione esemplificativi sono compresi più facilmente.

La figura 1A è un diagramma a blocchi semplificato di un sistema di sonda di ablazione, uno stent

chirurgico fisico personalizzato e un sito di ablazione di tessuto molle.

La figura 1B è una visualizzazione semplificata che mostra marcature di angolo di guida chirurgica virtuali, una marcatura di arresto virtuale e marcature bersaglio virtuali che guidano una rappresentazione di un'impugnatura e punta di sonda di ablazione a sensori.

La figura 2 è una vista in sezione trasversale semplificata di un sito di ablazione di tessuto molle esemplificativo all'interno di una cavità orale, la punta di sonda di ablazione posizionata dallo stent in modo tale che il centro di ablazione sia all'interno del tessuto molle.

La figura 3 è una vista in sezione trasversale semplificata di un sito di ablazione di tessuto molle esemplificativo all'interno di una cavità orale, la punta di sonda di ablazione posizionata dallo stent in modo tale che il centro di ablazione sia all'interno del tessuto molle, le frecce di irraggiamento rappresentando una zona di ablazione esemplificativa.

La figura 4 è una vista in sezione trasversale del tessuto avente un "centro" con frecce di irraggiamento che rappresentano una zona di ablazione esemplificativa e il contorno ovale rappresentando limiti esterni predeterminati della zona di ablazione.

La figura 5 è un'immagine in sezione trasversale di tomografia computerizzata (CT) di una vista assiale di un germe dentario che mostra la zona di ablazione prescritta, desiderata o predeterminata.

La figura 6 è un'immagine in sezione trasversale di CT di una vista coronale di un germe dentario che mostra la zona di ablazione prescritta, desiderata o predeterminata.

La figura 7 è un'immagine in sezione trasversale di CT di una vista sagittale di un germe dentario che mostra la zona di ablazione prescritta, desiderata o predeterminata.

La figura 8 è una vista in sezione trasversale di una sonda di ablazione.

La figura 9 è una vista in sezione trasversale di una sonda di ablazione e di tre differenti forme di zona di ablazione predeterminate.

La figura 10 è una vista in sezione trasversale di una sonda di ablazione e di un flusso di energia esemplificativo.

La figura 11 è una vista in sezione trasversale di una sonda di ablazione e di una zona di ablazione schiacciata ai poli.

La figura 12 è una vista in sezione trasversale di una sonda di ablazione e di una zona di ablazione

sferica.

La figura 13 è una vista in sezione trasversale di una sonda di ablazione e di una zona di ablazione oblunga.

La figura 14A è una rappresentazione grafica di una sonda di ablazione e di uno schema di riscaldamento schiacciato ai poli (rapporto di aspetto $> 1,0$) che risulta in una zona di ablazione di tessuto molle schiacciata ai poli.

La figura 14B è una rappresentazione grafica di una sonda di ablazione e di uno schema di riscaldamento sferico (rapporto di aspetto $= 1,0$) che risulta in una zona di ablazione di tessuto molle sferica.

La figura 14C è una rappresentazione grafica di una sonda di ablazione e di uno schema di riscaldamento oblungo (rapporto di aspetto $< 1,0$) che risulta in una zona di ablazione di tessuto molle oblunga.

La figura 15A è una rappresentazione fotografica di una sonda di ablazione e di uno schema di riscaldamento schiacciato ai poli (rapporto di aspetto $> 1,0$) che risulta in una zona di ablazione di tessuto molle schiacciata ai poli.

La figura 15B è una rappresentazione fotografica di una sonda di ablazione e di uno schema di riscaldamento sferico (rapporto di aspetto $= 1,0$) che

risulta in una zona di ablazione di tessuto molle sferica.

La figura 15C è una rappresentazione fotografica di una sonda di ablazione e di uno schema di riscaldamento oblungo (rapporto di aspetto $< 1,0$) che risulta in una zona di ablazione di tessuto molle oblunga.

La figura 16A è una rappresentazione fotografica che mostra l'impatto avverso dell'uso dell'ablazione medica convenzionale a 2,45 GHz che risulta in una zona di ablazione di tessuto molle oblunga.

La figura 16B è una rappresentazione fotografica di che mostra una zona di ablazione prodotta a una frequenza superiore (8 GHz) che risulta in una zona di ablazione di tessuto molle a forma di goccia.

La figura 16C è una rappresentazione fotografica di che mostra una zona di ablazione sferica generata usando la sonda di ablazione di germe dentario descritta nella presente.

La figura 17 mostra i risultati di un esperimento di sonda esemplificativo correlato alla rotondità a sessanta gradi Celsius (60 °C).

La figura 18 mostra gli effetti di potenza e tempo sull'area di zona di ablazione in sezione trasversale in una modellazione esemplificativa che descrive il

volume di ablazione.

La figura 19 è una vista semplificata che mostra una sonda di ablazione che mantiene un centro di ablazione stazionario con nessuna migrazione asimmetrica della zona di ablazione in alto lungo lo stelo di punta di sonda.

La figura 20A è una rappresentazione fotografica di una sonda di ablazione con il centro di ablazione di tessuto molle che genera temperature superiori a cento gradi Celsius ($100\text{ }^{\circ}\text{C}$), il vapore generato come un risultato mostrato come gli anelli interni ondulati vicini alla sonda.

La figura 20B è una rappresentazione fotografica di una sonda di ablazione con il centro di ablazione di tessuto molle che genera temperature che rimangono al di sotto di cento gradi Celsius ($100\text{ }^{\circ}\text{C}$), gli anelli essendo più regolari poiché non è presente alcun vapore.

La figura 21 è una rappresentazione fotografica che mostra una zona di sotto-ablazione, una zona di ablazione corretta e una zona di sopra-ablazione.

La figura 22 mostra i risultati di un esperimento di sonda esemplificativo che correla il diametro di zona di ablazione (in millimetri) alla durata di ablazione (in secondi).

La figura 23A è una rappresentazione grafica di una

sonda di ablazione con un'apertura anulare corta (che delimita una regione focale piccola) e una zona di riscaldamento attivo corta che crea un carico di potenza elevato nella zona di ablazione.

La figura 23B è una rappresentazione grafica di una sonda di ablazione con un'apertura anulare media (che delimita una regione focale media) e una zona di riscaldamento attivo media che crea un carico di potenza medio nella zona di ablazione.

La figura 23C è una rappresentazione grafica di una sonda di ablazione con un'apertura anulare lunga (che delimita una regione focale grande) e una zona di riscaldamento attivo lunga che crea un carico di potenza basso nella zona di ablazione.

La figura 24A è una rappresentazione fotografica di una sonda di ablazione con una regione focale piccola che crea un carico di potenza elevato nella zona di ablazione.

La figura 24B è una rappresentazione fotografica di una sonda di ablazione con una regione focale media che crea un carico di potenza medio nella zona di ablazione.

La figura 24C è una rappresentazione fotografica di una sonda di ablazione con una regione focale grande che crea un carico di potenza basso nella zona di

ablazione.

La figura 25 è una vista in sezione trasversale di una punta di sonda di ablazione con un raffreddamento attivo esemplificativo.

La figura 26A è una vista laterale prospettica di una punta di sonda di ablazione con un serbatoio termico fluido.

La figura 26B è una vista laterale di una punta di sonda di ablazione con un serbatoio termico solido.

La figura 26C è una vista laterale di una punta di sonda di ablazione con un'impugnatura integrata di serbatoio termico solido.

La figura 26D è una vista in sezione trasversale di una punta di sonda di ablazione con un serbatoio termico solido presa lungo il serbatoio termico.

La figura 27 è una vista in sezione trasversale della sonda di ablazione della figura 26B durante una prova sperimentale (prova).

La figura 28A è un grafico che mostra l' "effetto shunt" dello strato di trasferimento di calore e, più in particolare, la relazione tra la temperatura e la durata di energia di ablazione per tre punte di sonda di ablazione differenti.

La figura 28B è un grafico che mostra il controllo della temperatura di sonda di ablazione e, più in

particolare, che la relazione della temperatura nel tempo non supera trentasette gradi Celsius (37 °C) per tre punte di sonda di ablazione differenti in cui il serbatoio termico è raffreddato.

Le figure 29A-29C sono un grafico continuo che mostra l' "effetto shunt" dello strato di trasferimento di calore in maggiore dettaglio.

La figura 30A è una rappresentazione fotografica che mostra il confronto dei risultati di un'ablazione che usa uno strato di trasferimento di calore (shunt di raffreddamento) che ha superato sessanta gradi Celsius (60 °C).

La figura 30B è una rappresentazione fotografica che mostra il confronto dei risultati di un'ablazione che usa uno strato di trasferimento di calore (shunt di raffreddamento) che non ha superato sessanta gradi Celsius (60 °C).

Le figure dei disegni non sono necessariamente in scala. Determinate caratteristiche o componenti nella presente possono essere mostrati in una forma leggermente schematica e alcuni dettagli di elementi convenzionali possono non essere mostrati o descritti nell'interesse di chiarezza e concisione. Ad esempio, anche se è mostrato un germe dentario, può essere considerato un qualsiasi tessuto molle. Le figure dei

disegni sono con la presente incorporati in questa descrizione e ne costituiscono una parte.

DESCRIZIONE DETTAGLIATA

La presente divulgazione descrive apparecchi, metodi/procedure e sistemi che in genere si riferiscono al campo tecnico delle sonde di ablazione medica. Alcuni degli apparecchi, metodi/procedure e sistemi preferiti descritti nella presente si riferiscono in particolare al campo tecnico delle sonde di ablazione a microonde (MWA) e ablazione a radiofrequenza (RFA) che forniscono zone controllate di ablazione di tessuto molle. Sebbene gli apparecchi, i metodi/le procedure e i sistemi possano essere applicati a un qualsiasi tipo di tessuto mirato, i germi dentari verranno usati come un tessuto mirato esemplificativo in tutto questo documento.

Il sistema di sonda di ablazione (che può essere o può essere indicato come "tecnologia di ablazione di germe dentario" o "tecnologia di micro-ablazione") descritto nella presente consente all'operatore di controllare in modo preciso almeno uno o più parametri intraoperatori per fornire esiti clinici prevedibili. Controlli intraoperatori specifici includono:

I. Controllo di posizionamento guidato da imaging a scansione volumetrica (che può essere indicato come "controllo di posizionamento di zona di ablazione" o

"controllo di posizionamento");

II. Controllo di formatura di zona di ablazione (che può essere indicato come "formatura di zona di ablazione" o "controllo di ablazione di forma");

III. Controllo di centro di ablazione (che può essere indicato come "controllo di ablazione diretto da centraggio");

IV. Controllo di temperatura di zona di ablazione (che può essere indicato come "controllo di temperatura di ablazione massima di stelo di sonda" che include "controllo di temperatura passivo" e "controllo di temperatura attivo");

V. Controllo guidato di volume/diametro di ablazione (che può essere indicato come "controllo di volume/diametro di zona di ablazione"); e

VI. Controllo di carico di potenza (che può essere indicato come "controllo di densità di potenza").

Il controllo di varie combinazioni di questi controlli e dei loro rispettivi parametri risulta in un'ablazione altamente selettiva dei tessuti mirati, mitigando al contempo il danneggiamento dei tessuti collaterali immediatamente adiacenti. Tale controllo limita il danneggiamento all'esterno del tessuto mirato in una zona di ablazione formata con una dimensione che è prescritta per il trattamento. In aggiunta,

controllare le varie combinazioni di questi controlli riduce o elimina sostanzialmente il danneggiamento del tessuto lungo lo stelo della punta di sonda di ablazione 100 che le sonde di ablazione convenzionali non sono in grado di limitare. Questa abilità nel controllare la dimensione e la forma della zona di ablazione prescritta (mantenendo al contempo la posizione in corrispondenza della quale il centro di ablazione è stazionario quando si abla il tessuto) elimina sostanzialmente un danneggiamento indesiderato del tessuto lungo lo stelo di sonda è unica.

Il sistema di sonda di ablazione, come descritto nella presente, può essere implementato come kit di ablazione chirurgici (che possono essere indicati come "kit chirurgici" o "kit di micro-ablazione") che contengono preferibilmente una punta di sonda di ablazione specifica per il paziente (che può o può non essere monouso) e una guida chirurgica ad alta precisione specifica per il paziente (che può essere una guida monouso fisica come mostrato nella figura 1A o una guida virtuale come mostrato nella figura 1B) usata per posizionare la sonda durante l'ablazione. La guida chirurgica ad alta precisione (che sia fisica o virtuale) è preferibilmente idonea per dirigere il centro di ablazione della punta di sonda di ablazione

all'interno (e preferibilmente al centro) del tessuto mirato. I kit chirurgici possono anche includere una "prescrizione" che indica le tolleranze di dosaggio di energia di ablazione e le impostazioni (ad esempio il livello di energia e la durata di erogazione di energia) che dovrebbero risultare nell'ablazione del volume mirato o predeterminato o prescritto di tessuto molle. I kit di ablazione possono includere e/o essere usati con una sorgente di ablazione (ad esempio un generatore di ablazione "intelligente") e un'impugnatura.

Gli apparecchi, i metodi/le procedure e i sistemi descritti nella presente producono zone di riscaldamento (zone di ablazione) che risultano in un volume predeterminato di ipertermia tissutale in una posizione predeterminata. Questa ipertermia focale induce una zona selettiva di morte cellulare dovuta a necrosi termocoagulativa localizzata che porta a un'agenesia dentaria quando un volume sufficiente di tessuto di germe dentario è stato distrutto (vale a dire, non soltanto l'uccisione delle cellule, ma la distruzione del tessuto mirato o prescritto in una modalità predeterminata). L'ablazione, pertanto, rimuove o distrugge il tessuto mirato predeterminato danneggiando al contempo in modo minimo il tessuto o la struttura circostante rispetto a tecniche chirurgiche convenzionali più invasive. Una

volta che il tessuto mirato è stato distrutto, i normali meccanismi di guarigione del corpo rimuoveranno quindi il tessuto distrutto.

Le sperimentazioni su animali vivi dell'ablazione di germe dentario che usano gli apparecchi, i metodi/le procedure e i sistemi descritti nella presente, hanno erogato energia a microonde nel tessuto molle a frequenze che variano da 500 MHz fino a 300 GHz. I risultati di prova in molteplici sperimentazioni verificate su animali vivi hanno mostrato un successo del 100% di ablazione di zone di ablazione di tessuto mirato e hanno indotto clinicamente una completa agenesia dentaria molare con danneggiamento limitato dei tessuti non mirati adiacenti quando è stato erogato il dosaggio termico prescritto o predeterminato. Inoltre, vi è una guarigione eccellente di tutto il tessuto morto rimosso, un riempimento completo dell'osso e nessun segno di eventuale formazione di denti dal germe dentario mirato entro 4-6 settimane dopo il trattamento. I risultati di prova mostrano che usare il sistema di sonda di ablazione consentirà ai dentisti di erogare trattamenti di ablazione di germe dentario da venti a quaranta (20-40) secondi di micro-ablazione in una modalità altamente controllata quando viene impiegato almeno uno dei controlli intraoperatori del sistema di

sonda di ablazione.

Si ritiene che la tecnologia di ablazione descritta nella presente sia unica perché è il solo processo di ablazione medica noto con la capacità di controllare simultaneamente posizionamento, forma, centraggio, temperatura di picco, carico di potenza e volume e/o diametro del tessuto di ablazione mirato. Si ritiene altresì che questa tecnologia di ablazione sia unica poiché può controllare simultaneamente la temperatura di picco o massima lungo lo stelo della sonda per eliminare un danneggiamento indesiderato del tessuto lungo lo stelo di sonda.

Vi sono numerosi vantaggi possibili dei sistemi di sonda di ablazione preferiti 50 descritti nella presente. Alcuni vantaggi preferiti possibili includono, ma non sono limitati a, i seguenti vantaggi:

- Per via dei meccanismi di trasferimento di calore, i sistemi di sonda di ablazione preferiti 50 possono produrre tempi di ablazione da venti a quaranta (20-40) secondi senza surriscaldare il tessuto (e in tal modo evitando la bruciatura del tessuto) con la possibilità che tempi di ablazione più lunghi possano essere usati quando sono impiegate densità di potenza inferiori (carico di potenza) o quando sono prescritti volumi di ablazione maggiori.

- Il dosaggio di energia erogato dai sistemi di sonda di ablazione preferiti 50 può essere monitorato e controllato per la ripetibilità su un ampio intervallo di condizioni cliniche e abilità dell'operatore.

- I sistemi di sonda di ablazione preferiti 50 hanno punte di sonda di ablazione 100 (che possono essere indicate come punte di sonda 100, punte di sonda di micro-ablazione 100 e punte di sonda di ablazione di micro-ablazione 100) con steli aventi un diametro di 3,8 mm (il diametro di un ago calibro 7) fino a 1,0 mm o inferiore (il diametro di un ago calibro 20) per applicazioni che richiedono tali dimensioni ridotte. Tuttavia, sonde di diametro maggiore con una maggiore area in sezione trasversale nello strato di trasferimento di calore 130 possono essere usate per erogare livelli elevati di energia o in procedure di durata più lunga.

- Poiché il centro di ablazione della sonda di ablazione 124 (regione focale 124) è stazionario (il centro di ablazione 124 non migra durante il trattamento), predeterminare i margini esterni della zona di ablazione 150, 160, 170 affinché comprendano solamente i tessuti mirati (ad esempio, almeno una parte di un germe dentario 92 o un qualsiasi altro tessuto molle mirato) diventa significativamente più

prevedibile, riducendo al contempo il rischio di ablare il tessuto circostante.

- Il centro di ablazione 124 (regione focale 124) è predeterminato e, poiché è stazionario, la sua posizione rimane nota e fissa durante l'intero ciclo di ablazione. La posizione della zona di riscaldamento attivo 125 che circonda la regione focale 124 (e le temperature di picco del tessuto della zona di riscaldamento attivo 125) sono, pertanto, significativamente più prevedibili. Quando funziona con un'immissione di potenza nota, la prevedibilità della zona di riscaldamento attivo 125 riduce almeno (ed elimina possibilmente) la "bruciatura" del tessuto in una massa indefinita e nera, il che, a sua volta, riduce (ed elimina possibilmente) il rischio di una guarigione postoperatoria avversa (come la formazione di cicatrici).

- Poiché la temperatura massima o di picco lungo lo stelo può essere predeterminata per una qualsiasi data procedura di ablazione, la punta di sonda di ablazione 100 ha la capacità di erogare il dosaggio di energia di ablazione prescritto o predeterminato senza danneggiare i tessuti non mirati lungo lo stelo. Questo significa che l'operatore non deve preoccuparsi di evitare problemi di scottatura, bruciatura o

danneggiamento di tessuti critici (ad esempio tessuti epidermici o mucosali) lungo lo stelo in corrispondenza del sito di inserimento della sonda o che entrano a contatto con la sonda lungo il percorso di inserimento della sonda. Se tali tessuti non mirati venissero scottati o bruciati, questi tessuti non mirati diventerebbero quindi avascolari e risulterebbero in tassi di infezione aumentati per via dei batteri presenti sulla superficie dei tessuti epidermici e mucosali che rivestono la bocca, il tratto gastrointestinale o le vie respiratorie che sono critici per mantenere i batteri fuori dal corpo. In aggiunta, il tessuto epidermico così come quello mucosale hanno numerosi recettori del dolore che - se ablati inutilmente - risultano in un dolore postoperatorio aumentato che può essere evitato usando le sonde di ablazione descritte nella presente.

Prima di descrivere gli apparecchi, i metodi/le procedure e i sistemi di ablazione e le figure, deve essere chiarita una parte della terminologia. Si noti che i termini e le espressioni possono avere definizioni e/o esempi aggiuntivi per tutta la descrizione. Laddove non è definito diversamente in modo specifico, a termini, espressioni e acronimi è fornito il significato ordinario nella tecnica. I seguenti paragrafi forniscono

parametri di base per interpretare termini ed espressioni usati nella presente.

- Il termine "tessuto" è inteso descrivere uno qualsiasi dei tipi distinti di materiale da cui sono composti animali o persone, consistente in cellule specializzate e i loro prodotti. Il tessuto può essere un tessuto molle come il tessuto epidermico (cute), il tessuto mucosale (che riveste il naso e la bocca e l'intero tratto gastrointestinale e il tratto respiratorio), i vasi sanguigni, gli organi (ad esempio, il fegato, lo stomaco, la milza, il pancreas e il cervello), o relative parti. Il tessuto può altresì essere un tessuto duro (ad esempio, l'osso, i denti o relative parti) che ha in sé cellule vive che sono sensibili al calore. L'espressione "tessuto mirato" (che può essere indicato come "tessuto bersaglio") è intesa descrivere il tessuto che si desidera, è predeterminato o prescritto ablare. Un tessuto mirato esemplificativo potrebbe essere un germe dentario, un tumore o una parte di un osso con tessuto canceroso all'interno della matrice dell'osso. Mentre gli esempi nella presente si focalizzano sui germi dentari come il tessuto mirato, resta inteso che altri tipi di tessuti potrebbero essere tessuti mirati. L'espressione "tessuto circostante" è intesa descrivere il tessuto che circonda il tessuto

mirato che non dovrebbe essere ablato.

- Il termine "centro" (usato nelle espressioni "centro del germe dentario" o "centro del tessuto") è inteso descrivere una posizione all'interno del tessuto mirato (ad esempio un germe dentario o un tumore). Il centro non è necessariamente il "centro" assoluto del tessuto. Un "centro calcolato" del tessuto da ablare può essere calcolato mediante metodi che includono, ma non sono limitati a, quelli che usano volume, posizione tridimensionale e/o altri metodi noti o ancora da scoprire. Un "centro predeterminato" (o "posizione predeterminata") può essere il "centro calcolato" del tessuto da ablare o può essere solo una posizione nota all'interno del tessuto da ablare. Salvo specificamente indicato altrimenti, dove è discusso il "centro", può essere usato un centro calcolato e/o predeterminato all'interno del tessuto.

- L'espressione "zona di ablazione" (che può essere indicata come "zona di ablazione di tessuto molle", "zona controllata di ablazione di tessuto molle", "zona di ablazione", "zona di riscaldamento" e "zona di controllo di temperatura") è intesa descrivere l'area nella quale verrà creata o è stata creata l'ablazione. Idealmente, la zona di ablazione è sostanzialmente coestensiva con il tessuto mirato. Il tessuto mirato può

altresì essere pensato come la zona di ablazione bersaglio. La zona di ablazione ha un'area o un volume tridimensionale anche se fotografie e disegni nella presente possono farli sembrare un'immagine bidimensionale.

- Il termine "micro-ablazione" è inteso descrivere ablazioni che hanno un diametro inferiore a 25,0 mm per l'uso su strutture anatomiche minori, come un germe dentario, sebbene possano essere maggiori e usate su tumori che superano i 5,0 cm di diametro. Per le micro-ablazioni, la punta di sonda 100 sarebbe una punta di sonda di micro-ablazione. Salvo specificato diversamente, l'espressione "punta di sonda" includerà le punte di sonda di micro-ablazione o punte che sono previste per ablazioni maggiori.

- L'espressione "mezzi di ablazione" (come nei mezzi di ablazione 62) è intesa descrivere il meccanismo (ad esempio l'energia) mediante il quale l'ablazione o la micro-ablazione viene eseguita. Mezzi di ablazione preferiti possono essere energia come microonde (MW) e/o radiofrequenza (RF) e, in particolare, energia di ablazione a microonde nell'intervallo da 500 MHz a 300 GHz (ampio spettro) e energia di ablazione a radiofrequenza nell'intervallo da 100 MHz a 500 MHz. Le frequenze al di sopra e al di sotto di questi livelli

possono essere appropriate per usi particolari. I mezzi di ablazione 62 sono forniti da una sorgente di ablazione 60.

- L'espressione "sorgente di ablazione" (come nella sorgente di ablazione 60) è intesa descrivere il meccanismo mediante il quale sono prodotti i mezzi di ablazione. La sorgente di ablazione 60 può essere una sorgente di ablazione appositamente costruita come un generatore di ablazione "intelligente". La sorgente di ablazione può essere un generatore e/o un amplificatore (indicati congiuntamente come un generatore). Se i mezzi di ablazione 62 sono mezzi di ablazione a microonde, la sorgente di ablazione 60 può essere un generatore di microonde. Se i mezzi di ablazione 62 sono mezzi di ablazione a radiofrequenza, la sorgente di ablazione 60 può essere un generatore di radiofrequenza. Se la sorgente di ablazione 60 è un generatore "intelligente" può essere caricata con i parametri di procedura (ad esempio tempo, temperatura, tasso di energia erogata, frequenza e altri parametri) che può quindi erogare i mezzi di ablazione in base a tali parametri al tessuto mirato. Un generatore intelligente può avere una verifica di errori e misure di sicurezza. Ad esempio, un generatore intelligente può monitorare punte di sonda mediocri 100 misurando potenza/energia diretta e

potenza/energia riflessa per misurare la potenza/energia totale (energia/tempo) che viene erogata nella zona di ablazione. Se il generatore intelligente non può raggiungere il livello di energia prescritto e/o non può mantenere il livello di energia prescritto, la procedura viene quindi interrotta e viene generato un messaggio di errore anziché erogare un dosaggio di energia che è diverso dalla quantità prescritta o predeterminata.

- Le espressioni "centro di ablazione" e "regione focale" sono intese descrivere la porzione del conduttore interno 112 che è delimitata dall'apertura anulare 120 da cui si irradiano i mezzi di ablazione 62. Una zona di riscaldamento attivo 125 circonda la regione focale 124. Circondante la zona di riscaldamento attivo 125 è una zona di ablazione 150, 160, 170. Come mostrato nelle figure 23A-23C, ad esempio, l'area della zona di ablazione 160a, 160b, 160c (che sono variazioni della zona di ablazione sferica 160) oltre la zona di riscaldamento attivo 125 è una zona di riscaldamento termico 126 (creata dalla conduttività termica).

- Le espressioni "zona di riscaldamento attivo", "zona di riscaldamento attivo di tessuto", "zona tissutale di riscaldamento attivo", "zona attiva di riscaldamento" e relative variazioni sono intese

descrivere il tessuto mirato all'interno della zona di ablazione 150, 160, 170 in cui i mezzi 62 entrano inizialmente. Come mostrato nelle figure 23A-23C, ad esempio, la zona di riscaldamento attivo 125 è almeno sostanzialmente adiacente in modo anulare all'apertura anulare 120 della punta di sonda 100. La zona di riscaldamento attivo 125 è dove l'energia radiativa è convertita da energia radiativa in energia termica. Il tessuto all'interno della zona di ablazione 150, 160, 170 che è situata all'esterno della zona di riscaldamento attivo 125 (vale a dire, all'interno della zona di riscaldamento termico 126) va ancora incontro a morte cellulare, ma la morte cellulare all'interno della zona di riscaldamento termico 126 è indotta dal calore che conduce verso l'esterno dalla zona di riscaldamento attivo 125.

- Le espressioni "carico di potenza", "densità di potenza", "densità di carico di potenza" e "densità di potenza volumetrica" descrivono la quantità di energia (ad esempio, energia a microonde o a radiofrequenza) in funzione del tempo (la potenza essendo un'unità di energia che viene erogata per unità di tempo) che viene erogata nella zona di riscaldamento attivo 125. Ad esempio, un'antenna a dipolo (un'antenna di carico di potenza più lunga e più bassa) con nessun carico di

estremità e un accoppiamento capacitivo inferiore sarà in genere da due a quattro volte più lunga dell'antenna a carico di estremità di carico di potenza più corta e più alta mostrata (ad esempio, una punta di sonda di ablazione 100 avente un carico di estremità 122). In questo esempio, l'energia a microonde si diffonde sull'antenna più lunga in una modalità predefinita prima di irraggiarsi verso l'esterno nella zona di riscaldamento attivo 125. La diffusione dell'energia nell'antenna più lunga risulta in una densità di carico di potenza nella zona di riscaldamento attivo 125 che è da due a quattro volte inferiore quando confrontata con il carico di potenza superiore nell'antenna più corta che eroga la stessa quantità di energia per unità di tempo.

- Il termine "profilo" (come usato nelle espressioni "profilo di zona di ablazione", "profilo di sonda", "profilo di ablazione", "profilo di ablazione di sonda" e "margini di zona di ablazione" o "margini di tessuto di zona di ablazione" è inteso descrivere gli attributi e le variabili noti della zona di ablazione associata a un particolare sistema di sonda di ablazione 50 e/o le zone di ablazione 150, 160, 170 che produce nel tessuto molle. Questi attributi e variabili includono, ma non sono limitati a, la forma (ad esempio

schacciata ai poli, sferica, oblunga) della zona di ablazione che il sistema di sonda di ablazione 50 produce, la dimensione (ad esempio le dimensioni e il volume) della zona di ablazione che il sistema di sonda di ablazione 50 produce, la posizione della zona di ablazione lungo la lunghezza della punta di sonda 100, la temperatura della zona di ablazione che il sistema di sonda di ablazione 50 produce e il tempo (durata) che il sistema di sonda di ablazione 50 impiega per produrre la zona di ablazione. Gli attributi e le variabili possono essere interconnessi tra loro. Ad esempio, la dimensione della zona di ablazione che il sistema di sonda di ablazione 50 produce può essere direttamente correlata a quanti mezzi di ablazione 62 (ad esempio energia a microonde) vengono usati e a quanto tempo i mezzi di ablazione 62 vengono usati. Usare un sistema di sonda di ablazione 50 avente il profilo appropriato con l'immissione appropriata per la durata appropriata produrrà le zone di ablazione desiderate 150, 160, 170.

- L'espressione "tasso di trasferimento termico" (così come espressioni come "tasso di trasferimento di calore", "conduttanza termica", "tasso di conduttività termica", "tasso conduttivo termico" e "tasso di conduzione termica") è intesa descrivere il tasso (o quantità di calore/tempo) a cui un materiale può

trasferire calore come conseguenza della sua dimensione, area in sezione trasversale, capacitanza termica e altre proprietà del materiale stesso.

- L'espressione "capacitanza termica" (così come l'espressione "volume termico") è intesa descrivere il volume di energia termica totale che un materiale può mantenere.

- L'espressione "scansione volumetrica" (così come l'espressione "scansionamento volumetrico" e altre varianti usate nella presente) è intesa includere qualsiasi tecnologia di scansione volumetrica nota o ancora da scoprire che genera almeno in modo relativamente sicuro e accurato le immagini multidimensionali necessarie che possono essere usate in procedure mediche. L'imaging a scansione volumetrica esemplificativo include, ma non è limitato a, tomografia computerizzata (CT) (ad esempio tomografia computerizzata a fascio conico (CBCT, cone beam computed tomography)), raggi X, imaging a risonanza magnetica (MRI, magnetic resonance imaging) (ad esempio tomografia a emissione di positroni (PET, positron-emission tomography)) e altri tipi di imaging a scansione volumetrica o imaging di tessuto molle tridimensionale che possono essere usati o essere adattati per essere usati per implementare le funzioni descritte nella

presente. L'espressione e le relative variazioni possono essere usate come un sostantivo (ad esempio l'immagine) o un verbo (il processo di scattare l'immagine). Se l'espressione è usata come un sostantivo o un verbo può essere determinato dal contesto in cui viene usata.

- Il termine "immagine" è inteso descrivere sia il processo di scattare un'"immagine" e l'"immagine" stessa, la differenza tra di loro evidente dal contesto. L'"immagine" può essere un'immagine di scansione volumetrica come un'immagine a fascio conico (prodotta, ad esempio, mediante un'immagine di tomografia computerizzata (CT) (ad esempio immagine di tomografia computerizzata a fascio conico (CBCT)), un'immagine a raggi X, un'immagine di imaging a risonanza magnetica (MRI), un'immagine a ultrasuoni, un'immagine di medicina nucleare (ad esempio un'immagine di tomografia a emissione di positroni (PET)) o qualsiasi mezzo di immagine noto o ancora da scoprire che possa mostrare il tessuto mirato e il tessuto circostante in dettaglio sufficiente da consentire al sistema e ai metodi descritti nella presente di essere usati. In alcuni casi, è suggerito un tipo specifico di imaging, ma altro imaging può essere usato se può conseguire lo stesso scopo. Ad esempio, imaging panografico è suggerito per screening di routine per germi dentari, ma altri tipi

di imaging noti o ancora da scoprire potrebbero essere usati per esaminare germi dentari e misurare le dimensioni del tessuto molle del germe dentario. Quando usato come verbo, il termine "raffigurare per immagini" è il processo di scattare un'"immagine" come descritto sopra.

- Campi elettromagnetici attorno a oggetti come antenne possono essere suddivisi in regioni che includono il "campo vicino" (che può essere inoltre suddiviso in non radiativo (reattivo) e radiativo (Fresnel)) e il "campo lontano". Comportamenti di "campo vicino" non radiativo dominano vicino all'antenna, mentre comportamenti di "campo lontano" dominano a distanze maggiori in cui forme d'onda complete si verificano dopo aver lasciato la regione di campo vicino. Nelle regioni di campo vicino, vi è interferenza con la propagazione di onde elettromagnetiche e, pertanto, le regioni di campo vicino sono considerate imprevedibili per consentire che si verifichino forme d'onda coerenti. Al contrario, nelle regioni di campo lontano, il campo agisce come "normale" con un modello d'onda relativamente uniforme o coerente. I sistemi di sonda di ablazione 50 descritti nella presente sono progettati preferibilmente per funzionare nella regione di campo vicino.

• Il sistema di ablazione descritto nella presente può avere hardware, software e/o firmware associato (una variazione, un sottoinsieme o un ibrido di hardware e/o software). Il termine "hardware" include almeno un'"unità di elaborazione", un "processore", un "computer", un "apparecchio programmabile" e/o altri dispositivi noti o ancora da scoprire in grado di eseguire istruzioni o fasi. Il termine "software" include almeno un "programma", un "sottoprogramma", una "serie di istruzioni" o altre istruzioni di hardware o codice di programma leggibile da hardware noti o ancora da scoprire. Software esemplificativo include la suite di software di progettazione di stent chirurgico descritta nella presente. Il software può essere caricato su hardware (ad esempio la sorgente di ablazione 60) per produrre una macchina, in modo tale che il software sia eseguito sull'hardware per creare strutture per implementare le funzioni descritte nella presente. Inoltre, il software può essere caricato sull'hardware (ad esempio la sorgente di ablazione 60) per dirigere il sistema di sonda di ablazione 50 affinché funzioni in un modo particolare descritto nella presente o per eseguire una serie di fasi operative come descritto nella presente. L'espressione "caricato sull'hardware" include anche essere caricato in una

memoria associata a o accessibile dall'hardware (incluso un firmware). Il termine "memoria" (ad esempio la memoria della sorgente di ablazione 60) è definita includere qualsiasi tipo di supporti leggibili da hardware (o altra tecnologia) (che possono essere indicati come supporti di memorizzazione leggibili da macchina) che includono, ma non sono limitati a, supporti di memorizzazione attaccati (ad esempio unità di disco rigido, unità di disco di rete, server), supporti di memorizzazione interni (ad esempio RAM, ROM, EPROM, FLASH-EPROM, o qualsiasi altro chip o cartuccia di memoria), supporti di memorizzazione rimovibili (ad esempio CD, DVD, unità flash, schede di memoria, dischi floppy, dischi flessibili), firmware e/o altri supporti di memorizzazione noti o ancora da scoprire. A seconda del proprio scopo, la memoria può essere transitoria e/o non transitoria. "Comunicazioni", "segnali" e/o "trasmissioni" appropriati (che includono vari tipi di informazioni e/o istruzioni che includono, ma non limitati a, dati, comandi, bit, simboli, tensioni, correnti, onde elettromagnetiche, campi o particelle magnetici, campi o particelle ottici e/o qualsiasi combinazione relativa) su "percorsi di combinazione", "percorsi di trasmissione" e altri mezzi per trasmissione di segnale appropriati che includono

qualsiasi tipo di collegamento tra due elementi del sistema (il sistema includendo, ad esempio, la sorgente di ablazione 60, l'impugnatura 52, la punta di sonda di ablazione 100, altri sistemi e/o sottosistemi hardware e/o la memoria) verrebbero usati come appropriati per agevolare i controlli e le comunicazioni.

- Il termine "associato" (e variazioni come "associabile"), quando usato nel contesto di un collegamento tra componenti, è definito significare solidale o originale, aggiornato, attaccato, collegato (incluso collegato in modo funzionale), posizionato vicino e/o accessibile da. Ad esempio, se un visualizzatore (come il meccanismo di uscita 68 o altro componente) è associato a un computer (che include un processore associato alla sorgente di ablazione 60 o altra tecnologia), il visualizzatore può essere un visualizzatore originale integrato nel computer, un visualizzatore che è stato aggiornato nel computer, un visualizzatore attaccato che è attaccato al computer, un visualizzatore nelle vicinanze che è posizionato vicino al computer e/o un visualizzatore che è accessibile dal computer. Un altro esempio è che il collegamento tra la sorgente di ablazione 60, l'impugnatura 52 e la punta di sonda di ablazione 100 è descritto come associabile in quanto i collegamenti tra

questi elementi possono essere solidali o originali, aggiornati, attaccati, collegati (incluso collegati in modo funzionale), posizionati vicino e/o accessibili da.

- I termini "può/possono", "potrebbe/potrebbero" sono usati per indicare alternative e caratteristiche opzionali e devono essere interpretati soltanto come una limitazione se specificamente inclusi nelle rivendicazioni. Occorre notare che i vari componenti, caratteristiche, fasi, progettazioni o forme di realizzazione relative sono tutti "preferiti" indipendentemente dal fatto che sia specificamente indicato. Le rivendicazioni che non includono una limitazione specifica non devono essere interpretate come includenti tale limitazione.

- Salvo specificamente indicato altrimenti, il termine "esemplificativo" è inteso indicare un esempio, una rappresentazione e/o un'illustrazione di un tipo. Il termine "esemplificativo" non significa necessariamente il migliore o il più desiderato del tipo.

- Occorre notare che, salvo indicato altrimenti, il termine "o" è usato nella sua forma non esclusiva (ad esempio "A o B" include, ma non è limitato a, A, B, A e B o qualsiasi combinazione relativa). Occorre notare che, salvo indicato altrimenti, "e/o" è usato in modo

analogo (ad esempio "A e/o B" include, ma non è limitato a, A, B, A e B o qualsiasi combinazione relativa). Occorre notare che, salvo indicato altrimenti, i termini "include", "ha" e "contiene" (e variazioni di questi termini) significano "comprende" (ad esempio, un dispositivo che "include", "ha" o "contiene" A e B, comprende A e B, ma facoltativamente può contenere C o componenti aggiuntivi diversi da A e B).

- Occorre notare che, salvo indicato altrimenti, le forme singolari "un/uno/una" e "il/lo/la" si riferiscono a uno o più di uno, a meno che il contesto non imponga chiaramente altrimenti. Analogamente, salvo specificamente limitato, l'uso di un linguaggio singolare (ad esempio "componente", "modulo" o "fase") può includere plurali (ad esempio "componenti", "moduli" o "fasi"), a meno che il contesto non imponga chiaramente altrimenti.

I. Controllo di ablazione e posizionamento guidato da scansione volumetrica

La scansione volumetrica, come descritta nella presente, è una qualsiasi tecnologia di scansione che almeno in modo relativamente sicuro può generare con precisione le immagini multidimensionali necessarie che possono essere usate nelle procedure di ablazione. Il "controllo di ablazione e posizionamento guidato da

scansione volumetrica" può altresì essere indicato come "controllo guidato da scansione volumetrica" e "procedure guidate da scansione volumetrica". Il "controllo di ablazione e posizionamento guidato da scansione volumetrica" include "controllo di posizionamento guidato da scansione volumetrica", "controllo di ablazione guidato da scansione volumetrica" e "ablazione di tessuto molle guidata da scansione volumetrica". Il controllo guidato da scansione volumetrica è una tecnologia per posizionare con precisione una punta di sonda di ablazione e quindi ablare il tessuto molle desiderato erogando la quantità predeterminata di energia in base alle dimensioni del tessuto molle misurate nella scansione volumetrica. Il posizionamento può essere conseguito usando fisicamente uno stent fisico come mostrato nella figura 1A) e/o usando virtualmente un stent virtuale come mostrato nella figura 1B).

L'ablazione può essere conseguita riscaldando un volume di tessuto molle predeterminato controllando l'erogazione di energia. Tali stent fisici e virtuali sono descritti nelle proprietà dell'ablazione terapeutica di germe dentario. Ad esempio, la creazione di uno stent chirurgico personalizzato usando informazioni di posizione e misurazione riguardo al

germe dentario ottenute da una scansione è descritta nelle proprietà dell'ablazione terapeutica di germe dentario nonché nella presente. Per controllare i volumi di tessuto che vengono ablati, le dimensioni del tessuto sono ottenute dalle scansioni volumetriche e una quantità predeterminata di tessuto da ablatire è prescritta per effettuare il trattamento desiderato.

Il controllo di posizionamento guidato da scansione volumetrica (ad esempio uno stent fisico o uno stent virtuale) può essere creato da misurazioni preoperatorie ottenute usando la tecnologia di scansione volumetrica. Fasi esemplificative per creare uno stent includono, ma non sono limitate a:

- Selezionare una punta di sonda di ablazione (che può essere una punta di sonda di ablazione a sensori) con dimensioni e capacità note. Le informazioni sulle dimensioni e le capacità possono essere memorizzate in un file di tecnologia di informazione di scansione volumetrica (ad esempio un file di progettazione assistita da computer (CAD) tridimensionale).

- Usando la tecnologia di scansione volumetrica, scansionare la bocca di un paziente. Le informazioni (inclusa un'immagine di scansione volumetrica) dalla scansione volumetrica possono essere memorizzate in un file di tecnologia di scansione (ad esempio il file di

tecnologia di informazione di scansione volumetrica).

- Dalla scansione volumetrica, creare impronte fisiche (tradizionali) o digitali dei denti e del tessuto delle gengive (tessuto gengivale) del paziente. Se viene creata un'impronta digitale, può essere memorizzata in un file di tecnologia di informazione di scansione volumetrica.

- Dalla scansione volumetrica o dalle informazioni nel file di tecnologia di informazione di scansione volumetrica, ottenere (ad esempio calcolando e/o misurando) la dimensione e la posizione del germe dentario usando le informazioni nel file di tecnologia di informazione di scansione volumetrica. Le informazioni sulla dimensione e posizione del germe dentario possono essere memorizzate in un file di tecnologia di informazione di scansione volumetrica.

- Dalla scansione volumetrica o dalle informazioni nel file di tecnologia di informazione di scansione volumetrica, localizzare un punto di riferimento (ad esempio il lato distale dei primi molari eruttati o il tessuto molle al posto dell'osso). Le informazioni sulla posizione del punto di riferimento rispetto al germe dentario possono essere memorizzate in un file di tecnologia di informazione di scansione volumetrica.

- Dalla scansione volumetrica o dalle informazioni

nel file di tecnologia di informazione di scansione volumetrica, localizzare o ottenere (ad esempio calcolando e/o misurando) il centro del germe dentario (centro calcolato) o almeno una posizione all'interno del germe dentario (una posizione predeterminata). Le informazioni sul centro del germe dentario possono essere memorizzate in un file di tecnologia di scansione.

- Dalla scansione volumetrica o dalle informazioni nel file di tecnologia di informazione di scansione volumetrica, ottenere (ad esempio calcolando e/o misurando) un angolo predeterminato (l'angolo al quale l'effettivo centro di ablazione della punta di sonda di ablazione è al centro del germe dentario - mostrato come 90 gradi nella figura 2) per guidare la punta di sonda di ablazione. L'angolo potrebbe essere calcolato/misurato da un punto noto (ad esempio il punto di riferimento o il punto di entrata - tenendo in considerazione lo spessore e la superficie di uno stent fisico e la forma della punta di sonda di ablazione) al centro del germe dentario. Le informazioni sull'angolo predeterminato possono essere memorizzate in un file di tecnologia di scansione.

- Dalla scansione volumetrica o dalle informazioni nel file di tecnologia di informazione di scansione

volumetrica, ottenere (ad esempio calcolando e/o misurando) la profondità predeterminata (la profondità alla quale l'effettivo centro di ablazione della punta di sonda di ablazione è al centro del germe dentario) per limitare la profondità della punta di sonda di ablazione. La profondità potrebbe essere calcolata/misurata da un punto noto (ad esempio il punto di riferimento o il punto di entrata - tenendo in considerazione lo spessore e la superficie di uno stent fisico e la forma della punta di sonda di ablazione) al centro del germe dentario. Nella figura 2, la profondità D è mostrata come la distanza tra la superficie superiore del tessuto gengivale e il centro di ablazione o , in alternativa, la profondità $D + D'$ è mostrata come la distanza tra la superficie superiore dello stent e il centro di ablazione. Se vi fosse un arresto meccanico sollevato (come mostrato nella figura 1A), anche la sua altezza potrebbe essere aggiunta alla profondità. Le informazioni sulla profondità predeterminata possono essere memorizzate in un file di tecnologia di scansione.

- Elaborare le informazioni nell'uno o più file di tecnologia di scansione volumetrica (che possono essere un file o molteplici file) per mettere le informazioni in una forma che può essere usata per creare o fabbricare

uno stent (fisico o virtuale) e per creare una "prescrizione" che indica le tolleranze di dosaggio di energia di ablazione e le impostazioni (ad esempio il livello di energia e la durata dell'erogazione di energia) al fine di essere guidati nell'ablazione selettiva dei tessuti mirati. "Creare" include "fabbricare" in modo tale che siano creati sia lo stent virtuale sia lo stent fisico, ma che sia fabbricato solamente lo stent fisico. A seconda di cosa viene "creato", "creare" (e variazioni relative) può includere anche programmare, raccogliere o altri modi di realizzare.

- Creare o fabbricare uno stent (virtuale o fisico) con almeno una guida chirurgica (virtuale o fisica) per guidare la punta di sonda di ablazione all'angolo predeterminato e almeno una struttura di arresto (virtuale o fisica) per limitare la profondità della punta di sonda di ablazione alla profondità predeterminata. Se lo stent è fisico, può avere una struttura di arresto meccanico che interagisce con la struttura di arresto meccanico dello stent.

Usando la guida chirurgica di stent e la struttura di arresto meccanico, la punta di sonda di ablazione può essere guidata in modo tale che detto centro di ablazione sia all'interno di detto germe dentario (e,

preferibilmente, al centro del germe dentario) quando la punta di sonda di ablazione viene guidata a detto angolo predeterminato a detta profondità predeterminata.

Le figure 1A, 1B, 2 e 3 mostrano un sistema di base che usa i controlli di posizionamento guidati da scansione volumetrica (mostrati come uno stent fisico 80 o uno stent virtuale 82', 86', 88') per posizionare correttamente i sistemi di sonda di ablazione 50 (inclusa la punta di sonda 100) che erogano un'ablazione di tessuto mirato formata, centrata, a temperatura controllata e/o a volume controllato. Le procedure guidate da scansione volumetrica posizionano con precisione la punta di sonda di ablazione 100 per assicurarsi che il tessuto di germe dentario sia riscaldato dall'interno del (incluso dal centro del) germe dentario verso l'esterno a un volume predeterminato con margini esterni di ablazione di tessuto molle nella loro posizione desiderata. Procedendo in questo modo si ottiene un'ablazione di germe dentario sicura ed effettiva, mitigando al contempo il danneggiamento dei tessuti collaterali adiacenti accanto al germe dentario. Come indicato in precedenza, questo volume predeterminato o prescritto si applica ad altre forme di ablazione di tessuto oltre

ai tessuti di germe dentario. Non vi è alcuna tecnologia concorrente nota che abbia questo livello di precisione per il posizionamento tridimensionale (3D) della zona di ablazione e che eroga la zona di ablazione predeterminata nella posizione predeterminata durante tutta la procedura.

Sebbene alcuni sistemi di sonda di ablazione esemplificativi 50 e componenti relativi siano descritti in maggiore dettaglio nella presente, le figure 1A, 1B, 2 e 3 forniscono una vasta panoramica di un sistema di sonda di ablazione esemplificativo 50 così come viene usato in un'applicazione esemplificativa (ablazione di germe dentario). Il sistema di sonda di ablazione 50 può funzionare congiuntamente a uno stent chirurgico personalizzato (lo stent fisico 80 mostrato nella figura 1A o lo stent virtuale 82', 86', 88' mostrato nella figura 1B) in corrispondenza di un sito di ablazione di germe dentario 90. Anche la robotica (che include il controllo robotico completo o procedure assistite da robotica) potrebbe essere usata nell'ablazione di tessuto molle guidata da scansione volumetrica, la robotica essendo una forma di guida che può essere usata con il sistema fisico o il sistema virtuale. Alcune guide fisiche e guide virtuali esemplificative sono descritte nelle proprietà dell'ablazione terapeutica di

germe dentario. Per altre procedure non di germe dentario, dove il sito di ablazione potrebbe essere un sito (posizione su un corpo) che copre qualsiasi tessuto mirato, uno stent chirurgico appropriato potrebbe essere usato per guidare il posizionamento della punta di sonda. Ad esempio, se il tumore fosse su una gamba, verrebbe usato uno stent fisico o virtuale appropriato per una gamba.

Come mostrato nella figura 1A, un sistema di sonda di ablazione 50 (o sonda di ablazione 50) include una punta di sonda di ablazione 100, un'impugnatura 52 e una sorgente di ablazione 60 che fornisce e/o agevola la fornitura di mezzi di ablazione 62. La punta di sonda di ablazione 100 può essere solidale o collegabile (direttamente o indirettamente) o diversamente associabile all'impugnatura 52. L'impugnatura 52 può essere solidale o collegabile (direttamente o indirettamente) o diversamente associabile alla sorgente di ablazione 60. L'impugnatura 52 può essere autoclavabile. Un tipo di collegamento indiretto potrebbe includere l'uso di un filo o cavo che collega i componenti in modo funzionale. Un altro tipo di collegamento indiretto potrebbe includere meccanismi di controllo remoto (ad esempio trasmettitori e ricevitori appropriati) che collegano i componenti in modo

funzionale.

Le figure 1A, 2 e 3 mostrano il controllo di posizionamento guidato da scansione volumetrica implementato come uno stent chirurgico personalizzato 80 avente almeno una guida chirurgica 82 (mostrata come linee continue più scure attraverso lo stent chirurgico 80 nella figura 1A) e un arresto meccanico di stent 86 (che, come mostrato nella figura 1A, può essere una porzione sollevata dello stent 80 almeno relativamente adiacente alla guida chirurgica 82 o, come mostrato nelle figure 2-3, solo la superficie superiore dello stent 80 almeno relativamente adiacente alla guida chirurgica 82). Lo stent 80, la guida 82 e l'arresto 86 sono insieme una forma di controllo di posizionamento guidato da scansione volumetrica creato usando il processo descritto nella presente. Le figure 2-3 mostrano che almeno una parte dello stent chirurgico 80 può essere supportata almeno parzialmente da almeno un dente eruttato. Lo stent chirurgico personalizzato 80 è posizionato in modo tale che una guida chirurgica 82 copra e/o circonda il germe dentario 92 in corrispondenza del sito di ablazione di germe dentario 90 (che include il tessuto gengivale 94 e l'osso 96 (incluso l'osso corticale denso)). La figura 4 mostra il tessuto (ad esempio un germe dentario) avente un

centro 93 con frecce di irraggiamento che rappresentano una zona di ablazione esemplificativa e il contorno ovale che rappresenta limiti esterni predeterminati o prescritti 98 della zona di ablazione.

La punta di sonda di ablazione 100 (mostrata nella figura 1A con linee continue prima dell'inserimento e con linee tratteggiate dopo l'inserimento) ha un arresto meccanico di punta 106 e un centro di ablazione 124. La punta di sonda di ablazione 100 è inseribile attraverso il tessuto gengivale 94 e nel germe dentario 92 (che è situato all'interno dell'osso 96 di una mandibola). La punta di sonda di ablazione 100 è guidata dallo stent 80 in modo tale che la sua estremità di inserimento 104 e il suo centro di ablazione 124 siano all'interno del (ad esempio in corrispondenza di o vicino al centro 93 del) germe dentario 92. L'interazione tra la guida chirurgica 82 e lo stelo di punta 102 guida la punta di sonda di ablazione 100 all'angolo corretto (mostrato come 90 gradi o angolo retto, ma potrebbero essere altri angoli) in modo tale che il centro di ablazione 124 sia all'interno o in corrispondenza della posizione pianificata del germe dentario 92. Più in particolare, il diametro interno della guida chirurgica 82 è appena leggermente maggiore del diametro esterno dello stelo di punta 102 in modo tale che la punta di sonda di

ablazione 100 inserita nella guida chirurgica 82 possa essere solamente inserita all'angolo dettato (prescritto) dalla guida chirurgica 82. Limitare la punta di sonda di ablazione 100 alla profondità corretta in modo tale che il centro di ablazione 124 sia all'interno del germe dentario 92 può essere conseguito, ad esempio, mediante l'interazione tra l'arresto meccanico di stent 86 e l'arresto meccanico di punta 106 (che può essere, ad esempio, una superficie sollevata (figura 1A), una superficie angolata e/o la superficie di sommità (figure 2-3) dello stent 80). Preferibilmente, il centro di ablazione 124 è posizionato almeno sostanzialmente al centro (ad esempio centro calcolato) del germe dentario 92 come determinato mediante volume, posizione tridimensionale e/o altri metodi noti o ancora da scoprire. (Il centro calcolato o predeterminato del tessuto da ablare è il "centro del germe dentario" 93). La punta di sonda di ablazione 100 è posizionata prima che i mezzi di ablazione 62 siano azionati per creare le zone di ablazione 150, 160, 170 (le frecce di irraggiamento - sebbene solamene un singolo tipo di zona sia mostrato in queste figure, è rappresentativo di zone formate in modo differente mostrate e discusse nella presente rispetto alle figure 9 e 11-13). Come mostrato nella figura 3, i limiti

esterni predeterminati 98 della zona di ablazione sono preferibilmente +/- 0,5 mm all'interno della cripta ossea del germe dentario 92, ma tolleranze maggiori possono essere accettabili per trattare altri tipi di tessuto.

La figura 1B mostra un sistema di stent virtuale (82', 86', 88') che può essere usato con una punta di sonda di ablazione a sensori 100' e/o un'impugnatura a sensori 52'. Lo stent virtuale può essere una tecnologia di navigazione dinamica che è implementata come almeno un programma (o sottoprogramma) software associato alla sorgente di ablazione 60. Il programma sarebbe in grado di ricevere un'immissione (ad esempio la prescrizione) e convertire l'immissione in uno stent virtuale. Sebbene lo stent virtuale possa essere usato da solo, potrebbe anche essere usato congiuntamente a uno stent fisico. Ad esempio, potrebbe fornire un preavviso come parametri di avvicinamento (ad esempio udibile, "la punta si sta avvicinando all'arresto") o di conferma (ad esempio un lampeggio sull'impugnatura o un "ding" udibile piacevole quando la punta di sonda è in posizione). Un altro esempio è che la guida chirurgica potrebbe essere implementata fisicamente, ma l'arresto e/o il bersaglio potrebbero essere implementati virtualmente.

Il sistema di stent virtuale potrebbe essere

mostrato su un visualizzatore visivo 68' con marcature di angolo di guida chirurgica 82', una marcatura di arresto virtuale 86' e marcature bersaglio virtuali 88' sovrapposte a un'immagine (ad esempio una scansione volumetrica) dell'area 92' (ad esempio germe dentario) da ablare (per chiarezza, l'immagine effettiva è stata omessa). Sebbene mostrati come linee (ad esempio linee tratteggiate), gli indicatori di posizione visivi alternativi potrebbero essere una lettura digitale o un codice di colore. Le marcature di angolo di guida chirurgica virtuali 82' si basano sul percorso tridimensionale di inserimento (definito dall'angolo predeterminato (ad esempio l'angolo di 90 gradi mostrato nella figura 2) e sulla profondità predeterminata (ad esempio la profondità D mostrata nella figura 2)). In forme di realizzazione preferite, il sistema non sarebbe in grado di essere azionato se il centro di ablazione non fosse in una relazione corretta con il centro del germe dentario.

In aggiunta o congiuntamente a uno stent fisico 80 e a uno stent virtuale visualizzati su un visualizzatore visivo '68, indicazioni udibili, visive e/o tattili alternative possono essere usate come una guida chirurgica, un arresto e/o un bersaglio. Ad esempio, i segnali (ad esempio una serie udibile di beep, una serie

di luci lampeggianti o vibrazioni fisiche) potrebbero essere usati per indicare che la punta di sonda si sta avvicinando alla zona di ablazione. Ad esempio, i beep/i lampeggi/le vibrazioni potrebbero diventare più forti/più luminosi/più veloci quando la punta di sonda si avvicina alla zona di ablazione. In alternativa, gli indicatori potrebbero essere una voce che pronuncia le istruzioni (ad esempio "3,0 mm ... 2,0 mm ... 1,0 mm) o la luce potrebbe essere codificata per colore (ad esempio da rosso a verde). Un altro esempio è che l'arresto virtuale e/o il bersaglio virtuale potrebbe essere implementato in modo udibile, visivo e/o tattile usando indicatori simili o differenti. Nelle procedure robotiche (sia di robotica completamente controllata o assistite da robotica), si può verificare un feedback fisico all'operatore. Tale feedback fisico può includere impedire l'avanzamento fisico della sonda mediante il sistema di controllo robotico o fare oscillare o vibrare attivamente i controlli dell'operatore per avvertire l'operatore di un'immissione aggiuntiva di procedura prima di consentire che la procedura continui ulteriormente.

In uso, la punta di sonda di ablazione a sensori 100' può essere guidata dalle marcature di angolo di guida chirurgica virtuali 82' e dalla marcatura di

arresto virtuale 86' verso una posizione nella quale l'effettivo centro di ablazione 124' della punta di sonda di ablazione 100' è al centro del germe dentario 93'. L'operatore può osservare il processo di inserimento sul visualizzatore 68' mentre maneggia fisicamente la punta di sonda di ablazione con sensori 100'. Anche le marcature bersaglio virtuali 88' possono fornire un'indicazione che la punta di sonda di ablazione con sensori 100' è all'interno approssimativamente del 50%, 25% e 10% del diametro medio del germe dentario 92'. Se l'operatore stesse maneggiando manualmente la punta di sonda di ablazione con sensori 100', il sistema monitorerebbe il progresso e avvertirebbe l'operatore che la punta di sonda di ablazione 100' non è nella posizione corretta usando, ad esempio, indicatori visivi, indicatori udibili, indicatori tattili o una combinazione relativa. In alternativa, l'operatore può monitorare il progresso sul visualizzatore 68' quando la punta di sonda di ablazione con sensori 100' è inserita automaticamente (ad esempio usando un sistema robotico). Monitoraggio e protezioni di esclusione sono preferibilmente inclusi nel sistema. Ad esempio, il sistema non si azionerebbe se il centro di ablazione non fosse in una relazione corretta con il centro del germe dentario a prescindere dal fatto che

l'inserimento sia stato eseguito manualmente o in modo robotizzato.

Quando la punta di sonda 100 è posizionata correttamente, il centro di ablazione 124 è all'interno del germe dentario 92 in corrispondenza della sua posizione predeterminata. L'azionamento dei mezzi di ablazione 62 crea zone di ablazione 150, 160, 170 (ad esempio per un germe dentario sferico 92 (figura 1A) la zona di ablazione appropriata sarebbe una zona di ablazione sferica 160, ma per un germe dentario schiacciato ai poli 92 (figure 2-3) la zona di ablazione appropriata sarebbe una zona di ablazione schiacciata ai poli 150) centrate attorno al centro di ablazione 124 all'interno del germe dentario 92. Se la sorgente di ablazione 60 è un generatore di microonde, i mezzi di ablazione 62 sarebbero energia a microonde. Le impostazioni di parametro di sorgente di ablazione 64 e le impostazioni di tempo di trattamento 66 possono essere fornite caricando dati digitali (ad esempio scaricando impostazioni di parametro 64 e/o impostazioni di tempo di trattamento 66 usando una "chiave di identificazione di paziente" fornita inserita in un indirizzo di sito web fornito), da un utilizzatore inserendo manualmente i dati o attraverso un altro sistema di immissione di dati come scansionando un

codice a barre 1D o 2D o attraverso il trasferimento senza fili di dati tramite un chip RFID.

Il feedback dalla sorgente di ablazione 60 o dalla punta di sonda di ablazione 100 (che può avere almeno un sensore 108 lungo lo stelo 102 per monitorare, ad esempio, la temperatura) può essere fornito all'utilizzatore (o a sistemi di monitoraggio elettronici o digitali che possono essere implementati da software associati a una sorgente di ablazione 60 (ad esempio un generatore intelligente)) usando un meccanismo di uscita 68 come un visualizzatore video o visualizzatore audio (altoparlante).

Le immagini in sezione trasversale di scansione volumetrica (in questo caso una scansione volumetrica di tomografia computerizzata a fascio conico (CBCT)) nelle figure 5-7 mostrano il posizionamento centrale pianificato della punta di sonda di ablazione 100 all'interno di un germe dentario mandibolare (cerchiato con linee tratteggiate) di un maiale (potrebbero essere scattate immagini simili di un germe dentario umano). Più in particolare, la figura 5 mostra la vista assiale di un germe dentario, la figura 6 mostra la vista coronale di un germe dentario e la figura 7 mostra la vista sagittale di un germe dentario.

Occorre notare che i componenti della figura 1A non

sono in scala (ad esempio, è più probabilmente che la punta di sonda di ablazione 100 sia più piccola rispetto all'impugnatura 52).

II. Controllo di formatura di zona di ablazione

Un'altra capacità del sistema di sonda di ablazione descritto nella presente è la "formatura di zona di ablazione" (o "controllo di formatura di zona di ablazione") all'interno della cripta ossea del dente o qualsiasi altro tipo di tessuto mirato. Le figure 8-18 mostrano nel dettaglio come conoscere almeno un profilo di zone di ablazione 150, 160, 170 e/o dei sistemi di sonda di ablazione 50 (e il loro metodo di utilizzo) consente la selezione delle punte di sonda di ablazione specifiche 100 per creare zone di ablazione predeterminate che sono formate e/o dimensionate per corrispondere alle zone di ablazione di tessuto mirato. Più in particolare, le figure 8-13 mostrano sezioni trasversali di punte di sonda esemplificative che usano una punta con un carico di antenna 122 presente. Altri tipi di progettazioni di antenna, come un'antenna a dipolo che è 2-4 volte più lunga, possono essere altresì usati con risultati simili. Le figure 14A-C mostrano rappresentazioni grafiche di sonde di ablazione e le loro rispettive zone di ablazione. Le figure 15A-C mostrano rappresentazioni fotografiche di sonde di

ablazione e le loro rispettive zone di ablazione. Le figure 16A-C mostrano rappresentazioni fotografiche di ablazioni effettive che sono ablazioni oblunghe, a forma di goccia e sferiche. La figura 17 mostra i risultati di un esperimento di sonda esemplificativo e la zona di ablazione risultante correlati alla rotondità. Il grafico nella figura 17 mostra che schiacciato ai poli (larghezza/lunghezza > 1), sferico (larghezza/lunghezza = 1) e oblungo (larghezza/lunghezza < 1) possono essere controllati aumentando o diminuendo la conduttività termica per un diametro di strato di trasferimento di calore fisso 130.

Le figure 8-13 mostrano punte di sonda di ablazione esemplificative 100 (che includono le punte di sonda 100a, 100b, 100c) che sono in grado di creare zone di ablazione 150, 160, 170 con "forme" e/o "dimensioni" predeterminate. Ad esempio, un profilo di sonda di ablazione può specificare una forma specifica come:

- schiacciata ai poli (l'asse più lungo della zona di ablazione 150 essendo perpendicolare allo stelo 102 della punta di sonda di ablazione 100a) come mostrato nella figura 11, avente un rapporto di aspetto di larghezza/lunghezza maggiore di 1,0 (le zone di ablazione schiacciate ai poli 150 essendo più ampie di quanto siano lunghe);

- sferica come mostrato nella figura 12 avente un rapporto di aspetto di larghezza/lunghezza pari a 1,0 (le zone di ablazione sferiche 160 essendo strette tanto quanto lunghe); e/o

- oblunga (l'asse più lungo della zona di ablazione 170 essendo parallelo e sostanzialmente coesistente con lo stelo 102 della punta di sonda di ablazione 100c) come mostrato nella figura 13 avente un rapporto di aspetto di larghezza/lunghezza minore di 1,0 (le zone di ablazione oblunghe 170 essendo più strette di quanto siano lunghe).

Sonde di ablazione a microonde note producono zone di ablazione oblunghe che sono più strette di quanto siano lunghe (un rapporto di aspetto minore di 1,0) con alcune aventi un rapporto di larghezza/lunghezza inferiore a 0,2. Queste zone di ablazione oblunghe note possono essere talmente lunghe da sembrare a forma di "hot dog" lungo la sonda. Le zone di ablazione oblunghe di sonde di ablazione a microonde note sono almeno simili alle zone di ablazione oblunghe 170 (figura 13) prodotte da sistemi di sonda di ablazione 50 (quelli usati con la punta di sonda 100c).

L'ablazione a microonde (MWA) e l'ablazione a radiofrequenza (RFA) mediche convenzionali sono metodi ben compresi di indurre il riscaldamento di tessuto che

risulta in termocoagulazione o necrosi coagulativa (morte cellulare). MWA e RFA note, tuttavia, generano zone di ablazione di forma oblunga rispetto alla posizione del percorso di inserimento della sonda di ablazione. Di conseguenza, si è riscontrato che la tecnologia di ablazione medica convenzionale è subottimale per numerose ablazioni di germe dentario poiché la procedura di zona di ablazione mediante sistemi di ablazione medica convenzionale non ha distrutto il tessuto di germe dentario senza anche distruggere inutilmente tessuto non di germe dentario adiacente. Se viene usata una zona di ablazione della forma errata, è quasi impossibile erogare la quantità corretta di mezzi di ablazione senza distruggere inutilmente tessuto non di germe dentario. Ad esempio, se il germe dentario è sferico e la zona di ablazione è oblunga, verrà ablato troppo tessuto (verrà ablato il tessuto all'esterno del germe dentario) il che danneggerà il tessuto circostante. Al contrario, se il dosaggio di energia è abbassato per ridurre il danneggiamento del tessuto all'esterno del germe dentario, verrà quindi ablato troppo poco tessuto all'interno del germe dentario, il che può risultare in un'ablazione non riuscita. In altre parole, diversamente dalla tecnologia di ablazione medica convenzionale, il

sistema di ablazione di germe dentario descritto nella presente utilizza una tecnologia di formatura di zona di ablazione brevettata per un adattamento maggiormente ottimizzato all'interno del germe dentario che distrugga in modo più selettivo tessuto di germe dentario mirato, distruggendo al contempo significativamente meno tessuto non mirato. Procedendo in questo modo si riduce notevolmente il potenziale di danneggiamento di tessuto collaterale, riducendo pertanto il rischio di effetti collaterali avversi.

Le figure 14A-14C e le figure 15A-15C mostrano rappresentazioni degli schemi di riscaldamento che risultano nelle zone di ablazione formate. Entrambi i disegni delle figure 14A-14C e le fotografie delle figure 15A-15C mostrano una pluralità di "isotermi" rappresentati come una serie di linee relativamente anulari (che possono essere pensate come anelli annidati) che emanano da una regione o punto relativamente centrale (un'apertura anulare 120 e/o un centro di ablazione 124 delimitato dall'apertura anulare 120) dello stelo di punta 102. Ciascuno di questi isotermi rappresenta dieci gradi Celsius (10 °C) e, partendo dalla temperatura più elevata nella zona di riscaldamento attivo 125, diminuisce verso l'esterno attraverso la conduzione termica nella zona di

riscaldamento termico 126, verso la linea anulare più esterna che rappresenta cinquanta gradi Celsius (50 °C). In altre parole, un imaging avente quattro linee anulari annidate (di cui un esempio è mostrato nella figura 23B) significherebbe che il primo anello (più interno) rappresentava ottanta gradi Celsius (80 °C), il secondo anello rappresentava settanta gradi Celsius (70 °C), il terzo anello rappresentava sessanta gradi Celsius (60 °C) e il quarto anello (più esterno) rappresentava cinquanta gradi Celsius (50 °C). Poiché la temperatura esemplificativa necessaria per l'ablazione di un germe dentario è sessanta gradi Celsius (60 °C), la forma della zona di ablazione si baserebbe sul penultimo anello (nell'esempio a quattro anelli, il terzo anello). Il sistema potrebbe essere adattato per usare isoterme che rappresentano temperature differenti (ad esempio otto gradi Celsius (8 °C) o dodici gradi Celsius (12 °C)). Inoltre, il sistema potrebbe essere adattato per temperature minime alternative necessarie per l'ablazione per tessuti molli differenti che richiedono temperature superiori o inferiori per l'ablazione.

Le figure 16A-16C mostrano fotografie che consentono un confronto del tessuto ablato da un'ablazione di tessuto che è stata eseguita usando sistemi di ablazione medica noti (figure 16A-16B) e il

sistema di ablazione medica descritto nella presente (figura 16C). La figura 16A mostra l'impatto avverso di usare l'ablazione medica convenzionale a 2,45 GHz. La zona di ablazione nel tessuto molle ha un aspetto altamente "lacerato" nella zona di riscaldamento attivo 125, è stata surriscaldata in corrispondenza di un'estremità con bruciatura di tessuto presente ed è di forma estremamente oblunga poiché è migrata in modo asimmetrico in alto lungo lo stelo della sonda di ablazione quando la sonda di ablazione si è riscaldata. La figura 16B mostra una zona di ablazione prodotta a una frequenza superiore. Ha una forma di "goccia" che migra in modo asimmetrico all'esterno della forma sferica di un germe dentario che si verifica poiché lo stelo della sonda è diventato troppo caldo ed è altresì subottimale per l'ablazione di germe dentario o altri tipi di tessuto in cui la forma di goccia è all'esterno della zona di ablazione mirata o prescritta. La figura 16C mostra una zona di ablazione sferica generata usando la sonda di ablazione di germe dentario descritta nella presente. La zona di ablazione formata rappresenta una migliore approssimazione all'interno del tessuto molle del germe dentario e può essere configurata per essere schiacciata ai poli, sferica o oblunga lungo il percorso di inserimento della punta di sonda di ablazione 100

poiché la zona di riscaldamento attivo 125 è predeterminata con l'energia termica che conduce all'esterno della zona di riscaldamento attivo 125 e nella zona di riscaldamento termico 126 in una modalità controllata.

II.A. Sonda di ablazione:

Le figure 8-13 mostrano punte di sonda di ablazione a microonde esemplificative 100 (che, salvo specificato diversamente, includono in genere la punta di sonda di ablazione 100a nella figura 11, la punta di sonda di ablazione 100b nella figura 12 e la punta di sonda di ablazione 100c nella figura 13). Queste punte di sonda di ablazione sono progettate per il riscaldamento termico dei tessuti. Il meccanismo di riscaldamento termico si verifica in una zona attiva di riscaldamento (zona di ablazione) per via di vibrazione di molecole di acqua altamente polari per microonde (MV) o vibrazione ionica in acqua per radiofrequenza (RF). La struttura mostrata e descritta delle punte di sonda di ablazione 100 trasferisce in modo conduttivo il calore in eccesso nella zona di ablazione bersaglio fuori dalla zona di ablazione bersaglio nel tessuto circostante non mirato a temperature al di sotto della soglia dove si verificherà la distruzione del tessuto attraverso termocoagulazione o necrosi termica.

La struttura mostrata e descritta della punta di sonda di ablazione 100 (che include l'antenna di campo vicino 110 - un cavo coassiale con un'apertura anulare 120) usa l'emissione di energia di "campo vicino" nelle regioni di zona di ablazione e, pertanto, può essere considerata un'antenna di campo vicino. (Questa può essere pensata come un'antenna di campo vicino avente sia campo vicino reattivo sia campo vicino radiativo). Le regioni di "campo vicino reattivo" sono lunghezze d'onda approssimativamente di $\lambda/2\pi$ ($\sim 0,159$) o inferiori nella lunghezza di antenna della sonda di ablazione in cui l'energia a microonde non si propaga come un'onda uniforme. (λ è il periodo spaziale di un'onda periodica - la distanza su cui la forma d'onda si ripete). Le regioni "di campo vicino radiativo" sono lunghezze d'onda approssimativamente di $\lambda/2\pi$ ($\sim 0,159$) fino a lunghezze d'onda di $\sim 0,25$. Come descritto nel seguito, le regioni di irraggiamento in campo vicino sono distintamente differenti dalle regioni di irraggiamento in campo lontano in cui il segnale a microonde si diffonde in modo sufficiente per cui le forme d'onda si propagano come onde più coerenti nelle regioni di irraggiamento in campo lontano.

La struttura mostrata e descritta della punta di sonda di ablazione 100 eroga preferibilmente un'energia

che è non risonante o non coerente in una dimensione di zona di ablazione/apertura combinata che è inferiore alla lunghezza d'onda di frequenza divisa per 4 in modo da ridurre al minimo la produzione di energia termica lungo lo stelo 102 della punta di sonda di ablazione 100. Lo strato anulare di isolamento opzionale 118 può essere una guaina esterna termicamente conduttiva che riduce ulteriormente al minimo la produzione di energia termica lungo la punta di sonda di ablazione 100.

Le figure 8-10 mostrano lo stelo 102 della punta di sonda di ablazione 100 avente un'estremità di inserimento 104 (che può essere indicata come la "punta di inserimento", il "punto di inserimento" e il "punto di punta di inserimento") in corrispondenza dell'estremità dello stelo 102. L'estremità di inserimento 104 può essere sufficientemente affilata da essere a introduzione automatica. La punta di sonda di ablazione 100 ha un'antenna coassiale centrale 110 (che può essere pensata come un cavo coassiale con un'apertura anulare 120). L'antenna coassiale centrale 110 include preferibilmente un conduttore interno 112, uno strato isolante dielettrico anulare 114 (o un'altra guida d'onda), un conduttore esterno anulare 116 e uno strato anulare di isolamento opzionale 118. Verso l'estremità dell'antenna coassiale 110 (vicino

all'estremità di inserimento 104) si trova un'apertura anulare 120 (che può essere pensata come una finestra anulare). Un carico di estremità di antenna opzionale 122 può essere posizionato tra l'apertura 120 e l'estremità di inserimento 104 dell'antenna coassiale 110 al fine di aumentare le proprietà capacitive dell'antenna per accorciare la lunghezza di filo centrale di antenna, rendendo in tal modo più piccola la regione focale (concentrando la densità di energia totale) e aumentando il carico di potenza (densità di potenza) nella zona di ablazione. Questo verrà discusso in maggiore dettaglio in relazione al controllo di carico di potenza (sezione VI.). Circondanti l'antenna coassiale 110 dello stelo 102 (e distanziati dall'estremità di inserimento 104) si trovano uno strato di trasferimento di calore anulare 130 (che può essere indicato come uno strato di trasferimento di calore 130, uno strato termicamente conduttivo 130 o uno shunt di trasferimento termico 130) e una copertura di punta anulare 132 in corrispondenza dell'estremità di inserimento 104. La copertura di punta anulare 132 copre e circonda l'estremità di antenna coassiale 110, l'apertura anulare 120 e il carico di estremità di antenna opzionale 122. Inoltre, la superficie anulare della copertura di punta anulare 132 più lontana

dall'estremità di inserimento 104 si attesta preferibilmente in modo anulare contro la superficie anulare dello strato termicamente conduttivo 130 più vicino all'estremità di inserimento 104.

L'antenna coassiale centrale 110 include preferibilmente un conduttore interno 112 circondato in modo anulare da uno strato isolante dielettrico anulare 114 (ad esempio politetrafluoroetilene (PTFE), aria o altri dielettrici noti) che è, a sua volta, circondato da un conduttore esterno anulare 116. Il conduttore interno 112 può essere rame, acciaio placcato rame o argento o altri materiali conduttivi. Lo strato isolante dielettrico anulare 114 può essere PTFE, aria o altri dielettrici noti che aiutano a formare una guida d'onda tra il filo centrale e il conduttore esterno anulare. Il conduttore esterno anulare 116 può essere uno schermo metallico come uno schermo in alluminio o rame compatto o intrecciato o altri metalli noti.

L'antenna coassiale 110 può essere acquistata, prefabbricata o una combinazione relativa (ad esempio acquistata senza un'apertura e aggiungendo l'apertura in seguito o acquistata senza uno strato isolante e aggiungendo lo strato isolante in seguito). L'antenna può essere una progettazione di antenna con un carico capacitivo sull'estremità (come mostrato) o un'antenna

a dipolo con nessun carico capacitivo o un'antenna avente un altro metodo per caricare l'estremità dell'antenna. Anche se è mostrata una progettazione di antenna con un carico di estremità per aumentare l'accoppiamento capacitivo per accorciare la lunghezza dell'antenna, possono essere considerate un'antenna a dipolo con nessun carico di estremità o un'altra forma di caricare in modo capacitivo l'estremità dell'antenna per allungare o accorciare l'antenna.

La punta di sonda di ablazione 100 può anche includere uno strato anulare di isolamento opzionale 118 che fornisce isolamento termico ed elettrico tra la superficie anulare esterna del conduttore esterno 116 e la superficie anulare interna dello strato di trasferimento di calore 130. Sebbene mostrate con lo strato anulare di isolamento opzionale 118, punte di sonda di ablazione preferite alternative potrebbero omettere lo strato anulare di isolamento. Lo strato anulare di isolamento opzionale 118 può fare parte di un'antenna coassiale 110 (ad esempio un'antenna coassiale prefabbricata o acquistata). In alternativa, lo strato anulare di isolamento opzionale 118 può essere aggiunto a un'antenna coassiale 110 (ad esempio un'antenna coassiale prefabbricata o acquistata) che non ha il suo proprio strato di isolamento. Lo strato

anulare di isolamento 118 può essere realizzato in materiali che includono, ma non sono limitati a, plastica come polimetilmetacrilato, polisolfone o polieterimmide o altri materiali, come ceramiche di diossido di zirconio o disilicato di litio in grado di fornire isolamento elettrico.

Verso l'estremità dell'antenna coassiale 110 (almeno vicino all'estremità di inserimento 104) si trova un'apertura anulare 120 che prende la forma di una scanalatura di 360 gradi. In altre parole, l'apertura anulare 120 è una porzione dell'antenna coassiale 110 in cui lo strato isolante dielettrico anulare 114 è libero dal conduttore esterno anulare 116. In ancora altre parole, l'apertura anulare 120 si trova dove il conduttore esterno anulare 116 è stato rimosso (o non è mai stato presente) in un anello anulare attorno all'anello anulare esposto dello strato isolante dielettrico 114. Come mostrato, vi è una distanza (spazio) tra il bordo anulare dello strato di trasferimento di calore 130 e l'estremità di inserimento 104 lungo la lunghezza longitudinale dell'antenna coassiale 110 e l'apertura anulare 120 è mostrata come essendo situata all'interno dello spazio. Il centro di ablazione 124 (il punto o regione focale da cui irraggiano i mezzi di ablazione) è situato all'interno

del conduttore interno 112 in corrispondenza dell'apertura anulare 120 (da cui emanano i mezzi di ablazione). Come discusso nella sezione di controllo di centro di ablazione (sezione III.), le zone di ablazione 150, 160, 170 rimangono centrate attorno all'apertura anulare 120 e il centro di ablazione 124 e non migrano in alto lungo lo stelo 102. Quando la punta di sonda di ablazione 100 è assemblata, la copertura di punta anulare 132 copre l'apertura anulare 120.

Come esposto nella presente, il carico di estremità di antenna opzionale 122 è posizionato tra l'apertura anulare 120 e l'estremità di inserimento 104 dell'antenna coassiale 110 e agisce per aumentare le proprietà capacitive dell'antenna. Il carico di estremità di antenna opzionale 122 è preferibilmente almeno sostanzialmente perpendicolare e adiacente all'estremità del conduttore interno 112. Il carico di estremità di antenna opzionale 122 funge da concentratore capacitivo in modo tale che i mezzi di ablazione siano alterati o influenzati dal carico di estremità di antenna 122 e irraggino verso l'esterno nel tessuto mirato da una base di antenna effettiva più corta.

La punta di sonda di ablazione a microonde esemplificativa 100 ha una progettazione di stelo con

uno strato di trasferimento di calore anulare 130 (che può essere indicato come uno shunt di trasferimento termico o solamente shunt) che circonda almeno parzialmente l'antenna coassiale centrale 110. Lo strato di trasferimento di calore 130 è preferibilmente lo strato anulare più esterno di almeno la porzione dello stelo 102 che esso copre. Come verrà discusso in relazione alle figure 11-13, lo strato di trasferimento di calore 130 è posizionato per creare una zona di ablazione schiacciata ai poli 150, una zona di ablazione sferica 160 o una zona di ablazione oblunga 170 lungo lo stelo 102 della punta di sonda di ablazione 100. Il posizionamento dello strato di trasferimento di calore 130 può essere predeterminato o lo strato di trasferimento di calore 130 può essere posizionabile (ad esempio mobile, scorrevole o diversamente associabile in posizioni differenti) lungo lo stelo 102, la forma delle zone di ablazione 150, 160, 170 essendo determinata dalla posizione dello strato di trasferimento di calore 130. In uso, lo strato di trasferimento di calore 130 si estende parzialmente nella zona di ablazione mentre una parte dello strato di trasferimento di calore 130 rimane all'esterno della zona di ablazione. Lo strato di trasferimento di calore 130 è preferibilmente realizzato in un materiale che ha

sia conduttività termica elevata e che sia elettricamente conduttivo (sebbene la conduttività elettrica non sia un requisito). In altre parole, lo strato di trasferimento di calore 130 è preferibilmente uno strato a conduttività termica elevata. (D'altro canto, la punta di sonda di ablazione 100 è sia trasmissiva a microonde sia termicamente non conduttiva). Un materiale esemplificativo include, ma non è limitato a, argento (Ag), rame (Cu), alluminio (Al), titanio (Ti), acciaio inossidabile (Ss) o qualsiasi altro materiale noto o ancora da scoprire che abbia conduttività termica elevata e sia elettricamente conduttivo. Ad esempio, l'argento ha una conduttività superiore rispetto al rame, l'alluminio ha una conduttività elevata (ma una conduttività inferiore rispetto al rame), l'acciaio inossidabile ha una scarsa conduttività termica e il titanio ha una conduttività termica più scarsa rispetto all'acciaio inossidabile. In aggiunta, possono essere usati materiali non metallici con proprietà di conduzione termica che sono da 2 a 12 volte maggiori rispetto ai metalli (come diamante, nitruro di boro, grafite pirolitica e grafene). (Il grafene ha un tasso di trasferimento termico fino a 5.000,0 W/mC mentre l'argento è 406,0 W/mC.) Le differenti proprietà di conduttività termica

dei differenti materiali consentono la costruzione di dispositivi aventi differenti proprietà di conduttività termica misurabili che possono essere usate per creare una varietà di punte di sonda di ablazione per l'uso in applicazioni differenti. Come discusso nella sezione di controllo di temperatura di zona di ablazione (sezione IV.), strati di trasferimento di calore preferiti 130 raffreddano passivamente la punta di sonda di ablazione 100 riducendo al minimo la produzione di energia termica lungo le porzioni della punta di sonda di ablazione 100 sostanzialmente adiacenti o vicine allo strato di trasferimento di calore 130.

La punta di sonda di ablazione a microonde esemplificativa 100 ha una progettazione di punta con una copertura di punta 132 in corrispondenza dell'estremità di inserimento 104. La copertura di punta 132 è realizzata preferibilmente in un materiale o substrato che ha sia una radio-traslucidità elevata (significando che è altamente radiotrasparente o ha tassi di assorbimento di microonde o radiofrequenza bassi) sia una conduttività termica bassa (significando che è altamente isolante o ha tassi di conduttività termica bassi), essendo al contempo anche elettricamente non conduttivo. Materiali esemplificativi idonei per questo scopo includono, ma non sono limitati a,

plastiche come polisolfone, polieterimmide e polimetilmetacrilato, ma possono anche includere sostanze ceramiche come diossido di zirconio e disilicato di litio. Le sonde di ablazione con questa progettazione di punta hanno le proprietà di consentire all'energia a microonde di eludere preferibilmente (radio-trasparenza elevata), impedire al calore di ritornare nella sonda di ablazione (conduttività termica bassa) e isolamento elettrico elevato (conduttività elettrica bassa).

II.B. Zone di ablazione:

Le figure 8-10 mostrano i componenti di base della punta di sonda di ablazione 100 e le figure 11-13 mostrano le punte di sonda di ablazione specifiche 100a, 100b, 100c che creano le tre zone di ablazione di forma differente 150, 160, 170.

Sebbene la figura 9 mostri tre zone di ablazione differenti 150, 160, 170, essa mostra in modo errato un singolo sfalsamento di apertura. Le figure 11-13 mostrano in modo corretto i differenti sfalsamenti di apertura 152, 162, 172 rispetto al conduttore esterno anulare 116 che sarebbero necessari per creare le rispettive zone di ablazione 150, 160, 170.

Analogamente, la figura 10 mostra un flusso di energia esemplificativo della punta di sonda di

ablazione 100a della figura 11, ma i flussi sarebbero simili per le punte di sonda di ablazione 100b e 100c delle figure 12 e 13. La figura 10 mostra un flusso di energia esemplificativo di una punta di sonda di ablazione esemplificativa 100 che può essere descritto in otto "fasi di flusso" (FS1-FS8). La maggior parte dei numeri di riferimento delle fasi di flusso puntano a frecce che mostrano la direzione del flusso di energia. Sebbene descritte come "fasi" per raffigurare il flusso, in realtà molte delle fasi si verificano in modo continuo e/o simultaneamente. Questa punta di sonda esemplificativa 100 usa l'energia a microonde come propri mezzi di ablazione 62.

- FS1: I mezzi di ablazione 62 forniti dalla sorgente di ablazione 60 sono inseriti o iniettati nell'antenna coassiale centrale 110 e si spostano verso il basso lungo la guida d'onda (ad esempio lo strato isolante dielettrico 114) tra il conduttore interno 112 e il conduttore esterno anulare 116.
- FS2: I mezzi di ablazione 62 escono quindi dall'apertura anulare 120 vicino al carico di estremità di antenna 122. L'uscita dei mezzi di ablazione implica che l'energia agisce nella regione di campo vicino reattivo dell'antenna con una lunghezza di antenna effettiva di approssimativamente $\lambda/2\pi$ (lunghezza d'onda $\sim 0,159$) o inferiore.
- FS3: I mezzi di ablazione 62 accanto iniziano a irraggiare verso l'esterno come irraggiamento in campo vicino fuori dall'apertura anulare 120 attraverso una copertura di punta anulare 132. La lunghezza dell'apertura anulare determina la lunghezza di antenna effettiva e il carico di potenza effettivo (densità di potenza), con un'apertura anulare maggiore che risulta in una

densità di potenza effettiva inferiore che passa al tessuto mirato. Come esposto nella presente, la copertura di punta anulare 132 ha le doppie proprietà di essere altamente radiotrasparente all'energia a MW o RF che fluisce all'esterno, essendo al contempo anche altamente isolante in modo tale che la punta di sonda di ablazione 100 non conduca energia termica nuovamente all'interno quando i mezzi di ablazione 62 vi passano attraverso.

- FS4: Dopo essere passati attraverso la copertura di punta anulare altamente radiotrasparente 132, i mezzi di ablazione 62 sono successivamente assorbiti nel tessuto vivo 91 (che può essere un germe dentario 92 o il tessuto circostante) attorno alla copertura di punta anulare 132 in quella che diventerà la zona di riscaldamento attivo 125, che inizia a riscaldare rapidamente il tessuto 91 quando l'energia a MW o RF viene convertita in energia termica.
- FS5: Quando il tessuto 91 attorno alla copertura di punta anulare 132 aumenta a una temperatura sufficiente per formare la zona di ablazione, le proprietà di conduttività termica bassa/isolamento elevato della copertura di punta anulare 132 impediscono preferibilmente all'energia termica del tessuto di condurre nuovamente nella struttura di antenna della punta di sonda di ablazione 100 e di migrare in alto lungo l'antenna coassiale centrale 110 e il conduttore esterno anulare 116.
- FS6: In aggiunta alle doppie proprietà della copertura di punta anulare 132, lo stelo 102 della punta di sonda di ablazione 100 contiene anche uno strato di trasferimento di calore anulare elettricamente e termicamente isolato 130 che impedisce la trasmissione dei mezzi di ablazione 62 in alto lungo lo stelo 102, consentendo al contempo all'energia termica dalla zona di ablazione attiva di condurre preferibilmente in alto lungo lo strato di trasferimento di calore anulare 130 dalla zona di ablazione del tessuto molle 91 che si sta riscaldando.
- FS7: Lo strato di trasferimento di calore anulare 130 è "raffreddato" trasferendo la sua energia termica nel tessuto molle a contatto 91 che non è direttamente riscaldato dai mezzi di ablazione 62 poiché lo strato di trasferimento di calore anulare 130 ha impedito ai mezzi di ablazione 62

di migrare in alto lungo lo stelo 102.

FS8: Il meccanismo di raffreddamento dello strato di trasferimento di calore anulare 130 mediante il tessuto molle adiacente 91 non si verifica solamente attraverso la sua massa termica elevata dovuta all'elevato contenuto di acqua, ma i tessuti molli 91 sono perfusi da sangue in movimento, il che significa che il calore è allontanato dallo strato di trasferimento di calore anulare 130 e all'esterno del tessuto molle circostante 91.

Gli sfalsamenti di apertura mostrati 152, 162, 172 nelle figure 11-13 creano le differenti forme di zona di ablazione 150, 160, 170. Più in particolare, il rapporto tra lunghezza e larghezza (rapporto di aspetto) della zona di ablazione aumenta con un aumento dello sfalsamento di apertura per assumere una forma più oblunga. Gli sfalsamenti di apertura 152, 162, 172 possono essere descritti come le distanze (posizioni arretrate) tra l'apertura anulare 120 (e/o il centro di ablazione 124) e lo strato di trasferimento di calore anulare 130. Per coerenza, gli sfalsamenti di apertura 152, 162, 172 mostrati e descritti nella presente sono la distanza tra il centro dell'apertura anulare 120 (mostrato come l'effettivo centro di ablazione 124 e può essere altresì indicato come il "centro dell'apertura anulare 124") e il bordo anulare dello strato di trasferimento di calore anulare 130 più vicino all'apertura anulare 120. Poiché il centro di ablazione

120 è stazionario (non migra) come discusso nella sezione di controllo di centro di ablazione (sezione III.), il centro di ablazione 124 e il centro dell'apertura anulare 124 rimangono lo stesso. Occorre notare che, sebbene le distanze siano differenti, gli sfalsamenti di apertura potrebbero essere misurati da punti di riferimento alternativi (ad esempio il bordo anulare del conduttore esterno anulare 116 più vicino all'apertura anulare 120).

Gli esempi delle figure 11-13 sono basati su punte di sonda di ablazione esemplificative con aperture da 1,0 mm a 1,5 mm. La frequenza esemplificativa usata era 12 GHz e la potenza esemplificativa usata era 6,6 W. (Altre frequenze, inclusi 18 GHz, erano in grado di produrre zone di ablazione formate). L'intervallo degli sfalsamenti di apertura è tra 0,0 mm e 3,0 mm, ma sono stati altresì misurati superare 10,0 mm. Le misurazioni sono state acquisite a venti (20) secondi. Ciascuna sonda è stata regolata in frequenza in acqua per ottenere la lettura di potenza riflessa minima prima di ciascuna ablazione. (La figura 17 mostra i risultati di un esperimento di sonda esemplificativo correlato alla rotondità della zona di ablazione in quanto si riferisce sia alla conduttività termica del conduttore esterno anulare 116 sia all'effettiva dimensione di apertura

120).

■ La figura 11 mostra la zona di ablazione 150 con una forma schiacciata ai poli. Lo sfalsamento di apertura 152 è il più corto degli sfalsamenti di apertura 152, 162, 172 e crea la zona di ablazione schiacciata ai poli 150. Come un esempio, per una punta di sonda di campo vicino, lo sfalsamento di apertura potrebbe essere inferiore a 1,0 mm. La zona di ablazione 150 ha un rapporto di aspetto di larghezza/lunghezza maggiore di 1,0 (rapporto di aspetto $> 1,0$). Le figure 14A e 15A mostrano isoterme di zona di ablazione con una forma schiacciata ai poli esemplificativa.

■ La figura 12 mostra una zona di ablazione 160 con una forma sferica. Lo sfalsamento di apertura 162 ha una lunghezza tra lo sfalsamento di apertura 152 e lo sfalsamento di apertura 172 e crea la zona di ablazione sferica 160. Come un esempio, per una punta di sonda di campo vicino, lo sfalsamento di apertura potrebbe essere approssimativamente 2,0 mm (a almeno tra 1,0 mm e 4,0 mm). La zona di ablazione 160 ha un rapporto di aspetto di larghezza/lunghezza pari a 1,0 (rapporto di aspetto = 1,0). Le figure 14B e 15B mostrano isoterme di zona di ablazione con una forma sferica esemplificativa.

■ La figura 13 mostra una zona di ablazione 170 con una forma oblunga. Lo sfalsamento di apertura 172 è il più lungo degli sfalsamenti di apertura 152, 162, 172 e crea la zona di ablazione oblunga 170. Come un esempio, per una punta di sonda di campo vicino, lo sfalsamento di apertura potrebbe essere superiore a 4,0 mm. La zona di ablazione 170 ha un rapporto di aspetto di larghezza/lunghezza minore di 1,0 (rapporto di aspetto $< 1,0$). Le figure 14C e 15C mostrano isotermi di zona di ablazione con una forma oblunga esemplificativa.

Come verrà discusso nella sezione di taratura e congiuntamente al controllo di volume e/o diametro di ablazione guidato da CT (sezione V.), la formatura di zona di ablazione può essere tarata. Inoltre, non vi è alcuna tecnologia concorrente nota che abbia questa capacità unica di formare la zona di ablazione in una forma schiacciata ai poli, sferica o oblunga fissa con un rapporto di aspetto di larghezza/lunghezza fisso durante tutta una procedura di ablazione e, pertanto, nessun'altra tecnologia di ablazione medica ha questo grado di capacità di formatura di zona di ablazione.

III. Controllo di centro di ablazione

Si è riscontrato che le tecnologie di ablazione a microonde (MWA) e ablazione a radiofrequenza (RFA) mediche convenzionali sono subottimali per l'ablazione

di germe dentario per una serie di motivi. I sistemi di ablazione medica sono stati rivisti e scartati perché mostravano una "migrazione" sostanziale della zona di ablazione in alto lungo gli steli delle sonde di ablazione durante la procedura, risultando pertanto in una zona di ablazione asimmetrica rispetto al centro di ablazione. Il margine esterno della zona di ablazione di tessuto molle migra in modo asimmetrico in alto lungo lo stelo di punta di sonda quando la sonda di ablazione si riscalda. Questo significa che il centro di ablazione effettivo migra in alto lungo lo stelo di punta quando la sonda di ablazione si riscalda durante il ciclo di trattamento. Questa migrazione di zona di ablazione asimmetrica rende la predeterminazione o pianificazione di una procedura di ablazione medica estremamente difficile per l'operatore e rappresenta un rischio significativo di danneggiare il tessuto all'esterno della zona di ablazione pianificata.

Come esposto, il centro di ablazione 124 è posizionato centralmente all'interno del conduttore interno 112 e circondato in modo anulare dall'apertura anulare 120. Il centro di ablazione 124 è anche l'effettivo centro delle zone di ablazione 150, 160, 170. Il centro di ablazione 124 può altresì essere indicato come il "centro dell'apertura anulare 124". La

tecnologia di ablazione descritta nella presente è stata progettata per eliminare la migrazione asimmetrica della zona di ablazione in alto lungo lo stelo di punta di sonda di ablazione durante la procedura di ablazione. Eliminare la migrazione può essere pensato come "fissare" il centro di ablazione 124 in posizione rispetto al centro di ablazione 124, all'apertura anulare 120 e/o alla punta di sonda di ablazione 100. In altre parole, punte di sonda di ablazione preferite 100 descritte nella presente hanno zone di ablazione "stazionarie" (che possono essere indicate come "fisse") 150, 160, 170 in quanto rimangono centrate sull'apertura anulare 120 e il centro di ablazione 124. Questo è mostrato nella figura 19. I margini esterni delle zone di ablazione 150, 160, 170 non migrano in modo asimmetrico in alto (verso l'impugnatura 52) lungo lo stelo di punta di sonda 102 quando la punta di sonda di ablazione 100 si riscalda. Inoltre, l'effettivo centro di ablazione 124 all'interno del centro del tessuto non migra in alto (verso l'impugnatura 52) lungo lo stelo di punta di sonda 102 quando l'ablazione 100 si riscalda.

Lo strato di trasferimento di calore esterno anulare 130 della punta di sonda di ablazione in combinazione con l'uso di un'antenna di campo vicino

mantiene il centro della zona di ablazione stazionario quando la zona di ablazione si allarga in modo simmetrico verso l'esterno, come mostrato nella figura 19. Come discusso in relazione alla figura 10 (FS6), lo strato di trasferimento di calore esterno anulare 130 ha doppie proprietà: (1) impedisce la trasmissione dei mezzi di ablazione 62 dal migrare in alto lungo lo stelo 102 e (2) consente simultaneamente all'energia termica dalla zona di ablazione attiva di condurre preferibilmente in alto lungo lo strato di trasferimento di calore anulare 130 dalla zona di ablazione del tessuto molle 91 che si sta riscaldando.

Una volta che la punta di sonda di ablazione 100 è posizionata all'interno del tessuto mirato 92, la procedura di ablazione è attivata dall'operatore attraverso l'uso della sorgente di ablazione 60. I mezzi di ablazione 62 fluiscono attraverso il sistema di sonda di ablazione 50 e irradiano verso l'esterno dal centro di ablazione 124. L'energia/il calore che irraggia verso l'esterno dal centro di ablazione 124 forma le zone di ablazione 150, 160, 170. Mentre l'energia irraggia verso l'esterno dal centro, il centro di ablazione 124 e le zone di ablazione 150, 160, 170 rimangono stazionari rispetto al centro di ablazione 124 in quanto le zone di ablazione 150, 160, 170 rimangono centrate attorno

al centro di ablazione 124 e i margini esterni delle zone di ablazione 150, 160, 170 non migrano in alto lungo lo stelo di punta di sonda 102 quando la punta di sonda di ablazione 100 si riscalda. Al contrario, le proprietà dell'antenna di campo vicino 110 (l'antenna coassiale centrale 110) e/o le proprietà dello strato di trasferimento di calore esterno anulare 130 impediscono la migrazione verso l'alto (lontano dall'estremità di inserimento 104) rispetto allo stelo 102. Questo è vero a prescindere dal fatto che la forma della zona di ablazione sia schiacciata ai poli, sferica o oblunga.

Non vi è alcuna tecnologia concorrente nota che abbia questa capacità unica di mantenere il centro della zona di ablazione in una posizione fissa durante tutta la procedura di ablazione e, pertanto, nessun'altra tecnologia di ablazione medica ha questo grado di capacità di centraggio.

IV. Controllo di temperatura di zona di ablazione

Un altro aspetto del processo di ablazione di germe dentario è il controllo di temperatura di zona di ablazione. La temperatura di picco è limitata durante tutta la procedura al fine di impedire la bruciatura del tessuto. In altre parole, la temperatura della porzione della punta di sonda di ablazione che è inserita nel

tessuto deve essere al di sotto di una temperatura specificata per impedirle di uccidere il tessuto. Ad esempio, è ampiamente inteso nell'industria dell'ablazione medica che una volta che la temperatura di una superficie aumenta al di sopra di sessanta gradi (60 °C) anche per un periodo di tempo breve, il calore ucciderà qualsiasi tessuto che entra a contatto con tale superficie. Un confronto tra tessuto surriscaldato e tessuto riscaldato in modo corretto può essere visto confrontando le figure 20A e 20B.

La figura 20A mostra un tessuto surriscaldato che può essere visto come vapore generato (mostrato come l'anello interno ondulato) nella regione centrale nella zona di riscaldamento attivo 125 attorno alla punta di sonda di ablazione. Questo si verifica quando la temperatura di picco ha superato cento gradi Celsius (100 °C). La generazione di vapore disidrata il tessuto, il che può portare a una bruciatura del tessuto e a una guarigione anomala che include la formazione di cicatrici residue. In altre parole, il mancato controllo della temperatura di picco può risultare in una guarigione imprevedibile che può portare alla formazione di cicatrici. Quando si verifica la formazione di cicatrici, è quindi possibile che il tessuto molle non guarisca in modo normale e può risultare in difetti

permanenti ai tessuti.

La figura 20B mostra un tessuto riscaldato in modo corretto in cui un processo di ablazione a capacitanza termica controllata non supera novanta gradi Celsius (90 °C) per impedire la bruciatura. Vi è un potenziale ridotto di disidratazione del tessuto durante l'ablazione o di guarigione postoperatoria anomala con formazione di cicatrici rilevabile per via radiografica quando le temperature di picco non superano cento gradi Celsius (100 °C). In base a molteplici studi su animali, quando le temperature di picco sono limitate a novanta gradi Celsius (90 °C), l'osso si riempie in un periodo di tempo breve senza formazione di cicatrici e i germi dentari non sono più rilevabili ai raggi X in sole quattro (4) settimane. Mantenere le temperature di picco a novanta gradi Celsius (90 °C) o inferiori, è pertanto altamente desiderabile per l'ablazione di germe dentario, ma è altresì desiderabile per altri tipi di tessuto bersaglio dove la formazione di cicatrici non è un esito auspicato.

Vi sono due tipi principali di controllo di temperatura che possono essere usati nel sistema di sonda di ablazione: raffreddamento "passivo" e raffreddamento "attivo". La temperatura è altresì influenzata dal controllo di carico di potenza come

discusso nella sezione di carico di potenza (sezione VI.). La capacitanza termica che può essere aggiunta agli strati di trasferimento di calore 130 può essere passiva ("raffreddamento tissutale" o "raffreddamento termico") o attraverso capacitanza termica attiva. La capacitanza termica attiva può essere sotto forma di un fluido di raffreddamento (ad esempio, un liquido come l'acqua o un gas come l'aria) che viene forzato (fatto circolare) attraverso la punta di sonda di ablazione (ad esempio, attraverso lo strato di trasferimento di calore 130).

IV.A. Raffreddamento passivo:

Punte di sonda di ablazione preferite 100 (inclusi gli steli di punta di sonda 102) descritte nella presente includono il raffreddamento passivo (controllo di temperatura di zona di ablazione passivo). Per il raffreddamento passivo, strati di trasferimento di calore 130 raffreddano passivamente le punte di sonda di ablazione 100 riducendo al minimo la produzione di energia termica lungo le porzioni delle punte di sonda di ablazione 100 sostanzialmente adiacenti o vicine agli strati di trasferimento di calore 130. Il raffreddamento passivo di punte di sonda di ablazione preferite 100, pertanto, mantiene gli steli di punta di sonda 102 relativamente freddi.

Le punte di sonda di ablazione 100 descritte nella presente usano preferibilmente le proprietà termiche del tessuto vivo adiacente 91 (la massa termica specifica del tessuto molle 91 e la perfusione di sangue attiva del tessuto molle 91) per raffreddare la punta di sonda di ablazione 100 e aiutare a formare le zone di ablazione 150, 160, 170. Questa caratteristica può essere indicata come "raffreddamento tissutale". Il raffreddamento tissutale è mostrato nella figura 10 (fasi di flusso FS7 e FS8) che è discussa nella presente.

In alternativa a o in combinazione all'uso del raffreddamento tissutale per il raffreddamento passivo, il "raffreddamento termico" può essere usato per il raffreddamento passivo. Il raffreddamento termico può essere conseguito passivamente aggiungendo capacità termica aggiuntiva allo strato di trasferimento di calore 130. Modi esemplificativi di aggiungere capacità termica sono mostrati nelle figure 26A-26D come l'aggiunta di almeno un condensatore termico (indicato e descritto in genere come un serbatoio termico (TR, thermal reservoir) 134 che almeno parzialmente circonda in modo anulare lo strato di trasferimento di calore 130 di una punta di sonda di ablazione come una delle punte di sonda di ablazione 100 descritte nella presente). Il serbatoio termico 134 è

mostrato nella figura 26A come il serbatoio termico 134a, nella figura 26B come il serbatoio termico 134b e nella figura 26C come il serbatoio termico 134c. La figura 26D mostra una sezione trasversale presa lungo la lunghezza longitudinale di una punta di sonda di ablazione 100 che ha un serbatoio termico 134. Sebbene mostrato come un serbatoio termico solido 134a, con alcune modifiche (ad esempio, per un serbatoio termico fluido 134b la sezione trasversale potrebbe distinguere il tubo 135a dal fluido al suo interno), questa potrebbe essere una sezione trasversale di altri tipi di punte di sonda di ablazione divulgate nella presente. Altri cambiamenti alla sezione trasversale sarebbero necessari in base ad altre modifiche/variazioni (ad esempio se lo strato anulare di isolamento opzionale 118 fosse stato omesso) descritte nella presente. Mentre lo strato di trasferimento di calore 130 funge ancora da pompa di calore (vale a dire, aspirando calore dalla zona di tessuto molle consentendo all'energia termica dalla zona di ablazione attiva di essere condotta preferibilmente in alto lungo lo strato di trasferimento di calore anulare 130), il serbatoio termico 134 aiuta a raffreddare lo strato di trasferimento di calore 130 trasferendo il calore dallo strato di trasferimento di calore 130 al serbatoio termico 134. In altre parole,

il serbatoio termico 134 assorbe calore dallo strato di trasferimento di calore 130. Trasferire calore nel serbatoio termico 134 raffredda lo strato di trasferimento di calore 130 che mantiene quindi un gradiente di temperatura elevato che agevola livelli elevati continui di trasferimento di calore, poiché nessun trasferimento di calore può avvenire se non vi è alcun gradiente di temperatura.

Le figure 26A-26C mostrano serbatoi termici esemplificativi 134a-134c applicati a punte di sonda di ablazione esemplificative che hanno uno strato di trasferimento di calore 130.

La figura 26A mostra un serbatoio termico solido 134a (ad esempio, un serbatoio termico in alluminio (Al) o in argento (Ag)) implementato come un cilindro con un diametro interno (ID) di 2,1 mm che circonda in modo anulare lo strato di trasferimento di calore 130 in modo tale che lo strato di trasferimento di calore 130 e il serbatoio termico 134a siano collegati termicamente. (Il cilindro può essere costruito in molti modi inclusi, ma non limitati a, perforando uno sbizzo di materiale, applicando un rivestimento spesso di materiale, avvolgendo un foglio di materiale, formando lo strato di trasferimento di calore 130 e il serbatoio termico 134 come un singolo pezzo mediante stampa 3D additiva o

lavorazione sottrattiva, o usando un qualsiasi metodo noto o ancora da scoprire per creare un cilindro in modo efficace). Tra l'ID del serbatoio termico cilindrico in alluminio (o argento) 134a e il diametro esterno (OD) dello strato di trasferimento di calore 130 può esservi un grasso di trasferimento di calore (ad esempio, un grasso termico a efficienza elevata come GENNEL G107 con conduttività termica o un adesivo epossidico termicamente conduttivo come 3M TC-2810) per accoppiare in modo efficace il serbatoio termico 134 allo strato di trasferimento di calore 130. Il serbatoio termico 134a mostrato è posizionato sopra lo strato di trasferimento di calore 130 a 20,0 mm dal centro di ablazione 124.

La figura 26B mostra un serbatoio termico 134b implementato come un tubo o tubatura in rame (Cu) 135a con un diametro interno (ID) di 4,5 mm riempito di acqua e tappato in corrispondenza di entrambe le estremità (tappi di estremità 135b) per mantenere l'acqua contenuta all'interno del tubo 135a. Questo può altresì essere indicato come un serbatoio termico H₂O 134b. L'acqua può essere congelata (acqua ghiacciata o solida) per aumentare ulteriormente la sua capacità termica poiché non vi è alcun cambiamento di temperatura a zero gradi Celsius (0 °C) quando l'acqua passa da uno stato

congelato a uno stato liquido e assorbe il calore latente dell'energia di fusione per effettuare questo cambiamento di fase. Il serbatoio termico 134b mostrato è posizionato sopra lo strato di trasferimento di calore 130 a 20,0 mm dal centro di ablazione 124.

La figura 26C mostra un serbatoio termico 134c che forma almeno una parte dell'impugnatura e circonda almeno una parte dello strato di trasferimento di calore 130 per formare una punta di sonda di ablazione con un gruppo integrato di impugnatura e serbatoio termico (indicato come un gruppo integrato). L'impugnatura di serbatoio termico 134c effettua un contatto stretto con lo strato di trasferimento di calore 130 e può fornire una capacità di trasferimento termico sufficiente per raffreddare la punta di sonda. Un primo gruppo integrato preferito è un'impugnatura di serbatoio termico metallica che è costruita a partire da metallo. I metalli che potrebbero essere usati includono l'argento poiché ha un tasso di conduttività termica elevato di 420,0 W/mC o l'alluminio con un tasso di conduttività moderato di 205,0 W/mC. Un secondo gruppo integrato preferito è un'impugnatura di serbatoio termico miscelata che è costruita a partire da composti di trasferimento termico (ad esempio, riempitivi termici di nitrato di boro) e plastiche (mescola di

plastica/nitruro di boro) che è stampata a iniezione a forma di impugnatura sullo strato di trasferimento di calore 130 in modo tale che l'impugnatura in mescola di plastica/nitruro di boro funga da serbatoio termico 134c. Un terzo gruppo integrato preferito è un'impugnatura di serbatoio termico superconduttore che è costruita a partire da un superconduttore (ad esempio, un superconduttore non metallico) che ha un tasso di conduttività termica che è superiore a 420,0 W/mC (il tasso di conduttività termica dell'argento). Il serbatoio termico 134c mostrato è posizionato sopra lo strato di trasferimento di calore 130 a 20,0 mm dal centro di ablazione 124.

Come verrà discusso, vi sono diversi meccanismi di controllo di capacità termica (che possono essere indicati come mezzi per controllare la conduttività termica) che possono essere usati per maneggiare la capacità termica e il gradiente di temperatura. Ad esempio, posizionare il serbatoio termico 134 verso l'estremità di inserimento 104 della punta di sonda di ablazione aumenta la capacità di trasferimento termico (con un gradiente di temperatura aumentato). Un altro esempio è che allungando lo strato di trasferimento di calore 130 aumenta la capacità, sebbene il gradiente di temperatura (con tasso di trasferimento termico

ridotto) sia inferiore rispetto al gradiente di temperatura creato posizionando il serbatoio termico 134 più vicino all'estremità di inserimento 104 della punta di sonda di ablazione. Meccanismi di controllo di capacità termica esemplificativi possono essere usati per regolare e/o ottimizzare le proprietà termiche per una particolare punta di sonda di ablazione e/o il suo uso previsto. Quanto segue è un elenco parziale di tali meccanismi di controllo di capacità termica:

- la temperatura (ad esempio, temperatura iniziale) del serbatoio termico 134;
- la posizione del serbatoio termico 134;
- la massa/la dimensione/il volume (incluse la lunghezza e l'area in sezione trasversale) del serbatoio termico 134;
- il materiale (che ha una capacità termica) a partire dal quale è costruito il serbatoio termico 134 (preferibilmente tenendo in considerazione il tasso di conduttività termica);
- la massa/la dimensione/il volume (incluse la lunghezza e l'area in sezione trasversale) dello strato di trasferimento di calore 130 (per determinare la capacità di trasferimento di calore totale);
- il materiale a partire dal quale è costruito lo

strato di trasferimento di calore 130
(preferibilmente tenendo in considerazione il
tasso di conduttività termica);

- la potenza (ad esempio, frequenza di sorgente) e/o l'energia applicata alla punta di sonda di ablazione; e
- la durata (tempo) del ciclo di ablazione.

Usare questi meccanismi di controllo di trasferimento di calore e capacità termica significa che una punta di sonda di ablazione con un serbatoio termico 134 può avere una temperatura massima predeterminata (la temperatura più calda a cui verrà esposto il tessuto adiacente alla punta di sonda di ablazione) erogando al contempo dosaggi di energia predeterminati. Inoltre, controllando (inclusi regolando, determinando, impostando e selezionando i meccanismi di controllo come la massa/la dimensione/il volume e i materiali, così come usando i meccanismi di controllo variabile come la temperatura, la potenza e la durata) questi meccanismi di controllo di capacità termica, la punta di sonda di ablazione può essere ottimizzata per scopi particolari. Questi meccanismi di controllo di capacità termica possono essere usati da soli (regolando solamente un meccanismo di controllo di capacità termica) o insieme (regolando molteplici

meccanismi di controllo di capacitanza termica). I seguenti paragrafi esamineranno l'effetto di regolare i meccanismi di controllo di capacitanza termica in modo individuale.

Una temperatura ottimale e/o un intervallo di temperatura ottimale è la temperatura o intervallo di temperature dello strato di trasferimento di calore 130 che è in grado di ablatore il tessuto mirato mitigando al contempo il danneggiamento dei tessuti (non mirati) collaterali immediatamente adiacenti. La temperatura ottimale dello strato di trasferimento di calore 130 che entra a contatto con il tessuto può essere predeterminata (impostata a un livello desiderato o a una temperatura predeterminata) e quindi mantenuta a tale livello (temperatura) o a uno inferiore usando i meccanismi di controllo di capacitanza termica come quelli descritti nella presente. In alternativa, l'intervallo di temperatura ottimale dello strato di trasferimento di calore 130 che entra a contatto con il tessuto può essere predeterminato (impostato entro un livello desiderato o a un intervallo di temperatura predeterminato) e quindi mantenuto entro tale intervallo di livello (temperatura) usando i meccanismi di controllo di capacitanza termica come quelli descritti nella presente. La temperatura ottimale e/o l'intervallo

di temperatura ottimale è/sono determinati in base a fattori che includono la progettazione della punta di sonda di ablazione, la frequenza di sorgente di potenza e il dosaggio di energia totale, la sensibilità del tessuto mirato da riscaldare e altri fattori. Ad esempio, è possibile predeterminare una temperatura ottimale al di sotto di sessanta gradi Celsius (60 °C) per la temperatura della superficie dello strato di trasferimento di calore 130 che entrerà a contatto con il tessuto per impedire al calore di uccidere il tessuto che entra a contatto con tale superficie. La figura 30A mostra il tessuto che è stato ucciso lungo lo strato di trasferimento di calore 130. Questo può essere confrontato con la fotografia della figura 30B in cui il tessuto lungo il percorso di inserimento non è stato ucciso perché lo strato di trasferimento di calore 130 della punta di sonda di ablazione è mantenuto a una temperatura al di sotto di quarantacinque gradi Celsius (45 °C), che è sufficientemente bassa per impedire il danneggiamento del tessuto anche per tempi di ablazione estesi.

Se la temperatura predeterminata ottimale dello strato di trasferimento di calore 130 deve essere la temperatura ambiente (ventitré gradi Celsius (23 °C)), una parte di o tutti i meccanismi di controllo di

capacitanza termica possono essere regolati (ad esempio, abbassando la temperatura iniziale del serbatoio termico 134 e/o aumentando la dimensione (dimensioni) del serbatoio termico 134). La temperatura predeterminata dello strato di trasferimento di calore 130 potrebbe essere abbassata a cinque gradi Celsius (5 °C) o inferiore. Guardando la figura 28A, la punta di sonda di ablazione con uno strato di trasferimento di calore 130 di 20,0 mm e nessun serbatoio termico 134 supera cento gradi Celsius (100 °C) approssimativamente a venticinque (25) secondi. (Usare una punta di sonda di ablazione che supera cento gradi Celsius (100 °C) risulterebbe in un danneggiamento del tessuto come mostrato nella figura 30A). Allungando semplicemente il serbatoio termico 134 a 125,0 mm fa diminuire drasticamente la temperatura di stelo (non supera settanta gradi Celsius (70 °C) durante il ciclo di 40 secondi), ma non supera sessanta gradi Celsius (60 °C) alla fine del ciclo per via della lunghezza maggiore e della capacità termica superiore e del gradiente di temperatura inferiore attraverso cui il calore deve essere pompato. Quando capacità termica aggiuntiva è aggiunta più vicino alla punta (sotto forma di serbatoio termico 134), la temperatura non supera quarantacinque gradi Celsius (45 °C) (che non uccide mai il tessuto)

durante l'intero ciclo. (Usare una punta di sonda di ablazione che non supera quarantacinque gradi Celsius (45 °C) risulterebbe in nessun danneggiamento del tessuto per la maggior parte dei tipi di tessuto lungo il percorso di inserimento come mostrato nella figura 30B).

La temperatura (ad esempio, la temperatura iniziale) del serbatoio termico 134 influenza la capacitanza termica. La temperatura del serbatoio termico 134 è un meccanismo di controllo di capacitanza termica che può essere controllato impostando o selezionando la temperatura iniziale (ad esempio, raffreddando) del serbatoio termico 134 e/o regolando la temperatura se il serbatoio termico ha una temperatura regolabile (ad esempio, usando il raffreddamento attivo). Abbassare la temperatura del serbatoio termico 134 aumenta il differenziale di temperatura (la differenza di temperatura tra il serbatoio termico 134 e lo strato di trasferimento di calore 130) in modo tale che lo strato di trasferimento di calore 130 (shunt di raffreddamento) non debba "pompare" (o trasferire) il calore così lontano o che più calore possa essere trasferito in un periodo di tempo più breve. (Deve esservi un differenziale di temperatura netto affinché il calore fluisca. Se non vi

è alcun gradiente di temperatura o un differenziale di temperatura di zero, vi è un pompaggio di calore di zero e il calore non fluirà). Maggiore è il differenziale di temperatura, più calore può essere trasferito e assorbito dal serbatoio termico 134. La temperatura del serbatoio termico 134 può essere regolata per aumentare la capacità termica del serbatoio termico, ad esempio, immergendo il serbatoio termico 134 in acqua fredda, refrigerando il serbatoio termico 134, forzando (facendo circolare) i fluidi di raffreddamento o i gas di raffreddamento attraverso il serbatoio termico 134, o qualsiasi altro mezzo noto o ancora da scoprire per raffreddare il serbatoio termico 134.

La posizione del serbatoio termico 134 influenza il differenziale di potenza che, a sua volta, influenza la capacità di trasferimento termico dello strato di trasferimento di calore 130. La posizione del serbatoio termico 134 è un meccanismo di controllo di capacità termica che può essere controllato selezionando il posizionamento del serbatoio termico 134 e/o regolando il posizionamento se il serbatoio termico è un serbatoio termico mobile che può scorrere in alto e in basso lungo lo stelo. Più in particolare, spostare il serbatoio termico 134 verso l'estremità di inserimento 104 aumenta il differenziale di temperatura. (Al contrario, spostare

il serbatoio termico 134 lontano dall'estremità di inserimento 104 diminuisce il differenziale di temperatura). Aumentare il differenziale di temperatura in modo efficace significa che lo strato di trasferimento di calore 130 (shunt di raffreddamento) può pompare più calore perché non deve spostare il calore per un gradiente di temperatura ridotto. Questo significa che più il serbatoio termico 134 è spostato vicino all'estremità di inserimento 104, maggiore è il differenziale di temperatura, risultando in maggiori tassi di trasferimento termico. Come indicato in precedenza, maggiore è il differenziale di temperatura, più calore può essere assorbito dal serbatoio termico 134.

Regolare la massa/le dimensioni/il volume del serbatoio termico 134 influenza la capacità termica totale. La massa/le dimensioni/il volume del serbatoio termico 134 sono un meccanismo di controllo di capacità termica che può essere controllato impostando o selezionando la massa/le dimensioni/il volume del serbatoio termico 134 durante la fabbricazione e/o quando l'utilizzatore seleziona la punta di sonda di ablazione. Ad esempio, aumentare l'area in sezione trasversale, il diametro e/o la lunghezza del serbatoio termico 134 aumenta la quantità

di calore che viene pompato in alto lungo lo strato di trasferimento di calore 130 (shunt di raffreddamento) poiché può essere mantenuto un differenziale di temperatura maggiore. Il serbatoio termico 134 funge da condensatore termico che ha una capacità termica in aumento quando la massa/le dimensioni/il volume vengono aumentati.

Il materiale a partire dal quale è costruito il serbatoio termico 134 influenza la sua capacità termica. Il materiale del serbatoio termico 134 è un meccanismo di controllo di capacità termica che può essere controllato impostando o selezionando il materiale a partire dal quale è costruito il serbatoio termico 134 durante la fabbricazione e/o quando l'utilizzatore seleziona la punta di sonda di ablazione. Ad esempio, usare materiali di capacità di trasferimento termico superiore per costruire il serbatoio termico 134 aumenta la quantità di calore che viene pompato in alto lungo lo strato di trasferimento di calore 130 (shunt di raffreddamento) poiché può essere mantenuto un differenziale di temperatura maggiore. Un serbatoio termico 134 può essere definito dalla capacità termica specifica del materiale di serbatoio termico in combinazione al tasso conduttivo termico del materiale di serbatoio termico. Un serbatoio termico 134 può

includere fluidi (ad esempio, un liquido come l'acqua o un gas come l'aria) o solidi (ad esempio, ghiaccio o alluminio). Ad esempio, l'aria (un gas) non ha quasi alcuna capacit anza termica ed   un buon isolante se non si sposta. Un altro esempio   l'acqua (un liquido) che ha una capacit anza termica molto elevata. L'alluminio ha una capacit anza termica bassa rispetto all'argento (vale a dire, si riscalda pi  velocemente), ma conduce lontano il calore pi  velocemente (a meno che l'acqua sia forzata (fatta circolare) attraverso la punta di sonda di ablazione). In aggiunta all'aria, all'acqua e all'alluminio, i serbatoi termici 134 possono essere realizzati a partire da o includere materiali conduttivi aventi buona capacit  di trasferimento termico che includono, ma non sono limitati a, argento, rame, diamante, materiali superconduttivi (ad esempio, nitruro di boro, grafene, nanotubi di grafene e grafite pirolitica), e combinazioni di materiali come acqua, alluminio, rame e argento. Usare materiali superconduttori non metallici ha vantaggi che includono, ma non sono limitati a: (a) le punte di sonda di ablazione possono essere pi  piccole di diametro conducendo al contempo lontano la stessa quantit  di calore, (b) potenze di ablazione superiori possono essere usate perch  conducono pi  calore lungo lo strato

di trasferimento di calore 130 (shunt di raffreddamento) senza danneggiare i tessuti non mirati, e/o (c) temperature inferiori possono essere usate per proteggere i tessuti che entrano a contatto con la punta di sonda di ablazione all'esterno della zona di ablazione mirata. I due o più materiali summenzionati possono essere combinati per creare un serbatoio termico di combinazione.

Regolare la massa/la dimensione/il volume dello strato di trasferimento di calore 130 influenza la capacità di trasferimento termico di una punta di sonda di ablazione. La massa/le dimensioni/il volume dello strato di trasferimento di calore 130 sono un meccanismo di controllo di capacità termica che può essere controllato impostando o selezionando la massa/le dimensioni/il volume dello strato di trasferimento di calore 130 durante la fabbricazione e/o quando l'utilizzatore seleziona la punta di sonda di ablazione. Ad esempio, uno strato di trasferimento di calore 130 più corto (ad esempio uno strato di trasferimento di calore 130 di 20,0 mm) ha una capacità termica effettiva piccola o nulla in modo tale che la punta di sonda di ablazione si riscaldi velocemente e rimanga calda. D'altro canto, uno strato di trasferimento di calore 130 più lungo (ad esempio, uno strato di trasferimento di

calore 130 di 125,0 mm) ha più capacità termica e, pertanto, mantiene lo strato di trasferimento di calore 130 più freddo rispetto allo strato di trasferimento di calore 130 più corto. Un altro esempio è che regolare l'area in sezione trasversale dello strato di trasferimento di calore 130 può influenzare la capacità di trasferimento termico di una punta di sonda di ablazione. Un'area in sezione trasversale più piccola limita la capacità di trasferimento termico dello strato di trasferimento di calore 130 in modo tale che la punta di sonda di ablazione si riscaldi velocemente e rimanga calda. D'altro canto, un'area in sezione trasversale aumentata dello strato di trasferimento di calore 130 (ad esempio, uno strato di trasferimento di calore 130 di 125,0 mm) ha più capacità di trasferimento termico e, pertanto, pompa più calore lungo lo strato di trasferimento di calore 130 per via del gradiente di temperatura aumentato e mantiene la punta di sonda di ablazione più fredda rispetto a uno strato di trasferimento di calore 130 di area in sezione trasversale più piccola.

Il materiale a partire dal quale è costruito lo strato di trasferimento di calore 130 influenza la sua capacità termica. Il materiale dello strato di trasferimento di calore 130 è un meccanismo di controllo

di capacitanza termica che può essere controllato impostando o selezionando il materiale a partire dal quale è costruito lo strato di trasferimento di calore 130 durante la fabbricazione e/o quando l'utilizzatore seleziona la punta di sonda di ablazione. Ciò è simile alla descrizione nella presente del materiale del serbatoio termico 134.

Regolare la potenza e l'energia dell'energia di ablazione influenza quanto calore viene applicato al tessuto mirato. La potenza applicata alla punta di sonda di ablazione è un meccanismo di controllo di capacitanza termica che può essere controllato selezionando, impostando o regolando la potenza (frequenza di sorgente) applicata alla punta di sonda di ablazione. Il tipo di potenza/energia (mezzi di ablazione) che è applicata (ad esempio, microonde o radiofrequenza) può essere impostato durante la fabbricazione della punta di sonda di ablazione e/o quando la punta di sonda di ablazione è selezionata. La quantità di potenza/energia (i mezzi di ablazione che possono essere misurati, ad esempio, in watt (W) o joule (J)) alimentata può essere impostata e regolata (aumentata o diminuita) usando la sorgente di ablazione 60. Più potenza è applicata, più caldo diventa lo strato di trasferimento di calore 130 per un dato ciclo di tempo di ablazione. Quando gli

altri meccanismi di controllo di capacitanza termica non sono ottimizzati per impedire il danneggiamento del tessuto, la quantità di energia e/o il livello di potenza possono quindi essere limitati per impedire il danneggiamento indesiderato del tessuto.

Regolare la durata (tempo) del ciclo di ablazione influenza quanto calore viene applicato al tessuto mirato. La durata (tempo) è un meccanismo di controllo di capacitanza termica che può essere controllato impostando e/o regolando la durata (tempo) durante la quale i mezzi di ablazione sono applicati alla punta di sonda di ablazione. Aumentare la durata (tempo) aumenta la quantità di calore applicata al tessuto mirato. In altre parole, più lunga è la durata dell'ablazione, più caldo diventa lo strato di trasferimento di calore 130 con una data quantità di potenza. Diminuire la durata (tempo) diminuisce la quantità di calore applicata al tessuto mirato. In altre parole, più breve è la durata dell'ablazione, meno tempo avrà lo strato di trasferimento di calore 130 per diventare caldo con una data quantità di potenza. Quando gli altri meccanismi di controllo di capacitanza termica non sono ottimizzati per impedire il danneggiamento del tessuto, la quantità di tempo può quindi essere limitata per impedire il danneggiamento indesiderato del tessuto.

Per dimostrare l'efficacia del raffreddamento termico dello strato di trasferimento di calore 130, sono stati eseguiti degli esperimenti. In un tale esperimento, le punte di sonda di ablazione testate avevano le seguenti proprietà: uno strato di trasferimento di calore in argento di 2,0 mm di diametro x 125,0 mm di lunghezza o shunt di raffreddamento (ad esempio, strato di trasferimento di calore anulare 130), uno sfalsamento di apertura di 0,5 mm e un serbatoio termico 134 di 60,0 mm aggiunto, la cui estremità era posizionata a 20,0 mm dall'estremità della punta di sonda di ablazione (ad esempio, estremità di inserimento 104). L'esperimento includeva test separati che usavano tre serbatoi termici differenti: un serbatoio termico di acqua 134 (costruito in modo analogo al serbatoio termico fluido 134b della figura 26B), un serbatoio termico 134 in alluminio (Al) (costruito in modo analogo al serbatoio termico solido 134a della figura 26A), un serbatoio termico 134 in argento (Ag) (costruito in modo analogo al serbatoio termico solido 134a della figura 26A). Ciascuno di questi serbatoi termici era lungo 60,0 mm con un diametro di 6,4 mm. Per scopi sperimentali, tutti i serbatoi termici 134 sono stati posizionati sopra lo strato di trasferimento di calore 130 nella stessa posizione rispetto all'estremità di inserimento

104, che era a 20,0 mm dal centro di ablazione 124.

La figura 27 mostra l'apparecchiatura (apparecchiatura di telecamera 140) usata per ottenere i risultati sperimentali che può includere, ad esempio, una telecamera a infrarossi IR (ad esempio, FLIR® modello ETS320) che può essere montata sul suo lato, una sorgente di potenza (in questo caso, un generatore di 12,0 GHz senza uscita regolabile fino a 7,5 watt nella punta di sonda di ablazione) e punte di sonda di ablazione modificate (ad esempio, punte di sonda di ablazione con i serbatoi termici come descritti nella presente). Le punte di sonda di ablazione modificate usate durante gli esperimenti erano quelle mostrate nelle figure 26A-26C e altresì descritte nella presente. Anche punte di sonda di ablazione non modificate sono state usate come controlli.

Durante ciascun test, la punta di sonda di ablazione 100 è stata inserita verticalmente verso il basso in una spugna cosmetica saturata con acqua a trentasette gradi Celsius (37 °C) 138 a una profondità di 10,0 mm (mostrata come profondità di inserimento di sonda 136). La telecamera IR leggeva la temperatura di superficie dello strato di trasferimento di calore 130 approssimativamente a 15,0 mm dall'estremità di inserimento 104 della punta di sonda di ablazione che è

il centro dello strato di trasferimento di calore esposto 130 tra la spugna impregnata di acqua 138 e l'inizio del serbatoio termico 134. Nella pratica, la profondità di inserimento di sonda 136 può essere in corrispondenza di punti alternativi tra l'estremità di inserimento 104 e il serbatoio termico 134. Una volta che la punta di sonda di ablazione 100 è inserita correttamente, il ciclo di ablazione può essere avviato. Per scopi sperimentali, il generatore di microonde erogava cicli di ablazione a microonde di quaranta (40) secondi a 12,0 GHz con la potenza impostata a 5,5 watt nella punta di sonda di ablazione 100. L'apparecchiatura di telecamera 140 è stata usata per registrare le temperature di stelo a 15,0 mm dalla punta (vale a dire, a metà strada tra la spugna impregnata di acqua 138 e l'inizio del serbatoio termico 134) e le temperature del serbatoio termico 134 durante il ciclo di ablazione. I test sono stati eseguiti a temperatura ambiente. Il software di registrazione dell'attrezzatura di telecamera 140 (software di registrazione a infrarossi FLIR® Tools) è stato attivato all'inizio di ciascun ciclo di ablazione di 40 secondi e ha consentito di registrare per cinquanta (50) secondi.

La seguente tabella (che può essere usata congiuntamente ai grafici delle figure 28A-28B e al

grafico delle figure 29A-29C) documenta la sequenza di alcuni dei test e la configurazione di punta di sonda di ablazione con un serbatoio termico 134:

Prova #s	Descrizione della punta di sonda di ablazione e del serbatoio termico
1 e 6	<ul style="list-style-type: none"> • 23 °C (Prova #1) e 2 °C (Prova #6 - non eseguita perché non vi è alcun serbatoio termico che può avere una temperatura inferiore) • strato di trasferimento di calore in argento lungo 20,0 mm • nessun serbatoio termico
2 e 7	<ul style="list-style-type: none"> • 23 °C (Prova #2) e 2 °C (Prova #7 - non eseguita perché non vi è alcun serbatoio termico che può avere una temperatura inferiore) • strato di trasferimento di calore in argento lungo 125,0 mm • nessun serbatoio termico
3 e 8	<ul style="list-style-type: none"> • 23 °C (Prova #3) e 2 °C (Prova #8) • strato di trasferimento di calore in argento lungo 125,0 mm • serbatoio termico - lungo 60,0 mm con tubo in rame con OD di 6,34 mm con ID di 4,5 mm riempito con acqua
4 e 9	<ul style="list-style-type: none"> • 23 °C (Prova #4) e 2 °C (Prova #9) • strato di trasferimento di calore in argento lungo 125,0 mm • serbatoio termico in alluminio - lungo 60,0 mm con OD di 6,4 mm e ID di 2,1 mm
5 e 10	<ul style="list-style-type: none"> • 23 °C (Prova #5) e 2 °C (Prova #10) • strato di trasferimento di calore in argento lungo 125,0 mm • serbatoio termico in argento - lungo 60,0 mm con OD di 6,4 mm e ID di 2,1 mm

La figura 28A mostra l' "effetto shunt" dello strato di trasferimento di calore per le prove #1-#5 mostrando la relazione tra la temperatura (mostrata con i gradi indicati da trenta gradi Celsius (30 °C) in corrispondenza del fondo dell'asse verticale a centodieci gradi Celsius (110 °C) in corrispondenza della sommità dell'asse verticale) e la durata

dell'energia di ablazione (la progressione temporale dall'inizio della registrazione e annotata ogni cinque (5) secondi per quaranta (40) secondi). La figura 28B mostra l'"effetto shunt" dello strato di trasferimento di calore per le prove #8-#10 mostrando la relazione tra la temperatura (mostrata con i gradi indicati da zero gradi Celsius (0 °C) in corrispondenza del fondo dell'asse verticale a quaranta gradi Celsius (40 °C) in corrispondenza della sommità dell'asse verticale) e la durata dell'energia di ablazione (la progressione temporale dall'inizio della registrazione e annotata ogni cinque (5) secondi per quaranta (40) secondi).

Nelle figure 29A-29C (che sono un singolo grafico continuo), le varie costruzioni di punta di sonda di ablazione delle prove #1-#10 sono indicate per una serie di immagini istantanee temporali (ogni cinque (5) secondi) rappresentate come file nel grafico. Le misurazioni di temperatura sono prese a 10,0 mm dall'estremità di inserimento 104 e, in corrispondenza del serbatoio termico 134 (indicato come il "dissipatore di calore"), se la configurazione include un serbatoio termico 134. La prima metà del grafico (che è correlata alle informazioni mostrate nella figura 28A) mostra i risultati presi dai test in cui la temperatura iniziale del serbatoio termico 134 è la temperatura ambiente

(ventitré gradi Celsius (23 °C)). La seconda metà del grafico (che è correlata alle informazioni mostrate nella figura 28B) mostra i risultati presi dai test in cui il serbatoio termico 134 è raffreddato in modo tale che la temperatura iniziale del serbatoio termico 134 sia una temperatura abbassata (approssimativamente due gradi Celsius (2 °C)).

I risultati mostrati nelle figure 28A-28B e nelle figure 29A-29C dimostrano chiaramente che aggiungere capacità termica partendo a 20,0 mm dalla punta di sonda di ablazione riduce la temperatura di stelo rispetto alle punte di sonda di ablazione non modificate. Aggiungere capacità termica sufficiente mantiene lo stelo di sonda di ablazione a una temperatura relativamente bassa creando un gradiente termico maggiore lungo lo strato di trasferimento di calore 130.

I risultati mostrati nelle figure 28A-28B e nelle figure 29A-29C dimostrano chiaramente che aumentare la lunghezza dello strato di trasferimento di calore 130 (indicato come "shunt" nelle figure 29A-29C) aiuta ad abbassare la temperatura dello stelo. Più in particolare, la capacità termica aggiunta creata aumentando la lunghezza dello strato di trasferimento di calore 130 da 20,0 mm a 125,0 mm ha avuto un effetto

positivo nel ridurre la temperatura dello strato di trasferimento di calore 130 in corrispondenza della posizione a 15,0 mm dall'estremità di inserimento 104. In confronto, aumentare la capacità termica aggiungendo il serbatoio termico 134 in Al, Ag o Cu/H₂O a 20,0 mm dal centro di ablazione 124 ha avuto un effetto ancora maggiore nel ridurre la temperatura dello strato di trasferimento di calore 130 in corrispondenza della posizione a 15,0 mm dall'estremità di inserimento 104. Non vi è stata alcuna differenza pratica tra gli effetti sulla capacità confrontando i serbatoi termici 134 in CU/H₂O, Al o Ag. Significativamente, non vi è stato alcun cambiamento di temperatura significativo misurato sullo strato di trasferimento di calore 130 sul lato in uscita dal serbatoio termico 134 poiché il serbatoio termico 134 è molto efficace nell'assorbire tutto il calore che passa attraverso lo strato di trasferimento di calore 130. La temperatura dello strato di trasferimento di calore 130 può essere ottimizzata per limitare la temperatura massima dello strato di trasferimento di calore 130 che entra a contatto con il tessuto lungo lo stelo di sonda aumentando o diminuendo la capacità termica a seconda dell'applicazione. Come altresì mostrato, la temperatura di stelo può essere ulteriormente ottimizzata raffreddando il serbatoio

termico per limitare ulteriormente le temperature massime dello strato di trasferimento di calore 130 che entra a contatto con un qualsiasi tessuto a seconda dell'applicazione.

IV.B. Raffreddamento attivo:

Occorre notare che molte punte di sonda di ablazione note richiedono un raffreddamento attivo di qualche tipo (ad esempio, un movimento attivo di refrigerante liquido (come acqua) o gas (come CO₂) lungo lo stelo di punta di sonda, altrimenti lo stelo si surriscalda e la bruciatura del tessuto lungo lo stelo si verifica con temperature locali che talvolta superando trecento gradi Celsius (300 °C). Punte di sonda di ablazione preferite 100 descritte nella presente che creano zone di ablazione inferiori a 25,0 mm di diametro, tuttavia, possono non richiedere un raffreddamento attivo per impedire allo stelo di punta di sonda 102 di diventare talmente caldo che il tessuto 91 viene ablato lungo lo stelo di punta di sonda 102.

Alcune punte di sonda di ablazione preferite 100 descritte nella presente possono includere anche il raffreddamento attivo opzionale 54 (figure 1A e 25) per le zone di ablazione. Nel controllo di temperatura di zona di ablazione attivo, il feedback dalla sorgente di ablazione 60 (figura 1A)) e/o dalla punta di sonda di

ablazione 100 (che può avere almeno un sensore 108 (figure 2-3) lungo lo stelo 102 per monitorare, ad esempio, la temperatura) può essere fornito all'utilizzatore (o a sistemi di monitoraggio elettronici o digitali che possono essere implementati da software) usando un meccanismo di uscita 68 (figura 1A) come un visualizzatore video o un visualizzatore audio (altoparlante).

Come mostrato nelle figure 1A e 25, per i sistemi di sonda di ablazione 50 descritti nella presente, il raffreddamento attivo opzionale esemplificativo 54 (che include materiali di raffreddamento (rappresentati come frecce) come refrigerante liquido (come acqua) o gas (come CO₂)) può essere fornito tramite l'impugnatura 52 e/o direttamente alla punta di sonda di ablazione 100. Usando la sezione trasversale di una punta di sonda di ablazione esemplificativa mostrata nella figura 25, il materiale di raffreddamento (rappresentato come frecce) può fluire (circolare) dal dispositivo di raffreddamento attivo opzionale 54 (che può essere progettato per raffreddare e/o fare circolare), attraverso canali e/o aperture 154 che sono posizionati nello strato di trasferimento di calore 130 verso l'estremità di inserimento 104, e quindi ritornare), attraverso canali e/o aperture 154 che sono posizionati nel conduttore

esterno anulare 116 al dispositivo di raffreddamento attivo opzionale 54. Se uno strato anulare di isolamento opzionale 118 è presente, i materiali di raffreddamento potrebbero fluire (circolare) all'interno o all'esterno dello strato anulare di isolamento opzionale 118 usando canali e/o aperture (non mostrati). In alternativa, il raffreddamento 54 potrebbe passare (circolare) attraverso canali e/o aperture 154 incorporati nello o solamente attraverso lo strato di trasferimento di calore 130. Usando questi o altri tipi di metodi di raffreddamento attivo, lo strato di trasferimento di calore 130 che entra a contatto con il tessuto può essere regolato in modo tale che non superi una temperatura predeterminata massima.

Vi sono almeno molte variabili che possono essere controllate che si riferiscono almeno tangenzialmente al controllo di temperatura (raffreddamento attivo): potenza/temperatura, frequenza/penetrazione, tempo/dimensione e forma/rotondità.

- Potenza/temperatura: La potenza è mantenuta bassa per impedire alla temperatura massima di aumentare al di sopra di novanta gradi Celsius (90 °C).

- Frequenza/penetrazione: La frequenza è selezionata per penetrare ulteriormente nel tessuto (vale a dire vi è meno necessità di conduttività e

temperatura elevata).

- Tempo/dimensione: La dimensione della zona di ablazione può essere determinata dalla durata del processo di ablazione (tipicamente da venti a quaranta (da 20 a 40) secondi) per zone di ablazione di diametro da 5,0 a 10,0 mm. In aggiunta al controllo del tempo totale della durata dell'ablazione, la modulazione dell'accensione e dello spegnimento di energia in una modalità controllata (modulazione a larghezza di impulso) fa parte del controllo di tempo.

- Conduttività termica: La capacità di trasferimento termico dello strato di trasferimento di calore può essere modificata aumentando il tasso di conduttività termica per aumentare la capacità di trasferimento termico dello strato di trasferimento di calore 130 o diminuendo il tasso di conduttività di trasferimento termico per ridurre la capacità di trasferimento termico dello strato di trasferimento di calore a seconda dell'applicazione.

- Area in sezione trasversale di trasferimento termico: La capacità di trasferimento termico dello strato di trasferimento di calore 130 può essere modificata aumentando l'area in sezione trasversale per aumentare la capacità di trasferimento termico dello strato di trasferimento di calore 130 o diminuendo

l'area in sezione trasversale per ridurre la capacità di trasferimento termico dello strato di trasferimento di calore 130 a seconda dell'applicazione.

- Forma/rotondità: La forma/rotondità delle zone di ablazione 150, 160, 170 è determinata dalla progettazione della punta di sonda di ablazione 100 che include, ad esempio, la dimensione dello sfalsamento di apertura (ad esempio gli sfalsamenti di apertura 152, 162, 172).

Queste variabili, tuttavia, possono essere interconnesse. Ad esempio, una zona di ablazione grande (tempo/dimensione) può richiedere più tempo per riscaldarsi (potenza/temperatura) rispetto a una zona di ablazione piccola. La modulazione a larghezza di impulso di tempo/energia può anche migliorare il grado a cui una zona di ablazione diventa più schiacciata ai poli. La combinazione delle variabili è controllata in genere dalla sorgente di ablazione 60 che può essere controllata manualmente (regolare) e/o automaticamente (intelligente). Almeno un insieme di parametri iniziale per le variabili può fare parte di una prescrizione (in un kit chirurgico) che è immessa (programmata) nella sorgente di ablazione 60. La combinazione delle variabili si basa su una mappa empirica (sviluppata in base ad ampie prove) e/o usando almeno un sensore che

fornisce feedback.

Una mappatura empirica del processo di ablazione mostra la temperatura massima e i gradienti di temperatura sono basati su energia/potenza totale e frequenza. Le prove empiriche possono essere usate, ad esempio, per determinare l'immissione di energia massima (potenza) in funzione del tempo. Dopo aver svolto ampie prove e aver mappato le temperature massime, si può evitare il surriscaldamento controllando le variabili (ad esempio controllando l'immissione di potenza o aumentando la capacità di trasferimento termico dello strato di trasferimento di calore 130).

In alternativa, o congiuntamente alle prove empiriche, almeno un sensore di temperatura esterna può essere posizionato sulla o nella superficie della sonda di ablazione 100. Avere un controllo preciso di erogazione di energia (potenza) con feedback da almeno un sensore può essere una componente chiave per il controllo di temperatura. Vi sono numerosi sensori di temperatura basati su fibra ottica che non interferiscono con l'emissione di energia a microonde che includono, ad esempio, le soluzioni di sensore di temperatura a fibra ottica di OSENSA Innovations (Burnaby, BC, Canada). Il feedback di temperatura da almeno un sensore di temperatura a fibra ottica può

essere fornito alla (accoppiato alla) sorgente di ablazione 60 per regolare e mantenere una temperatura mirata.

Il feedback può essere fornito come immissione alla sorgente di ablazione 60. Il feedback può essere fornito all'utilizzatore usando un meccanismo di uscita 68 come un visualizzatore video o un visualizzatore audio (altoparlante). L'utilizzatore potrebbe quindi regolare manualmente le impostazioni di parametro 64 e le impostazioni di tempo di trattamento 66 (inclusa l'interruzione del trattamento) della sorgente di ablazione 60. Il feedback può anche (o in alternativa) essere fornito direttamente a un meccanismo di uscita 68 (ad esempio un generatore intelligente) (o a sistemi di monitoraggio elettronici o digitali associati ad esso che possono essere implementati da software associato alla sorgente di ablazione 60) che regola automaticamente le impostazioni di parametro 64 e le impostazioni di tempo di trattamento 66.

V. Controllo di volume e/o diametro di ablazione guidato

Il controllo di volume di ablazione è un altro aspetto che può essere strumentale nel successo della procedura. A tal fine, la sorgente di ablazione 60 (ad esempio un generatore di ablazione "intelligente") eroga

in modo preciso volumi di zona di ablazione prescritti. I volumi di zona di ablazione sono determinati in modo preoperatorio attraverso imaging a scansione volumetrica e forniti come una prescrizione insieme ai parametri delle relative variabili (ad esempio tempo e potenza). La sorgente di ablazione 60 controlla preferibilmente l'erogazione di energia (ad esempio tasso e tempo) per generare il volume di zona di ablazione prescritto all'interno della cripta ossea del germe dentario. Questo consente al sistema di erogare margini di zona di ablazione $\pm 0,5$ mm (entro limiti statistici) per l'ablazione prescritta. Questa tecnologia ha la capacità unica di essere in grado di predeterminare ed erogare il diametro e il volume di ablazione finali con questo grado di precisione.

La figura 21 mostra quattro immagini: un'immagine originale (in alto a sinistra) e tre immagini (in alto a destra, in basso a sinistra e in basso a destra) con marcatura su di esse. L'immagine in alto a sinistra è del germe dentario mirato. I tre disegni marcati includono ciascuno un cerchio a linea tratteggiata che rappresenta il germe dentario. I tre disegni marcati includono anche un cerchio a linea continua con frecce che irraggiano dal centro al perimetro interno del cerchio a linea continua che rappresenta la zona di

ablazione. L'immagine in alto a destra mostra il germe dentario scarsamente ablato perché la zona di ablazione è significativamente più piccola del germe dentario. L'immagine in basso a sinistra mostra il germe dentario eccessivamente ablato perché la zona di ablazione è più grande del germe dentario. L'immagine in basso a destra mostra il germe dentario correttamente ablato perché la zona di ablazione è un accoppiamento relativamente stretto (la distanza anulare tra la zona di ablazione all'interno del germe dentario può essere leggermente esagerata) al germe dentario.

Usando la prescrizione dalla procedura guidata da scansione volumetrica, i mezzi di ablazione 62 (ad esempio il generatore di microonde "intelligente") controllano l'erogazione di energia (sia tasso sia tempo) per generare il volume di zona di ablazione prescritto all'interno della cripta ossea del germe dentario una volta che la punta di sonda di ablazione è nella posizione corretta.

Esperimenti approfonditi sono stati eseguiti sia su germi dentari (ex vivo) sia su lombo di maiale per determinare la durata stimata richiesta per diametri di ablazione variabili. I risultati degli esperimenti sono stati analizzati e il grafico nella figura 22 e la tabella nel seguito mostrano alcuni dei risultati. Nel

grafico della figura 22, la linea continua mostra le stime di diametro per ablazioni in germi dentari per varie durate. La linea tratteggiata al di sopra della linea continua mostra stime di diametro per ablazioni nel lombo di maiale. Il grafico nel seguito aggiunge la variabile aggiuntiva del diametro specifico che rappresenterebbe il diametro della cripta ossea insieme a una correlazione della durata di ablazione al diametro stimato della zona di ablazione.

Tabella della durata di ablazione per ablazioni su maiali in vivo		
Diametro di cripta ossea maggiore misurato in immagine di CT (mm)	Durata di ablazione (secondi)	Diametro finale di zona di ablazione stimato (mm)
da 4,0 a 4,5	20	6,2
da 4,6 a 5,0	25	6,8
da 5,1 a 5,5	30	7,2
da 5,6 a 6,0	40	8,0
da 6,1 a 6,5	45	8,4
da 6,6 a 7,0	55	9,0
da 7,1 a 7,5	65	9,6
da 7,6 a 8,0	75	10,1
da 8,1 a 8,5	85	10,6
da 8,6 a 9,0	95	11,1
da 9,1 a 9,5	110	11,7

VI. Controllo di carico di potenza

Come esposto nella presente, la lunghezza dell'apertura anulare (e la dimensione della regione focale al suo interno) determina la lunghezza di antenna effettiva e/o il carico di potenza effettivo (che può essere indicato come "densità di potenza" e "densità di

carico di potenza"). Rispetto alle aperture anulari più grandi, le aperture anulari più piccole producono densità di potenza effettive relativamente superiori nella zona di riscaldamento attivo 125 del tessuto mirato. Rispetto alle aperture anulari più piccole, le aperture anulari più grandi producono densità di potenza effettive relativamente inferiori che passano alla zona di riscaldamento attivo 125 del tessuto mirato. Poiché la dimensione delle aperture anulari può essere controllata e/o predeterminata, le densità di carico di potenza possono essere controllate e/o predeterminate (una densità di carico di potenza predeterminata).

Come esposto nella presente, la lunghezza dell'apertura anulare (e la dimensione della regione focale al suo interno) determina le temperature di picco effettive nella zona di riscaldamento attivo 125. Rispetto alle aperture anulari più grandi, le aperture anulari più piccole producono temperature di picco effettive relativamente superiori nella zona di riscaldamento attivo 125 quando viene erogata la stessa potenza. Rispetto alle aperture anulari più piccole, le aperture anulari più grandi producono temperature di picco efficaci relativamente inferiori nella zona di riscaldamento attivo 125 quando viene erogata la stessa potenza. Poiché la dimensione delle aperture anulari può

essere controllata e/o predeterminata, le temperature di picco nella zona di riscaldamento attivo 125 possono essere controllate e/o predeterminate per essere temperature di picco elevate, temperature di picco medie, temperature di picco basse (una temperatura di picco predeterminata). Le temperature di picco sono relative ad altre punte di sonda di ablazione e sistemi aventi gli stessi parametri e/o variabili.

Come esposto nella sezione di punta di sonda di ablazione (sezione II.A.) della sezione di controllo di formatura di zona di ablazione (sezione II.), un carico di estremità di antenna 122 vicino all'apertura 120 dell'antenna coassiale 110 aumenta le proprietà capacitive dell'antenna 110 per accorciare la lunghezza di filo centrale di antenna. Questo rende la regione focale 124 più piccola (concentrando la densità di energia) e aumenta il carico di potenza (densità di potenza) nella zona di ablazione 150, 160, 170 (mostrata nelle figure 23A-23C come zone di ablazione 160a, 160b, 160c, che sono variazioni della zona di ablazione sferica 160). Vi sono altri modi per cambiare (aumentare/diminuire) la dimensione della regione focale 124 incluse, ma non limitate a, progettazioni di antenna che usano pigtail (coda di maiale) e altre tecniche e tecnologie note usate per aggiungere carichi

di estremità per aumentare il carico di potenza delle antenne.

Le figure 23A-23C e le figure 24A-24C sono immagini grafiche e fotografiche che mostrano l'effetto che la dimensione della regione focale (il centro di ablazione 124 delimitato dall'apertura anulare 120 (mostrata come 120a, 120b, 120c nelle figure 23A-23C) ha sulla creazione delle zone di ablazione 150, 160, 170 (sebbene sia mostrata solamente la zona di ablazione approssimativamente sferica 160). Oltre alla dimensione dell'apertura anulare 120, le variabili (ad esempio tempo, potenza e così via) negli esperimenti documentati da queste fotografie rimangono costanti. Gli anelli su queste fotografie sono uguali agli anelli nelle figure 15A-15C per il fatto che gli isotermi (linee anulari) che circondano la regione focale rappresentano ciascuno dieci gradi Celsius (10°C) e l'isoterma più esterno (linea anulare) rappresenta cinquanta gradi Celsius (50°C). Isotermi esemplificativi sono indicati nelle figure 23A-23C.

Il tasso di riscaldamento (temperatura delta / tempo delta) che aumenta quando l'apertura anulare diventa più piccola può essere mostrato in modo matematico. La densità di potenza può essere pensata come la quantità di potenza (tasso di tempo di

trasferimento di energia) per unità di volume. In questa equazione (e solamente un esempio), la quantità di potenza è espressa in watt (W) e l'unità di volume è espressa in millimetri cubici (mm^3). Se 5,0 W di energia a microonde fossero applicati a una punta di sonda di ablazione con un'apertura anulare che è lunga 1,0 mm, la densità di potenza sarebbe approssimativamente 5,0 W/mm^3 . Se 5,0 W di energia a microonde fossero applicati a una punta di sonda di ablazione con un'apertura anulare che è lunga 4,0 mm, la densità di potenza sarebbe approssimativamente 1,25 W/mm^3 .

La punta di sonda di ablazione mostrata nella figura 24A ha una regione focale piccola che crea una densità di carico di potenza elevata nella zona di ablazione 160a. Più in particolare, la regione focale è un'apertura anulare 120a di 0,8 mm (lunghezza lungo lo stelo di sonda). Se 5,0 W di energia a microonde fossero applicati a questa punta di sonda di ablazione, la densità di potenza sarebbe approssimativamente 6,25 W/mm^3 poiché l'energia a microonde inizia innanzitutto a entrare nel tessuto. La temperatura di picco interna di zona di ablazione nella zona di riscaldamento attivo 125 è novanta gradi Celsius ($90\text{ }^\circ\text{C}$). La figura 23A mostra una punta di sonda di ablazione 100 simile che crea una zona di ablazione sferica 160a (sebbene altre forme

potrebbero essere create usando punte di sonda di ablazione con sfalsamenti di apertura più corti o più lunghi) con una zona di riscaldamento attivo 125 e una zona di riscaldamento termico 126. L'apertura anulare corta 120a delimita una regione focale corta/piccola 124 che, a sua volta, risulta in una zona di riscaldamento attivo corta/piccola che crea un carico di potenza elevato (rappresentato dalla relativa vicinanza (diffusione stretta) tra gli isotermi nella zona di riscaldamento termico 126 della zona di ablazione 160a).

La punta di sonda di ablazione mostrata nella figura 24B ha una regione focale media che crea una densità di carico di potenza media nella zona di ablazione 160b. Più in particolare, la regione focale è un'apertura anulare 120b di 1,5 mm (lunghezza lungo lo stelo di sonda). Se 2,4 W di energia a microonde fossero applicati a questa punta di sonda di ablazione, la densità di potenza sarebbe approssimativamente $3,3 \text{ W/mm}^3$ poiché l'energia a microonde inizia innanzitutto a entrare nel tessuto. La temperatura di picco interna di zona di ablazione nella zona di riscaldamento attivo 125 è ottanta gradi Celsius ($80 \text{ }^\circ\text{C}$). La figura 23B mostra una punta di sonda di ablazione 100 simile che crea una zona di ablazione sferica 160b (sebbene altre forme potrebbero essere create usando una punta di sonda di

ablazione con sfalsamenti di apertura più corti o più lunghi) con una zona di riscaldamento attivo 125 e una zona di riscaldamento termico 126. L'apertura anulare media 120b delimita una regione focale media 124 che, a sua volta, risulta in una zona di riscaldamento attivo di media lunghezza/dimensione che crea un carico di potenza medio (rappresentato dagli isotermi di diffusione intermedia nella zona di riscaldamento termico 126 della zona di ablazione 160b).

La punta di sonda di ablazione mostrata nella figura 24C ha una regione focale grande che crea una densità di carico di potenza bassa nella zona di ablazione 160c. Più in particolare, la regione focale è un'apertura anulare 120c di 4,0 mm (lunghezza lungo lo stelo di sonda). Se 2,4 W di energia a microonde fossero applicati a questa punta di sonda di ablazione, la densità di potenza sarebbe approssimativamente 1,25 W/mm³ poiché l'energia a microonde inizia innanzitutto a entrare nel tessuto. La temperatura di picco interna di zona di ablazione nella zona di riscaldamento attivo 125 è settanta gradi Celsius (70 °C). La figura 23C mostra una punta di sonda di ablazione 100 simile che crea una zona di ablazione sferica 160c (sebbene altre forme potrebbero essere create usando punte di sonda di ablazione con sfalsamenti di apertura più lunghi o più

lunghe) con una zona di riscaldamento attivo 125 e una zona di riscaldamento termico 126. L'apertura anulare lunga 120c delimita una regione focale lunga/grande 124 che, a sua volta, risulta in una zona di riscaldamento attivo lunga/grande che crea un carico di potenza basso (rappresentato dalla distanza relativamente grande (diffusione ampia) tra gli isotermi nella zona di riscaldamento termico 126 della zona di ablazione 160c).

La densità di potenza è una delle capacità di una punta di sonda di ablazione 100 che sarebbero rilevanti per i calcoli eseguiti, ad esempio, dal software. Selezionare una punta di sonda di ablazione 100 con un'apertura anulare 120 di una lunghezza nota o predeterminata produrrà una zona di ablazione 150, 160, 170 con un carico di potenza noto o predeterminato. La punta di sonda di ablazione 100 con l'apertura anulare di dimensione predeterminata 120 può essere inclusa in un kit chirurgico o la prescrizione può specificare la punta di sonda di ablazione 100 con l'apertura anulare di dimensione predeterminata 120 da usare nella procedura.

Come punto di chiarezza, occorre notare che la densità di potenza è almeno sostanzialmente indipendente dalla forma della zona di ablazione 150, 160, 170. Mentre la densità di potenza è correlata alla dimensione

dell'apertura anulare 120, la forma della zona di ablazione 150, 160, 170 è correlata agli sfalsamenti di apertura 152, 162, 172.

Taratura:

I sistemi di sonda di ablazione 50 sono preferibilmente tarati. Questo può essere conseguito eseguendo una pluralità di ablazioni (ad esempio 150 ablazioni in tessuto di germe dentario da mandibole e mascelle appena prelevate di animali sacrificati) e usando i risultati per stabilire una "curva di taratura" basata sulla risultante ablazione del tessuto.

Si acquisisce una scansione volumetrica del tessuto mirato. Questa immagine può essere usata per determinare, ad esempio, il volume/diametro della zona di ablazione, la forma della zona di ablazione e/o la posizione della zona di ablazione.

Dopo che il diametro della cripta ossea di ciascun germe dentario è stato misurato, può essere creata una zona di ablazione di "migliore approssimazione", ad esempio, selezionando una punta di sonda di ablazione 100 e le impostazioni di sistema in base alle proprietà di volume di ablazione effettivo di un sistema di sonda di ablazione. In altre parole, viene usata una sonda con profilo di ablazione tridimensionale predeterminato noto. Anche la dimensione e la forma della punta di

sonda di ablazione 100 sono rilevanti, poiché riguarderebbero il posizionamento fornito dallo stent chirurgico personalizzato 80. Trovare la "migliore approssimazione" includerebbe preferibilmente determinare che il volume/diametro della zona di ablazione è regolato per adattarsi ai singoli germi dentari. Inoltre, trovare la "migliore approssimazione" includerebbe preferibilmente determinare che la forma della zona di ablazione è regolata per adattarsi ai singoli germi dentari. In altre parole, la forma di zona di ablazione è controllata preferibilmente per adattarsi all'interno del germe dentario. (Ad esempio, se il germe dentario è oblungo, viene quindi prodotta una zona di ablazione oblunga). La regolazione della dimensione e della forma può essere conseguita, ad esempio, selezionando la punta di sonda di ablazione 100 con l'apertura anulare appropriata 120 per creare le zone di ablazione appropriate 150, 160, 170. Un altro metodo per alterare o controllare la forma è usare la modulazione a larghezza di impulso dell'energia in uscita dalla sonda. Posizionando in modo corretto la punta di sonda di ablazione 100 usando le procedure descritte nelle proprietà dell'ablazione terapeutica di germe dentario e nella presente, le zone di ablazione sono chiaramente centrate in modo circonferenziale

attorno al germe dentario e riducono notevolmente l'incidenza che qualsiasi tessuto non mirato adiacente (ad esempio nervi, denti, eccetera) venga danneggiato.

L'area delle zone di ablazione può essere calcolata usando la seguente equazione esemplificativa o altri metodi di calcolo di area noti (che possono essere più dettagliati e/o fornire risultati più precisi):

$$\text{Area} = \text{lunghezza media} * \text{larghezza media} * \pi$$

La rotondità delle zone di ablazione può essere calcolata usando la seguente equazione esemplificativa o altri metodi di calcolo di rotondità noti (che possono essere più dettagliati e/o fornire risultati più precisi):

$$\text{Rotondità} = \text{larghezza media} / \text{lunghezza media}$$

Possono essere usati altri metodi per determinare l'area e la rotondità della zona di ablazione inclusi, ma non limitati a, osservazione diretta, misurazione e altri mezzi empirici noti o ancora da scoprire per determinare l'area e la rotondità della zona di ablazione.

Uso esemplificativo:

Vi sono numerosi vantaggi per impedire a scopo profilattico la formazione di terzi molari usando metodi, sistemi e procedure descritti sia nella presente sia nelle proprietà dell'ablazione terapeutica di germe

dentario. Un intervento precoce è più sicuro per via dell'anatomia (il germe dentario è separato di 5,0-10,0 mm dal canale mandibolare), dello sviluppo del dente (la corona dei primi e/o secondi molari adiacenti 95 è in genere ben sviluppata) e della guarigione migliorata (impronte chirurgiche più piccole riducono i problemi di guarigione postoperatori).

Usando gli apparecchi, i metodi/le procedure e i sistemi descritti nella presente per indurre l'agenesia dentaria, lo scopo clinico è efficienza prevedibile per indurre l'agenesia dentaria con zero effetti collaterali avversi a lungo termine. Gli apparecchi, i metodi/le procedure e i sistemi descritti nella presente possono essere usati negli apparecchi (stent chirurgici personalizzati 80, stent virtuali 82', 86', 88' e/o kit chirurgici), metodi/procedure e sistemi descritti nelle proprietà dell'ablazione terapeutica di germe dentario. Ad esempio, le sonde possono essere usate con stent chirurgici personalizzati 80 o stent virtuali 82', 86', 88' per un posizionamento corretto. Un kit chirurgico (che include un sistema di sonda di ablazione 50, stent chirurgico personalizzato 80 e tolleranze di dosaggio di energia di ablazione) è configurato allo scopo di mantenere statisticamente +/- 0,5 mm di controllo di posizionamento di zona di ablazione totale all'interno

di ciascun germe dentario.

Le seguenti fasi esemplificative possono essere usate per l'agenesia dentaria (sebbene l'ordine possa variare - ad esempio l'impugnatura 52 può essere collegata alla sorgente di ablazione 60 dopo che il paziente si è seduto):

- Età di screening di routine 6-14: Screening di routine per determinare la presenza di formazione di germe dentario 92 (ad esempio germi dentari di terzo molare) in incrementi di due anni tra l'età di 6 e l'età di 14 per via dell'ampio intervallo di età che riflette il grado di variabilità nella formazione di germi dentari. Lo screening può essere conseguito usando tecniche di scansione come tecniche di imaging panografico digitale a basso dosaggio (che sono comuni per almeno la maggior parte dei dentisti pediatrici e la maggior parte di quelli generali) o persino nuove tecnologie come gli ultrasuoni.

- Diagnosi e imaging a scansione volumetrica: Una volta che è stata diagnosticata la presenza di germi dentari durante lo screening, viene eseguita una fase di imaging preoperatorio per determinare la posizione e il volume tridimensionali di ciascun germe dentario 92. Questo imaging può essere conseguito in pratica usando,

ad esempio, scansioni volumetriche tridimensionali CBCT dentali che usano una risoluzione voxel di 0,4 mm o migliore. Il risultato è una scansione volumetrica digitale tridimensionale.

- **Impronte preoperatorie:** Si ottiene un'impronta dentale (impronta dentale fisica o digitale convenzionale) dei denti e del tessuto molle (gengive) in almeno il quadrante di interesse. Questa impronta acquisisce la superficie del tessuto gengivale e un dettaglio dei denti. Primi e/o secondi molari eruttati 95 e/o la prima dentizione sono usati per stabilizzare fisicamente l'uno o più stent chirurgici 80. La creazione di impronte digitali è descritta in maggiore dettaglio nelle proprietà dell'ablazione terapeutica di germe dentario.

- **Prescrizione del medico per i servizi:** In un metodo preferito, un professionista dentale può compilare e firmare elettronicamente un formulario di prescrizione online. La prescrizione firmata elettronicamente è compilata preferibilmente con il caricamento dell'immagine digitale tridimensionale (ad esempio immagine CBCT digitale) e almeno di un'impronta dentale.

- **Punta di sonda di ablazione 100:** La punta di

sonda di ablazione 100 avrà una zona di ablazione definita o nota 150, 160, 170. La punta di sonda di ablazione 100 avrà una profondità di penetrazione definita o nota. La punta di sonda di ablazione 100 sarà preferibilmente a introduzione automatica attraverso il tessuto gengivale 94 nel germe dentario 92. In pratica, una famiglia di punte di sonda di ablazione 100 può essere prodotta e spedita in un kit chirurgico.

- Creazione dello stent chirurgico personalizzato 80: Lo stent chirurgico personalizzato 80 può essere fabbricato usando la suite di software di progettazione di stent chirurgico che può essere implementata come uno o più programmi, sottoprogrammi, applicazioni o moduli.

- L'immagine digitale tridimensionale e almeno un'impronta dentale sono importate nella suite di software di progettazione di stent chirurgico. La punta di sonda di ablazione specifica 100 o possibili punte di sonda di ablazione 100, e pertanto le specifiche, sono note preferibilmente dalla (o fornite alla) suite di software di progettazione di stent chirurgico in modo tale che la suite di software di progettazione di stent chirurgico possa prendere in considerazione il profilo, le dimensioni e/o le capacità (ad esempio, densità di potenza) dell'una o più punte di sonda di ablazione 100

quando si progetta lo stent chirurgico 80. La suite di software di progettazione di stent chirurgico progetta lo stent chirurgico 80 con almeno una guida chirurgica 82 e almeno un arresto meccanico 86 per guidare e limitare il posizionamento della punta di sonda di ablazione 100 nel germe dentario 92. (In altre parole, la suite di software di progettazione di stent chirurgico calcola e fornisce dati di posizionamento di sonda e angolo di ingresso ideali e dati di profondità che sono richiesti per un posizionamento ottimale del centro di ablazione 124 della sonda di ablazione nel germe dentario mirato 92 con una tolleranza di sistema totale di +/- 0,5 mm per un controllo di posizionamento di zona di ablazione totale. Queste informazioni possono quindi essere usate per calcolare i dati necessari per creare l' almeno una guida chirurgica 82 e almeno un arresto meccanico 86). La suite di software di progettazione di stent chirurgico progetta anche lo stent chirurgico 80 da accoppiare al tessuto molle (gengive) del paziente, incluso preferibilmente il tessuto molle che copre il germe dentario 92. La suite di software di progettazione di stent chirurgico progetta anche lo stent chirurgico 80 da accoppiare ai denti eruttati del paziente (ad esempio primi e/o secondi molari primari e/o permanenti 95) in modo tale

che i denti eruttati fungano da resti fisici per mantenere lo stent chirurgico 80 in posizione.

- La suite di software di progettazione di stent chirurgico progetta e fabbrica stent chirurgici personalizzati 80 secondo i metodi discussi nelle proprietà dell'ablazione terapeutica di germe dentario e metodi noti. Inoltre, la suite di software di progettazione di stent chirurgico formatta preferibilmente le informazioni sullo stent chirurgico progettato personalizzato da mantenere come almeno un file di uscita (ad esempio un file di uscita *.stl). L'uno o più file di uscita possono essere usati per creare lo stent chirurgico 80 usando, ad esempio, stampa tridimensionale. In altri casi, i file di uscita possono risultare in una mappatura di uno stent virtuale 82', 86', 88'.

- La suite di software di progettazione di stent chirurgico può funzionare con software per CBCT o può includere miglioramenti di software personalizzato nel software per CBCT che assiste nella progettazione e fabbricazione rapida degli stent chirurgici 80.

- Determinazione delle impostazioni ottimali: La suite di software di progettazione di stent chirurgico calcola e/o definisce preferibilmente le impostazioni

di potenza e tempo di ablazione intraoperatorie ottimali (dosaggio di potenza e tempo). (La figura 18 mostra gli effetti di potenza e tempo sull'area di ablazione in una modellazione esemplificativa). La determinazione delle impostazioni di potenza e tempo (durata) ideali per l'ablazione tengono in considerazione fattori che includono, ma non sono limitati a, il profilo dei sistemi di sonda di ablazione 50 (ad esempio l'una o più zone 150, 160, 170 prodotte dall'una o più punte di sonda di ablazione 100), le dimensioni del germe dentario (calcolate dalle immagini di scansione volumetrica nella suite di software di progettazione di stent chirurgico) e l'età del paziente (durante le età di 6-12, i germi dentari di un paziente avranno in genere un diametro nell'intervallo da 4,0 mm a 12,0 mm). L'energia di dosaggio di ablazione e i tempi di trattamento sono preferibilmente compensati in modo incrementale per volumi di germe dentario aumentati. Queste impostazioni specifiche per il paziente e il dente sono quindi memorizzate in un database (ad esempio un file di tecnologia di informazione di scansione volumetrica) per un successivo caricamento nella sorgente di ablazione 60 quando l'operatore la imposta o può fare parte del kit di guida chirurgico personalizzato (ad esempio una prescrizione).

- Kit chirurgici personalizzati: Componenti dello stent chirurgico personalizzato possono essere fabbricati usando una suite di software di progettazione di stent chirurgico che può essere implementata come uno o più programmi, sottoprogrammi, applicazioni o moduli per controllare la produzione e/o calcolare i dati digitali (ad esempio impostazioni di parametro 64 e/o impostazioni di tempo di trattamento 66).

- Un kit chirurgico personalizzato include preferibilmente componenti necessari per la procedura. Questi componenti necessari includono, ma non sono limitati a, almeno uno stent chirurgico personalizzato sterile 80, almeno una punta di sonda sterile (punta di sonda di ablazione 100), documentazione di istruzioni (o un'indicazione di dove possono essere reperite le istruzioni - ad esempio online), le impostazioni ottimali calcolate (o un'indicazione di dove possono essere reperite - ad esempio online) e/o una chiave di identificazione di paziente fornita con il kit. Il kit chirurgico personalizzato è preferibilmente monouso.

- Occorre notare che alcuni dei componenti del kit chirurgico personalizzato possono essere combinati. Ad esempio, la documentazione di istruzioni può essere una piccola scheda con un indirizzo di sito web e la

chiave di identificazione di paziente. L'utilizzatore può inserire la chiave di identificazione di paziente all'indirizzo di sito web per ottenere le impostazioni ottimali calcolate.

- Occorre notare che la "documentazione di istruzioni" può essere stampata o vi si può accedere elettronicamente (ad esempio tramite un sito web, un CD o un'unità di chiavetta).

- L'almeno una punta di sonda di ablazione 100 nel kit chirurgico è abbinata allo stent chirurgico personalizzato 80 del paziente. In alternativa, una famiglia di punte di sonda (ad esempio 2-10 punte di sonda di ablazione) può essere inclusa nel kit chirurgico per coprire molteplici relazioni possibili di profondità di germe dentario e volume di germe dentario. La famiglia di punte di sonda avrà punte di sonda di caratteristiche differenti come lunghezze (ad esempio la distanza dall'arresto meccanico di punta 106 al centro di ablazione 124 e/o la distanza dall'arresto meccanico di punta 106 all'estremità di inserimento 104), struttura di collegamento (ad esempio la struttura di collegamento che si abbina all'impugnatura 52) e/o larghezze differenti. Se è fornita una famiglia di punte di sonda, verrà chiaramente indicata la punta di sonda

di ablazione corretta 100 o verrà fornito un metodo per determinare la punta di sonda di ablazione corretta 100 (ad esempio codificazione per colore sullo stent fabbricato con una tabella che mostra quale punta di sonda di ablazione verrà usata per ciascun colore). In alternativa, il kit chirurgico può non includere una punta di sonda, ma al contrario includere un'indicazione specifica per la punta di sonda di ablazione 100 che è necessaria (ad esempio la punta di sonda di ablazione 100 che è abbinata allo stent chirurgico personalizzato 80 del paziente). Questa indicazione specifica potrebbe includere il marchio, il modello e la dimensione della punta di sonda di ablazione corretta 100. L'una o più punte di sonda di ablazione 100 possono essere confezionate individualmente (o confezionate come una famiglia), sterili e monouso.

- Il kit chirurgico personalizzato è preferibilmente etichettato e confezionato. L'etichettatura può essere personalizzata per ciascuna confezione per indicare informazioni che includono, ma non sono limitate a, il nome del paziente (e/o altre informazioni identificative), numeri di parte, nome del medico curante (e/o altre informazioni identificative come l'indirizzo) e la chiave di identificazione di paziente.

- Uso da parte dell'operatore del kit chirurgico personalizzato per ablare un germe dentario 92 (senza ablare il tessuto gengivale sovrapposto 94) con il minimo dolore e il minimo potenziale di infezione.

- L'operatore configura la procedura accendendo il generatore di ablazione (sorgente di ablazione 60). All'accensione, le informazioni di procedura corrette o la chiave di identificazione di paziente (che può essere una qualsiasi informazione o codice predeterminata/o) vengono immesse preferibilmente nel generatore, che quindi accede e scarica il nome e le impostazioni preprogrammate del paziente per ciascun dente da ablare da un database (che può essere un database controllato da una società centrale o da uno di numerosi database). Il sistema può essere strutturato in modo tale che le impostazioni preprogrammate non possano essere cambiate (vale a dire, un operatore non può immettere o regolare il livello di potenza o le impostazioni di tempo).

- L'impugnatura 52 è preferibilmente collegata in modo funzionale alla sorgente di ablazione 60. La punta di sonda di ablazione monouso 100 è anche preferibilmente attaccata in modo funzionale all'impugnatura di ablazione 52. L'impugnatura 52 può avere un "mandrino" (che può essere un mandrino di

connettore elettrico a pulsante che fornisce una configurazione rapida e affidabile e una manutenzione facile) in cui la punta di sonda di ablazione 100 può essere inserita e fissata.

- L'operatore può iniziare la procedura posizionando lo stent chirurgico 80 sui denti del paziente prima di somministrare l'anestetico locale. Quindi l'anestetico locale (1/4 di carpula per sito) è in genere somministrato attraverso le guide chirurgiche 82 dello stent chirurgico 80 e direttamente nel o attorno al germe dentario 92 posizionando la punta dell'ago nella posizione fisica predeterminata. Il posizionamento di precisione dell'anestetico riduce la quantità necessaria per la procedura.

- Una volta che il paziente è anestetizzato, è previsto preferibilmente un periodo di attesa per consentire alla soluzione anestetica di dissiparsi fisicamente per evitare di alterare il volume del germe dentario. Durante il periodo di attesa, l'operatore può collegare in modo funzionale la punta di sonda di ablazione sterile 100 all'impugnatura 52 e accendere la sorgente di ablazione 60 se queste fasi non sono già state eseguite. Lo stent chirurgico 80 può anche essere riposizionato a questo punto.

- Quando tutto è pronto, l'operatore inizia ad eseguire la procedura di ablazione riposizionando lo stent chirurgico 80 (se non è già stato fatto), afferrando l'impugnatura 52 e inserendo la punta di sonda di ablazione autopenetrante 100 attraverso la guida chirurgica 82 fino a un arresto completo per perforare e penetrare il tessuto mucosale orale e giungere a una posizione di arresto finale corretta con il centro di ablazione 124 all'interno del germe dentario 92 (ad esempio al centro del germe dentario 93). Per verificare il posizionamento ad arresto completo, la punta di sonda di ablazione 100 viene premuta fino a un arresto completo per fissare lo stelo di punta di sonda nello stent chirurgico 80 (e in particolare all'area che circonda la guida chirurgica 82) per posizionare la punta di sonda di ablazione 100 all'angolo e alla profondità predeterminati del centro di ablazione predeterminato 124 della punta di sonda al centro del germe dentario 92.

- Una volta che la punta di sonda di ablazione 100 è posizionata in modo tale che il centro di ablazione 124 sia al centro del germe dentario 92, la sorgente di ablazione 60 può essere azionata. L'azionamento può essere conseguito usando un attivatore (pulsante)

diretto o un attivatore remoto (ad esempio un pedale senza fili) al fine di erogare il dosaggio di energia totale secondo i livelli di tempo/potenza specifici per il paziente.

■ I tempi di ablazione sono impostati in base alla potenza di sistema, al volume di germe dentario predeterminato e ad altri parametri. I mezzi di ablazione 62 monitoreranno preferibilmente l'avanzamento della procedura. L'uscita della punta di sonda di ablazione 100 può essere monitorata in percentuale dell'energia riflessa al fine di confermare in modo positivo l'erogazione del dosaggio di ablazione di procedura corretto. Un segnale visivo e/o udibile può essere fornito per indicare un'erogazione riuscita dell'energia di ablazione quando l'ablazione è completa.

■ L'operatore ritira quindi la punta di sonda di ablazione 100 e rimuove lo stent chirurgico 80. Non è richiesta alcuna sutura e in genere vi è un sanguinamento molto ridotto in seguito alla procedura. Il paziente è libero di riprendere immediatamente le normali attività.

Distinzioni:

Il sistema di ablazione a microonde NEUWAVE™ è descritto nello stato dell'arte. È descritto come in

grado di ablare lesioni con coerenza e controllo per aiutare a proteggere tessuto non mirato. Più in particolare, il sistema NEUWAVE™ e la sonda NEUWAVE PR sono descritti come aventi uno schema di bruciatura che controlla la distanza di ablazione oltre la punta di sonda. Il sistema NEUWAVE™ produce sempre una zona di ablazione oblunga che migra in modo asimmetrico in alto lungo lo stelo della sonda, il che significa che il centro di ablazione si muove in alto lungo lo stelo durante la procedura e i margini esterni della zona di ablazione si muovono in alto lungo lo stelo quando la zona di ablazione si espande. Il sistema NEUWAVE si affida a emissioni di microonde coerenti con almeno $\frac{1}{4}$ di lunghezze d'onda. Per questo, non vi è alcuna capacità fisica per formare la zona di ablazione in forme alternative usando la sonda NEUWAVE™ PR o il SISTEMA NEUWAVE. Tra i modi in cui l'invenzione descritta nella presente affronta i limiti della sonda PR è avendo un centro di ablazione stazionario ed eliminando la migrazione dello schema di ablazione asimmetrico in alto lungo la sonda, essendo al contempo anche in grado di formare in modo efficace lo schema affinché si adatti allo schema di ablazione desiderato.

Il brevetto statunitense n. 7,611,508 di Yang et al è discusso nello stato dell'arte. Yang descrive

un'antenna per ablazione tumorale a microonde che ha conduttori di antenna coassiale circondati da un manicotto isolato di una lunghezza e dimensione che promuovono l'interferenza distruttiva dell'energia a microonde assiale che passa all'interno e all'esterno del manicotto per limitare la migrazione di potenza SAR verso la pelle. Il manicotto flottante di Yang fornisce la cancellazione distruttiva o l'interferenza d'onda delle microonde. Cambiare la posizione dei manicotti cambia la dimensione effettiva dello schema di riscaldamento come risultato del cambiamento del grado di cancellazione distruttiva o interferenza d'onda. Yang, operando a 2,45 GHz, avrebbe lunghezze d'onda che operano a multipli dispari di $\frac{1}{2}$ della lunghezza d'onda, che è $1 \times 12,2 \text{ cm (122,0 mm)} \times 0,5 = 6,1 \text{ cm (61,0 mm)}$ o più lunga quando vengono usati multipli dispari superiori. Questo significa che Yang opera usando regioni di irraggiamento in campo lontano del campo elettromagnetico (EM) che circonda l'antenna dove le microonde possono irraggiare in una modalità coerente. Tra i modi in cui l'invenzione descritta nella presente affronta i limiti di Yang è eliminando la migrazione dello schema di ablazione in alto lungo la sonda avendo un centro di ablazione stazionario, essendo al contempo anche in grado di formare in modo efficace lo schema

affinché si adatti allo schema di ablazione desiderato.

Al contrario delle progettazioni della sonda NEUWAVE PR e della sonda di Yang, che si affidano a una forma d'onda coerente di campo lontano, le sonde di ablazione descritte nella presente funzionano nelle regioni di campo vicino non radiativo (campo vicino reattivo) del campo elettromagnetico (EM) che circonda l'antenna dove le microonde irradiano in una modalità non coerente. Le regioni di campo vicino reattivo sono in genere considerate essere lunghezze d'onda di $\lambda/2\pi \sim 0,159$ o inferiore. Le sonde di ablazione descritte nella presente operano preferibilmente in un ampio intervallo di lunghezze d'onda, ma per l'ablazione di tessuto molle a 2,45 GHz, l'apertura di campo vicino reattivo sarebbe preferibilmente inferiore a 20,0 mm. Per 12 GHz, la lunghezza d'onda è più corta (ad esempio 25,0 mm), il che significa che l'apertura e la lunghezza effettiva dell'antenna la sonda è preferibilmente 4,0 mm o inferiore per fornire una formatura ottimale e proprietà dirette di centraggio. Lo strato di trasferimento di calore 130 descritto nella presente è preferibilmente in grado di trarre vantaggio dal raffreddamento tissutale perché non viene emessa alcuna forma d'onda coerente. In netto contrasto, l'antenna descritta nel riferimento di Yang inizia con la

lunghezza di antenna più corta di 22,0 mm dall'estremità prossimale della sonda di ablazione e si allunga con incrementi di $\frac{1}{2}$ di lunghezze d'onda ulteriormente in alto lungo la sonda di ablazione quando il manicotto flottante viene spostato ulteriormente in alto lungo lo stelo (per Yang la figura 6, le distanze indicate con i numeri di riferimento 62a, 62b e 62c) rendendo la formatura di zona di ablazione in uno spazio inferiore a 30,0 mm fisicamente impossibile.

Miscellanea:

Occorre notare che le invenzioni, gli esempi e le forme di realizzazione descritti nella presente non sono limitati a materiali, metodi e/o strutture particolarmente esemplificati. Occorre notare che le invenzioni, gli esempi e le forme di realizzazione descritti nella presente devono essere considerati invenzioni, esempi e forme di realizzazione preferiti, sia che siano o meno specificamente identificati come tali. Le invenzioni, gli esempi e le forme di realizzazione mostrati sono preferiti, ma non sono intesi essere limitativi salvo specificamente rivendicato, nel qual caso essi possono limitare l'ambito di tale particolare rivendicazione.

Mentre quanto sopra è una descrizione completa di forme di realizzazione selezionate della presente

invenzione, è possibile mettere in pratica l'invenzione usando varie alternative, modifiche, adattamenti, variazioni e/o combinazioni. I tecnici del ramo noteranno che qualsiasi disposizione che è calcolata per conseguire lo stesso scopo può essere sostituita per la specifica forma di realizzazione mostrata. Resta altresì inteso che questa descrizione è intesa coprire tutte le caratteristiche generiche e specifiche dell'invenzione descritta nella presente e tutte le affermazioni dell'ambito dell'invenzione che, in linea di linguaggio, potrebbero essere considerate rientrare tra di esse.

Rivendicazioni

1. Punta di sonda di ablazione (100) avente uno stelo (102) con un'estremità di inserimento (104), detta punta di sonda di ablazione (100) ricevendo mezzi di ablazione da una sorgente di ablazione (60), detta punta di sonda di ablazione (100) per ablare un tessuto mirato, detta punta di sonda di ablazione (100) comprendendo:

(a) detto stelo (102) che include un'antenna coassiale (110);

(b) un centro di ablazione (124) situato all'interno di detta antenna coassiale (110) almeno vicino a detta estremità di inserimento (104);

(c) uno strato di trasferimento di calore (130) che circonda detta antenna coassiale (110), detto strato di trasferimento di calore (130) distanziato da detta estremità di inserimento (104) in modo tale che detto centro di ablazione (124) sia tra detto strato di trasferimento di calore (130) e detta estremità di inserimento (104); e

(d) un serbatoio termico (134) che circonda almeno parzialmente detto strato di trasferimento di calore (130),

detto serbatoio termico (134) essendo uno tra:

un serbatoio termico in argento;

un serbatoio termico in alluminio;

un serbatoio termico superconduttivo realizzato almeno in un materiale superconduttivo selezionato dal gruppo costituito da nitruro di boro, grafene, nanotubi di grafene e grafite pirolitica; o

un serbatoio termico di combinazione realizzato da una combinazione di almeno due materiali selezionati dal gruppo costituito da aria, acqua, ghiaccio, alluminio, argento, rame, diamante, nitruro di boro, grafene, nanotubi di grafene e grafite pirolitica.

2. Punta di sonda di ablazione (100) della rivendicazione 1, detto serbatoio termico (134) essendo un serbatoio termico solido.

3. Punta di sonda di ablazione (100) della rivendicazione 1, detto serbatoio termico (134) formando almeno una parte di un'impugnatura (52).

4. Punta di sonda di ablazione (100) di una qualsiasi delle rivendicazioni da 1 a 3, una zona di ablazione che circonda detto centro di ablazione (124) quando detti mezzi di ablazione sono forniti a detta punta di sonda di ablazione (100), detto serbatoio termico (134) impedendo a temperature di picco di superare sessanta gradi Celsius (60 °C) in detta zona di ablazione, o detto serbatoio termico (134) impedendo

a temperature di picco di superare quarantacinque gradi Celsius (45 °C) in detta zona di ablazione.

5. Punta di sonda di ablazione (100) di una qualsiasi delle rivendicazioni precedenti, detto serbatoio termico (134) per raffreddare passivamente detto strato di trasferimento di calore (130) assorbendo calore da detto strato di trasferimento di calore (130).

6. Punta di sonda di ablazione (100) della rivendicazione 5, una zona di ablazione che circonda detto centro di ablazione (124) quando detti mezzi di ablazione sono forniti a detta punta di sonda di ablazione (100), detto strato di trasferimento di calore (130) e detto serbatoio termico (134) fornendo il controllo di temperatura di zona di ablazione mantenendo le temperature di picco al di sotto di una temperatura predeterminata in detta zona di ablazione.

7. Punta di sonda di ablazione (100) della rivendicazione 5, una zona di ablazione che circonda detto centro di ablazione (124) quando detti mezzi di ablazione sono forniti a detta punta di sonda di ablazione (100), detto strato di trasferimento di calore (130) e detto serbatoio termico (134) fornendo il controllo di temperatura di zona di ablazione di raffreddamento passivo.

8. Punta di sonda di ablazione (100) della rivendicazione 5, una zona di ablazione che circonda detto centro di ablazione (124) quando detti mezzi di ablazione sono forniti a detta punta di sonda di ablazione (100), detto strato di trasferimento di calore (130) e detto serbatoio termico (134) fornendo il controllo di temperatura di zona di ablazione di raffreddamento tissutale.

9. Punta di sonda di ablazione (100) della rivendicazione 5, una zona di ablazione che circonda detto centro di ablazione (124) quando detti mezzi di ablazione sono forniti a detta punta di sonda di ablazione (100), detto strato di trasferimento di calore (130) e detto serbatoio termico (134) fornendo il controllo di temperatura di zona di ablazione di raffreddamento termico.

10. Punta di sonda di ablazione (100) di una qualsiasi delle rivendicazioni precedenti in cui lo strato di trasferimento di calore (130) e il serbatoio termico (134) sono collegati termicamente.

11. Punta di sonda di ablazione (100) della rivendicazione 10 in cui un grasso di trasferimento di calore o un adesivo epossidico termicamente conduttivo è fornito tra lo strato di trasferimento di calore (130) e il serbatoio termico (134).

12. Punta di sonda di ablazione (100) di una qualsiasi delle rivendicazioni precedenti, comprendente inoltre almeno un meccanismo di controllo di capacitanza termica per controllare la capacitanza o capacità termica di detta punta di sonda di ablazione (100), detto almeno un meccanismo di controllo di capacitanza termica comprendendo

mezzi per controllare la temperatura di detto serbatoio termico (134) mediante raffreddamento attivo.

13. Punta di sonda di ablazione (100) di una qualsiasi delle rivendicazioni precedenti, comprendente inoltre almeno un meccanismo di controllo di capacitanza termica per controllare la capacitanza o capacità termica di detta punta di sonda di ablazione (100), detto almeno un meccanismo di controllo di capacitanza termica comprendendo:

mezzi per controllare la posizione di detto serbatoio termico (134) selezionando il posizionamento del serbatoio termico (134) e/o regolando il posizionamento del serbatoio termico (134) facendolo scorrere in alto o in basso lungo lo stelo.

14. Punta di sonda di ablazione (100) di una qualsiasi delle rivendicazioni precedenti, comprendente inoltre almeno un meccanismo di controllo di capacitanza termica per controllare la capacitanza o capacità

termica di detta punta di sonda di ablazione (100), detto almeno un meccanismo di controllo di capacitanza termica selezionato dal gruppo costituito da:

(a) mezzi per controllare il volume di detto serbatoio termico (134);

(b) mezzi per controllare l'area in sezione trasversale di detto strato di trasferimento di calore (130);

(c) mezzi per controllare il materiale a partire dal quale è costruito detto serbatoio termico (134);

(d) mezzi per controllare la massa di detto strato di trasferimento di calore (130);

(e) mezzi per controllare le dimensioni dell'area in sezione trasversale di detto strato di trasferimento di calore (130);

(f) mezzi per controllare il volume di detto strato di trasferimento di calore (130);

(g) mezzi per controllare l'area in sezione trasversale di detto strato di trasferimento di calore (130);

(h) mezzi per controllare il materiale a partire dal quale è costruito detto strato di trasferimento di calore (130);

(i) mezzi per controllare la potenza applicata alla punta di sonda di ablazione (100);

(j) mezzi per controllare l'energia applicata alla punta di sonda di ablazione (100); e

(k) mezzi per controllare la durata di un ciclo di ablazione durante cui è applicato calore.

È traduzione conforme al testo originale

TRADUZIONE FIGURE

FIG. 1A	
Ablation Source	Sorgente di ablazione
Ablation Means	Mezzi di ablazione
Parameter Settings	Impostazioni di parametro
Output Mechanism	Meccanismo di uscita
Treatment Time Settings	Impostazioni di tempo di trattamento
Hand Piece	Impugnatura
Optional Cooling	Raffreddamento opzionale
Ablation Probe System	Sistema di sonda di ablazione
Ablation Probe Tip	Punta di sonda di ablazione
Tip Mechanical Stop	Arresto meccanico di punta
Tip Shaft	Stelo di punta
Center of Ablation	Centro di ablazione
Insertion Point	Punto di inserimento
Custom Surgical Stent	Stent chirurgico personalizzato
Surgical Guide(s)	Una o più guide chirurgiche
Stent Mechanical Stop	Arresto meccanico di stent
Tooth Bud Ablation Site	Sito di ablazione di germe dentario
Gingival Tissue	Tessuto gengivale
Middle of Tooth Bud 93 & Center of Ablation 124	Centro di germe dentario 93 & Centro di ablazione 124
Tooth Bud	Germe dentario
Ablation Zone	Zona di ablazione

Bone	Osso
FIG. 16A	
30 seconds	30 secondi
FIG. 17	
The data is fit to the following model: <u>$R = \beta_0 + \beta_1 T + \beta_2 A + \beta_{12} TA + \epsilon$</u>	I dati sono inseriti nel seguente modello: <u>$R = \beta_0 + \beta_1 T + \beta_2 A + \beta_{12} TA + \epsilon$</u>
Where:	In cui:
<u>R</u> = 60C Contour Roundness (Width/Length)	<u>R</u> = Rotondità di contorno a 60 °C (larghezza/lunghezza)
<u>I</u> = Thermal Conductivity (W/mK at 0C)	<u>I</u> = Conduttività termica (W/mK a 0 °C)
<u>A</u> = Probe Aperture (mm)	<u>A</u> = Apertura di sonda (mm)
<u>ε</u> = error	<u>ε</u> = errore
Source	Sorgente
Thermal Conductivity (W/mK at 0C)	Conduttività termica (W/mK a 0 °C)
Aperture (mm)	Apertura (mm)
Thermal Conductivity (W/mK at 0C) *Aperture (mm)	Conduttività termica (W/mK a 0 °C) *Apertura (mm)
Log Worth	Logworth
PValue	Valore P
Prediction Profiler	Profiler di previsione
60C Roundness (Width/Length)	Rotondità a 60 °C (larghezza/lunghezza)
Thermal Conductivity (W/mK at 0C)	Conduttività termica (W/mK a 0 °C)

Aperture (mm)	Apertura (mm)
FIG. 18	
Area $= \beta_0 + \beta_1 t + \beta_2 p + \beta_{12} tp + \beta_{11} t^2 + \epsilon$ where t is time and p is power. The model results are shown in the figure below.	Area $= \beta_0 + \beta_1 t + \beta_2 p + \beta_{12} tp + \beta_{11} t^2 + \epsilon$ in cui t è il tempo e p è la potenza. I risultati del modello sono mostrati nella figura nel seguito.
Area(sq mm)	Area (mm ²)
Time(sec)	Tempo (sec)
Power(W)	Potenza (W)
FIG. 22	
Estimate of Ablation Diameter	Stima di diametro di ablazione
Diameter (mm)	Diametro (mm)
Duration (seconds)	Durata (secondi)
FIG. 28A	
Thermal Transfer Layer Effect	Effetto di strato di trasferimento termico
Temperature at 10mm from tip (C)	Temperatura a 10 mm dalla punta (°C)
Ablation Energy Duration (seconds)	Durata di energia di ablazione (secondi)
Ag Shunt 20mm	Shunt in Ag 20 mm
Ag Shunt 125mm with 60mm Cu/H2O	Shunt in Ag 125 mm con 60 mm Cu/H2O
Ag Shunt 125mm with 60mm Ag	Shunt in Ag 125 mm con 60 mm Ag
Ag Shunt 125mm	Shunt in Ag 125 mm
Ag Shunt 125mm with 60mm Al	Shunt in Ag 125 mm con 60 mm Al

FIG. 28B	
Thermal Transfer Layer Effect (Thermal Reservoirs Chilled In Ice Water)	Effetto di strato di trasferimento termico (serbatoi termici raffreddati in acqua ghiacciata)
Temperature C	Temperatura °C
Water	Acqua
Aluminum	Alluminio
Silver	Argento
Time (Seconds)	Tempo (secondi)
FIG. 29A	
Probe Construction	Costruzione della sonda
Time (s)	Tempo (s)
Temp at 10.0 mm from tip (C)	Temperatura a 10,0 mm dalla punta (°C)
Temp of Heatsink (C)	Temperatura del dissipatore di calore (°C)
Start Temp (C)	Temperatura di inizio (°C)
Shunt 20.0 mm	Shunt 20,0 mm
Shunt 125.0 mm	Shunt 125,0 mm
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	Shunt 125,0 mm con 60,0 mm Cu/H2O
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	Shunt 125,0 mm con 60,0 mm Al
FIG. 29B	
Probe Construction	Costruzione della sonda
Time (s)	Tempo (s)
Temp at 10.0 mm from tip (C)	Temperatura a 10,0 mm dalla punta (°C)

Temp of Heatsink (C)	Temperatura del dissipatore di calore (°C)
Start Temp (C)	Temperatura di inizio (°C)
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	Shunt 125,0 mm con 60,0 mm Al
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	Shunt 125,0 mm con 60,0 mm Ag
Shunt 20.0 mm	Shunt 20,0 mm
Shunt 125.0 mm	Shunt 125,0 mm
FIG. 29C	
Probe Construction	Costruzione della sonda
Time (s)	Tempo (s)
Temp at 10.0 mm from tip (C)	Temperatura a 10,0 mm dalla punta (°C)
Temp of Heatsink (C)	Temperatura del dissipatore di calore (°C)
Start Temp (C)	Temperatura di inizio (°C)
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	Shunt 125,0 mm con 60,0 mm Cu/H2O
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	Shunt 125,0 mm con 60,0 mm Al
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	Shunt 125,0 mm con 60,0 mm Ag

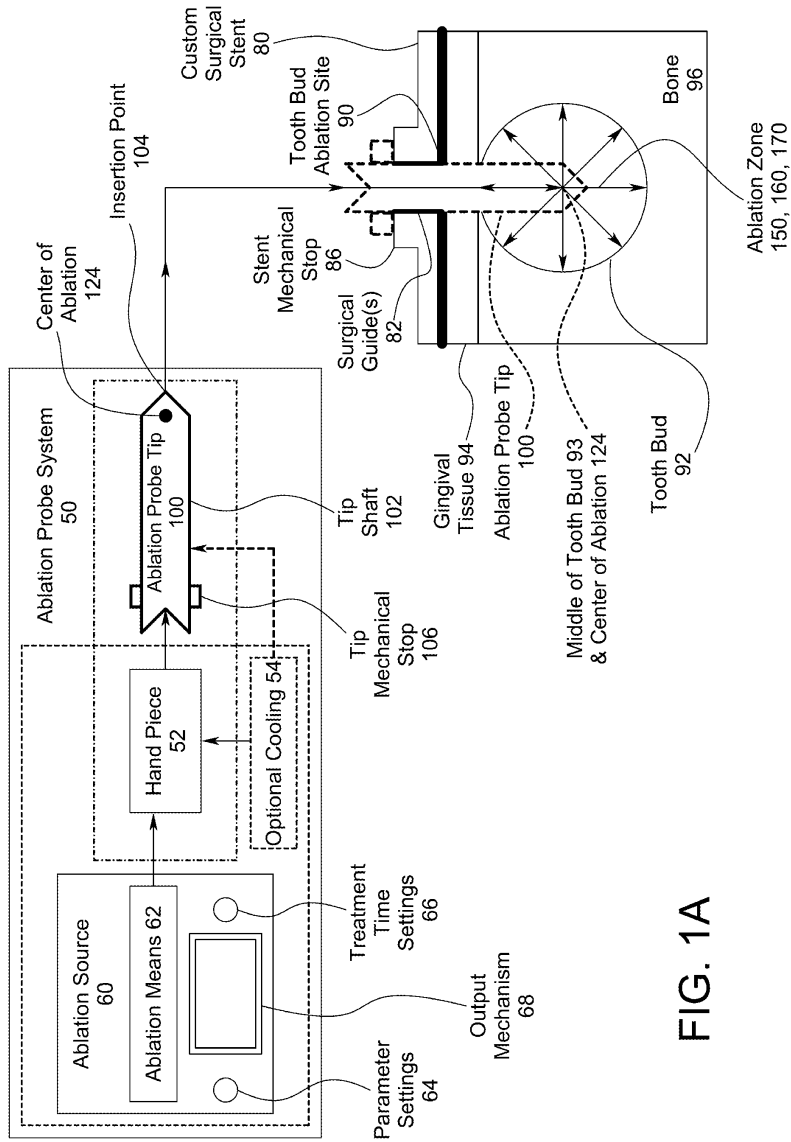


FIG. 1A

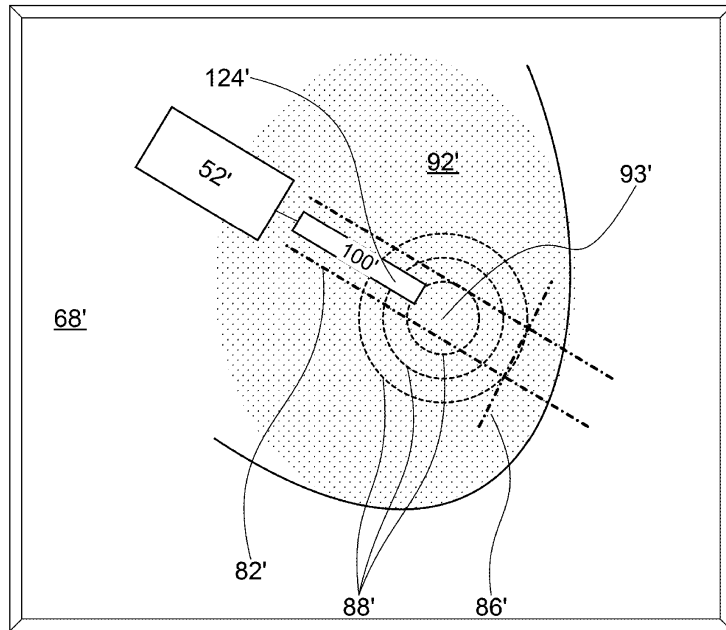


FIG. 1B

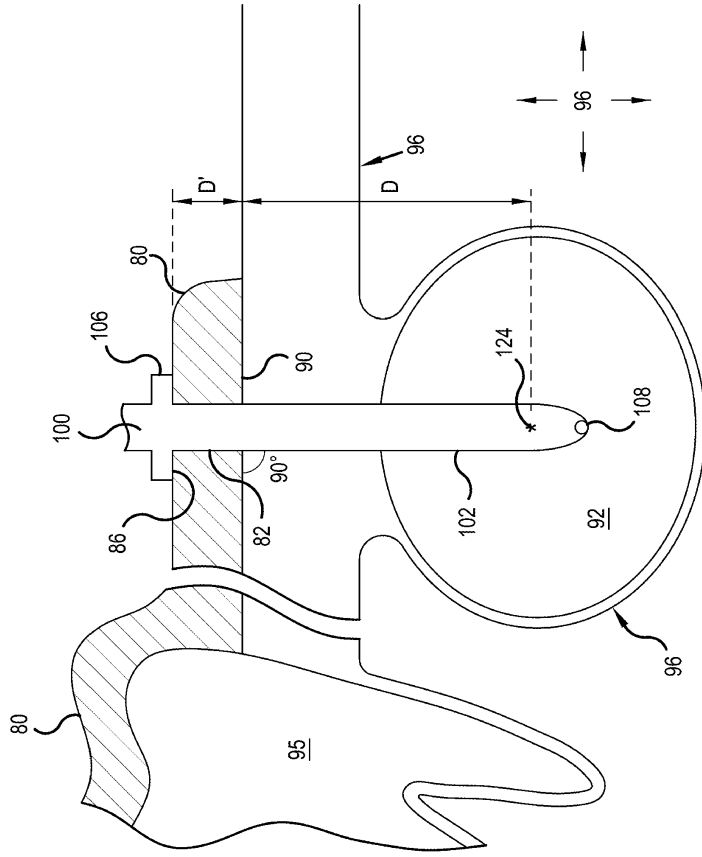


FIG. 2

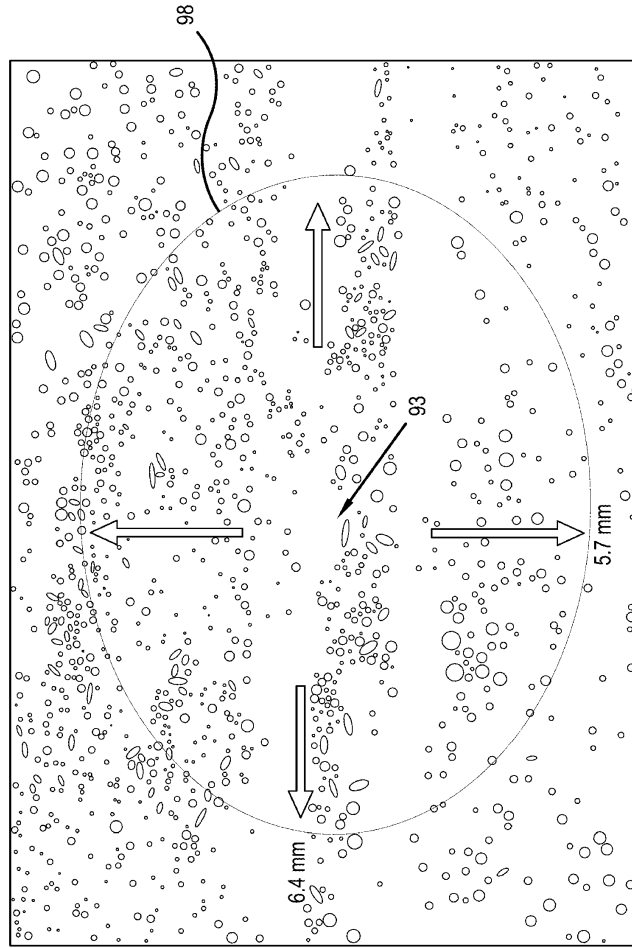


FIG. 4

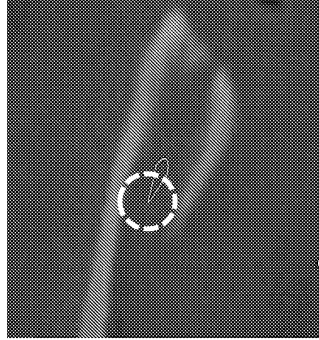


FIG. 5

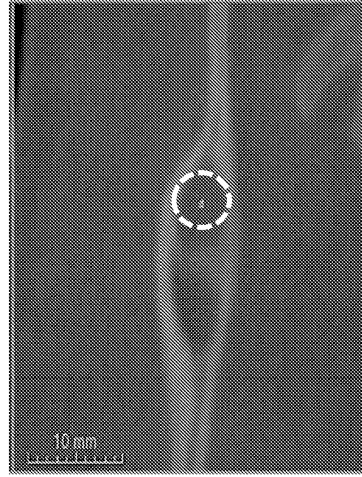


FIG. 6

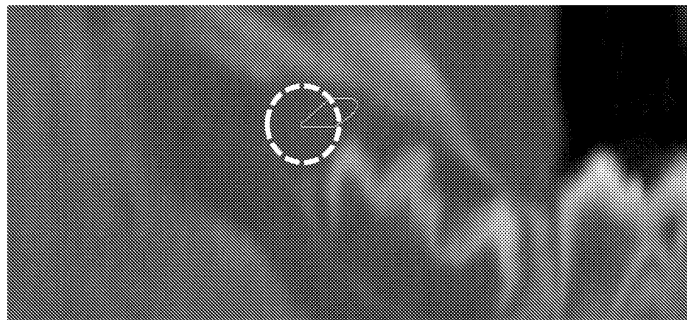


FIG. 7

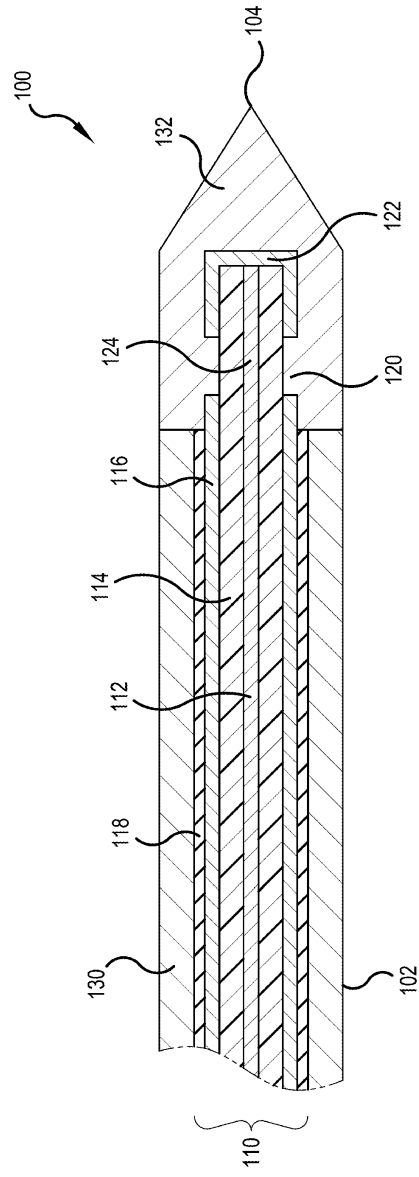


FIG. 8

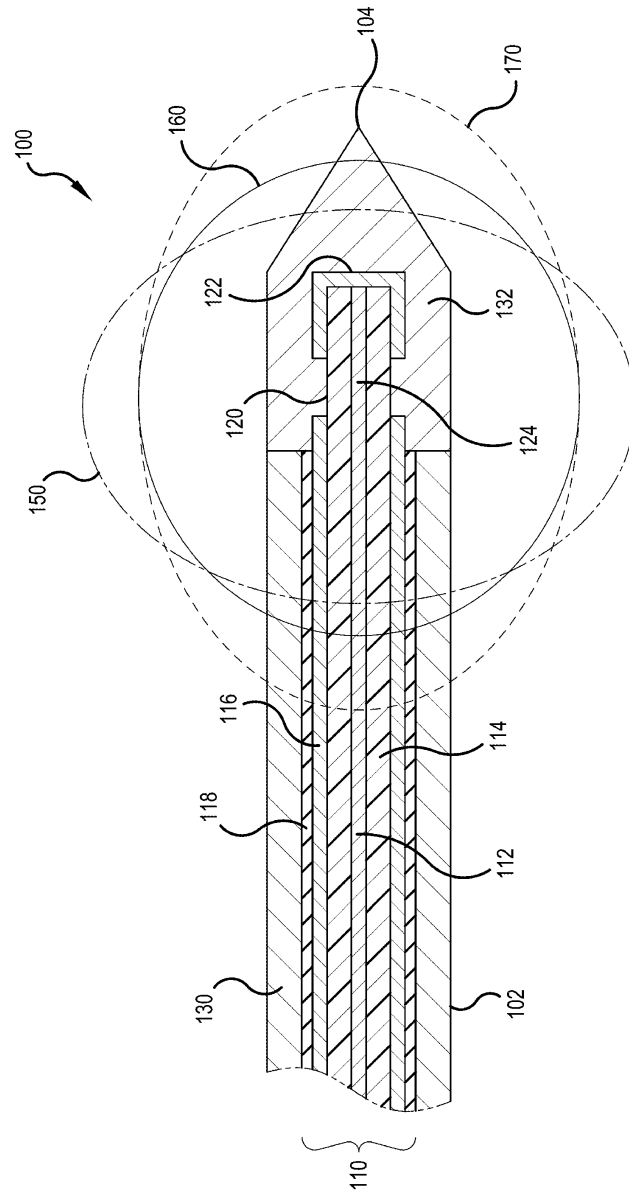


FIG. 9

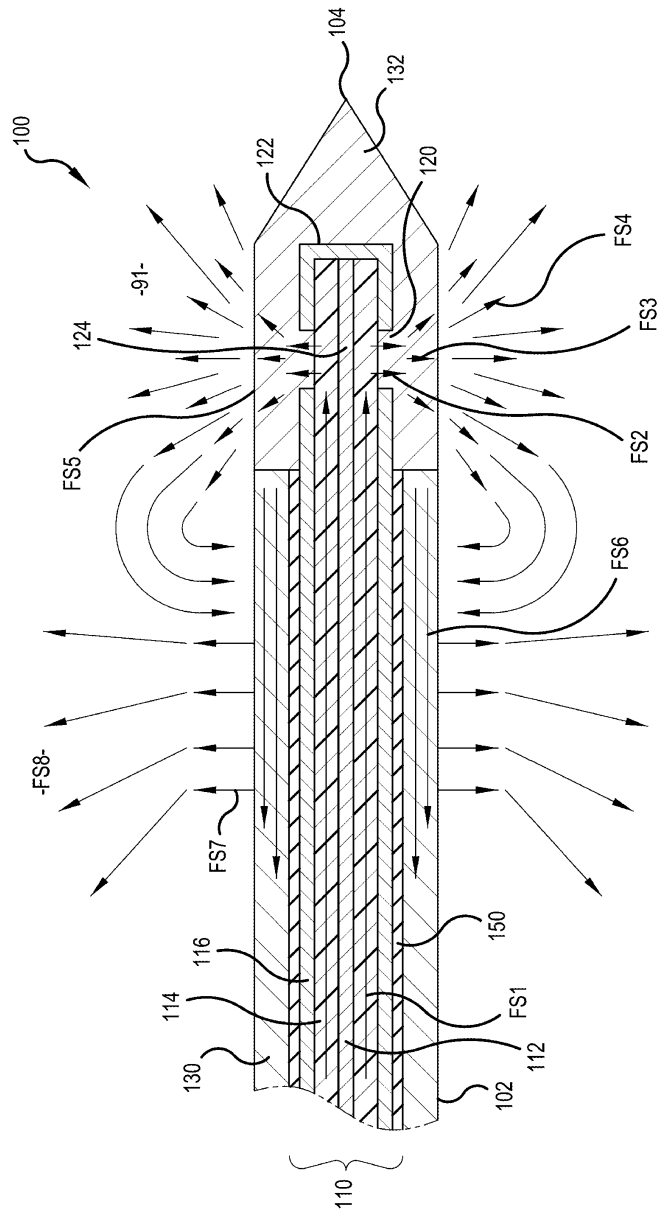


FIG. 10

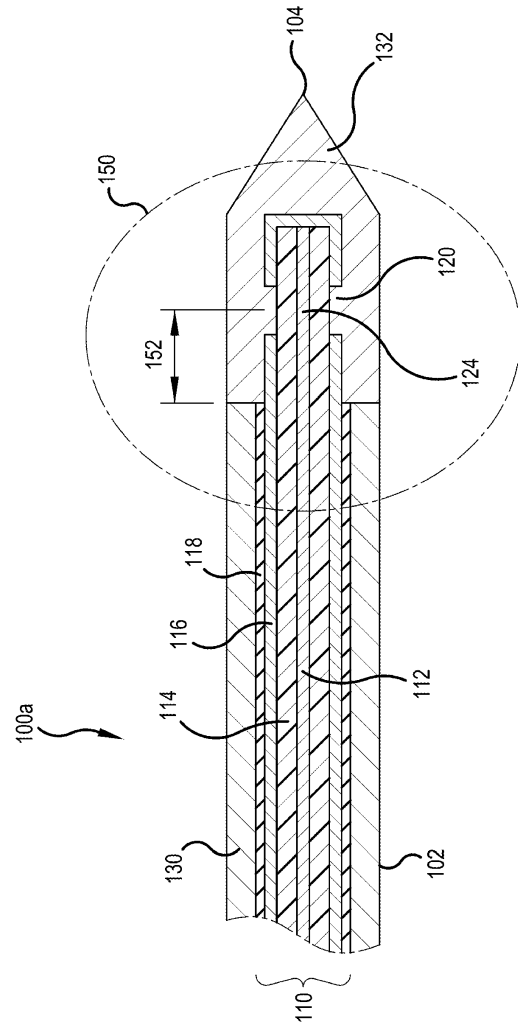


FIG. 11

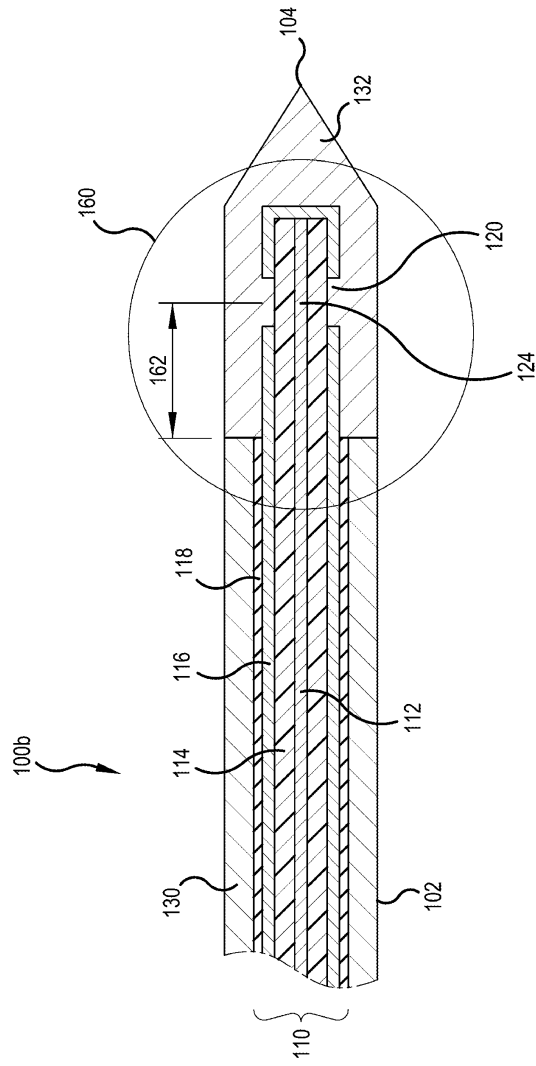


FIG. 12

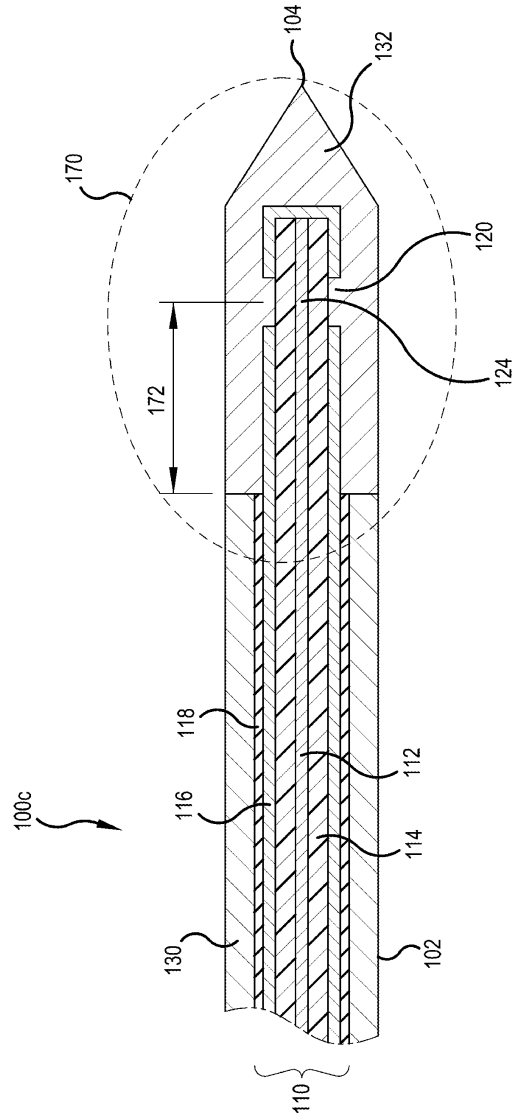


FIG. 13

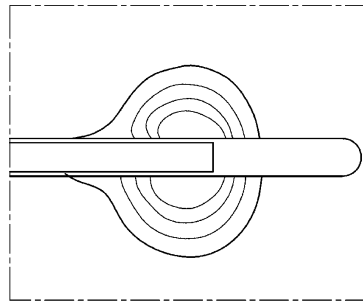


FIG. 14A

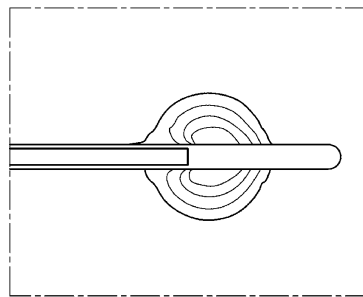


FIG. 14B

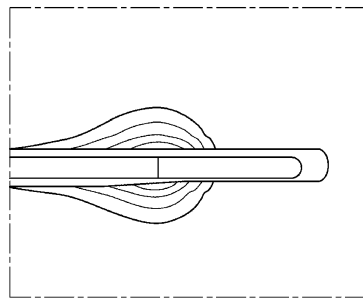


FIG. 14C

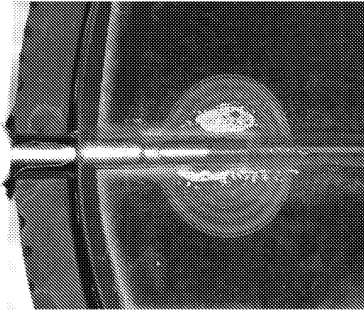


FIG. 15A

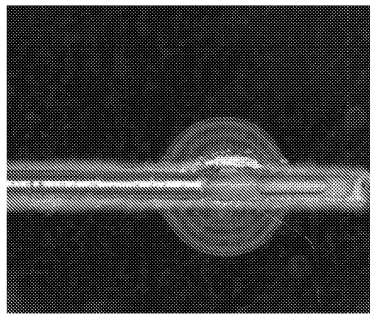


FIG. 15B

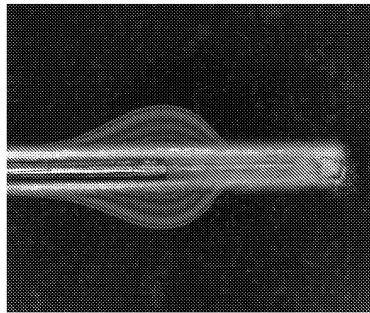


FIG. 15C

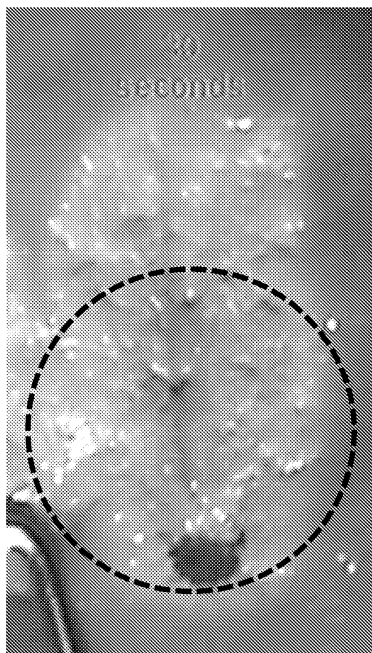


FIG. 16A

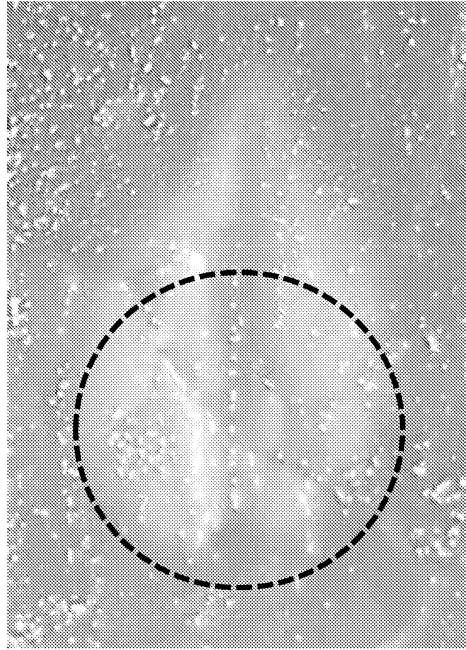


FIG. 16B

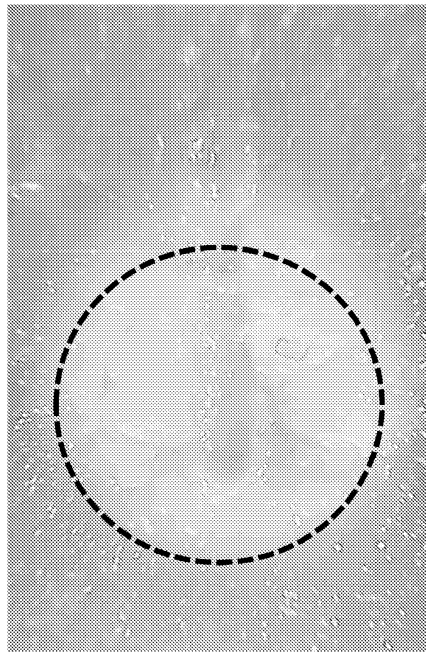


FIG. 16C

The data is fit to the following model:

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

Where:

R = 60C Contour Roundness (Width/Length)

T = Thermal Conductivity (W/mK at 0C)

A = Probe Aperture (mm)

ε = error

Source	Log Worth	PValue
Thermal Conductivity (W/mK at 0C)	11.844	0.00000
Aperture (mm)	3.470	0.00034
Thermal Conductivity (W/mK at 0C)*Aperture (mm)	0.960	0.10958

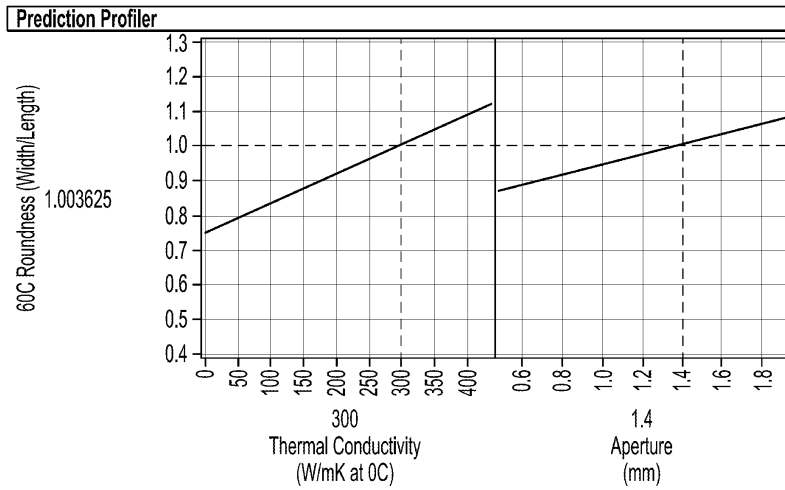


FIG. 17

$Area = \beta_0 + \beta_1 t + \beta_2 p + \beta_{12} tp + \beta_{11} t^2 + \varepsilon$
where t is time and p is power. The model results are shown in the figure below.

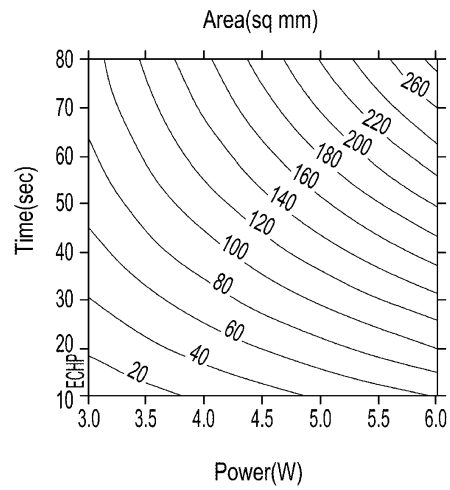


FIG. 18

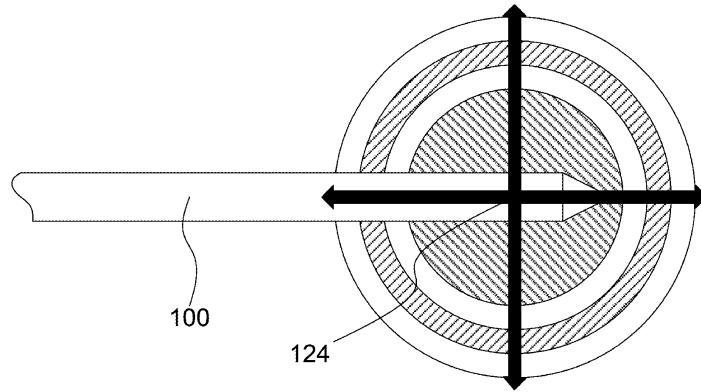


FIG. 19

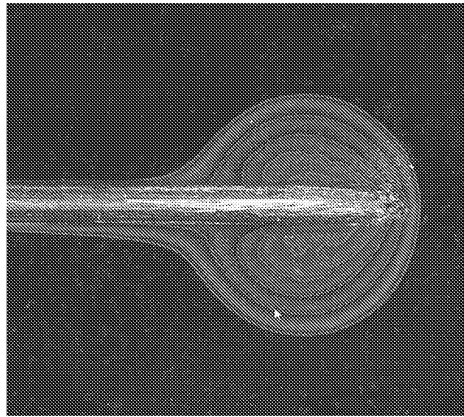


FIG. 20A

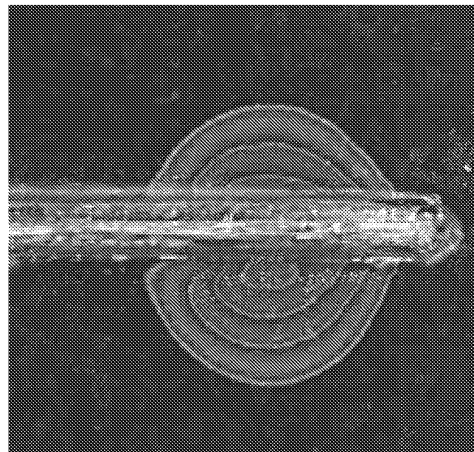


FIG. 20B

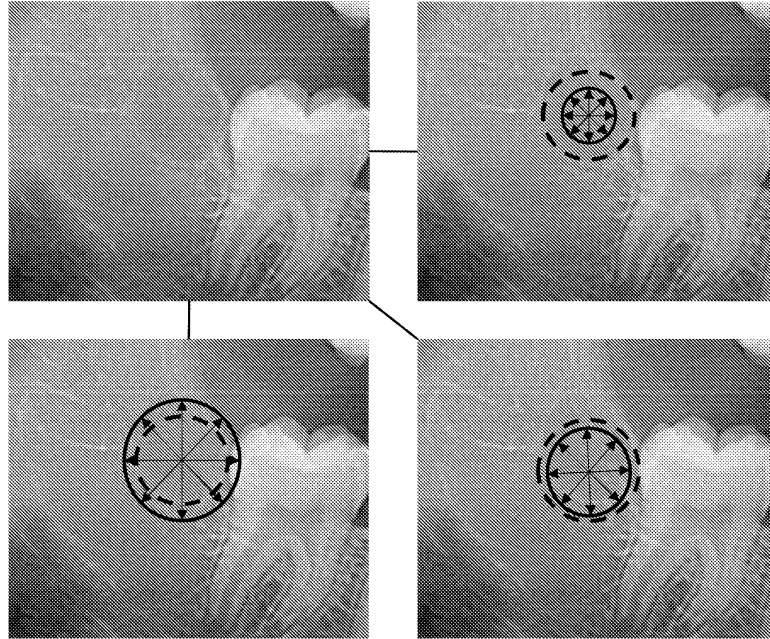


FIG. 21

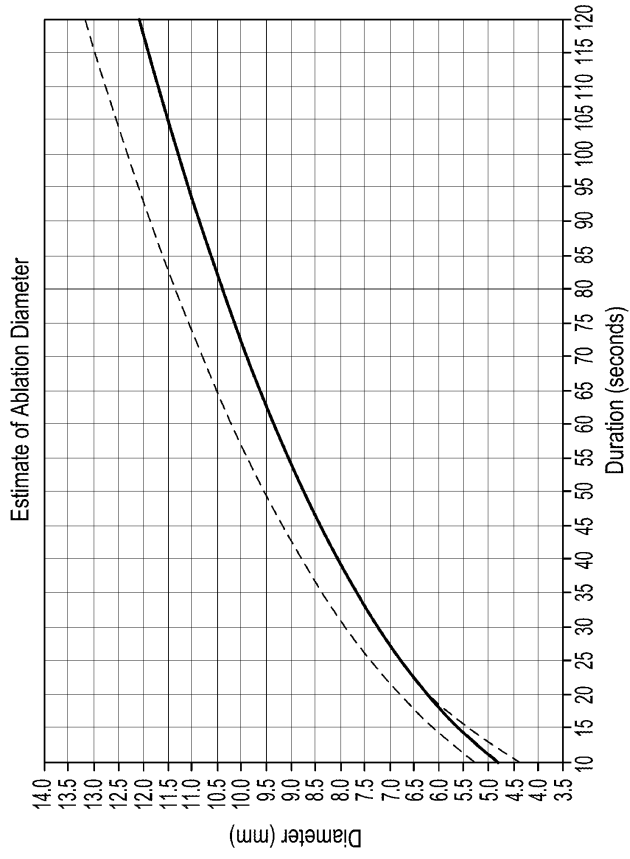


FIG. 22

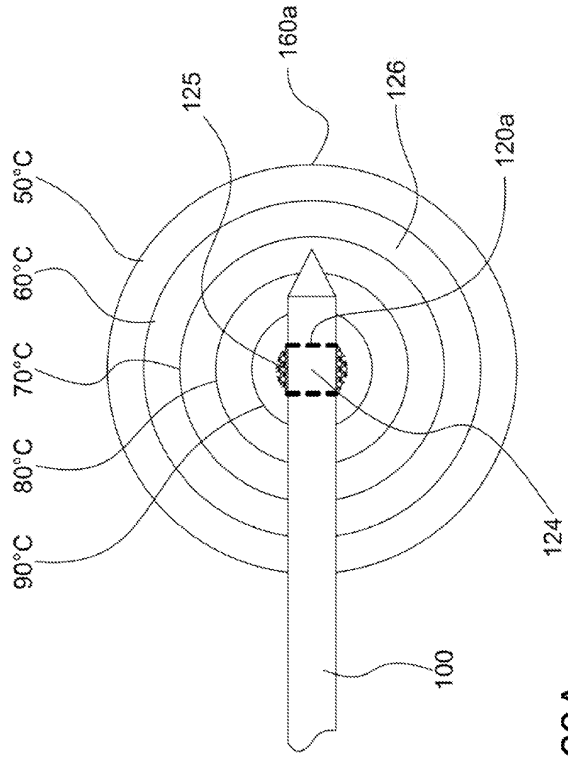


FIG. 23A

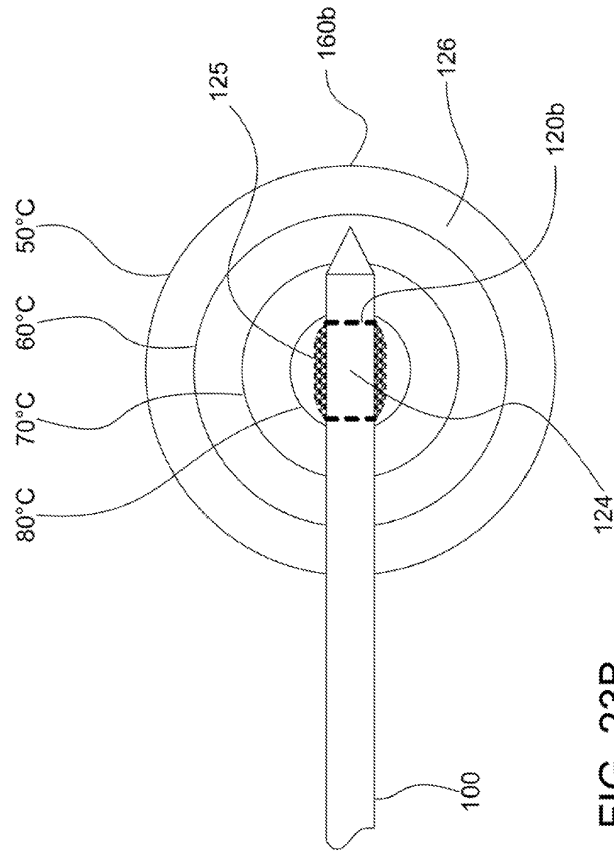


FIG. 23B

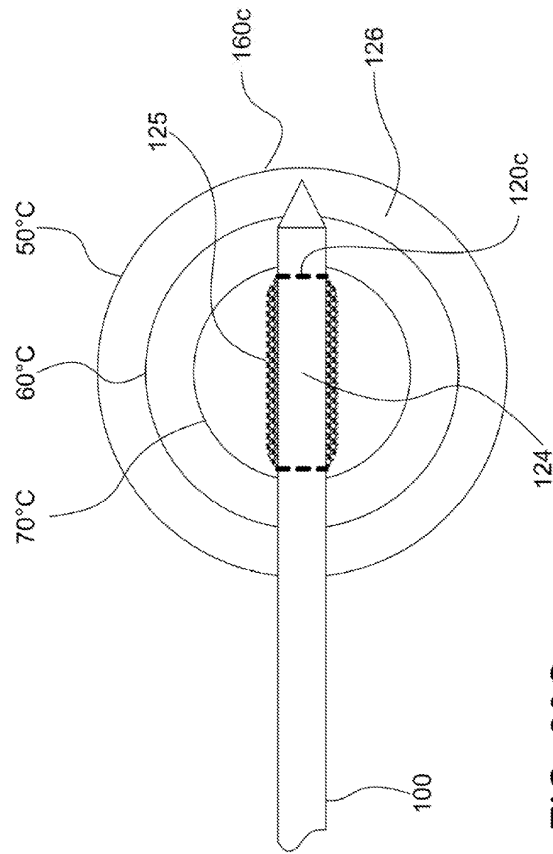


FIG. 23C

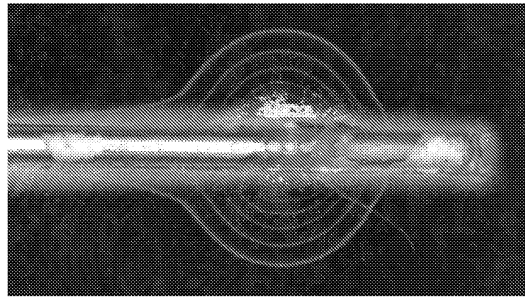


FIG. 24A

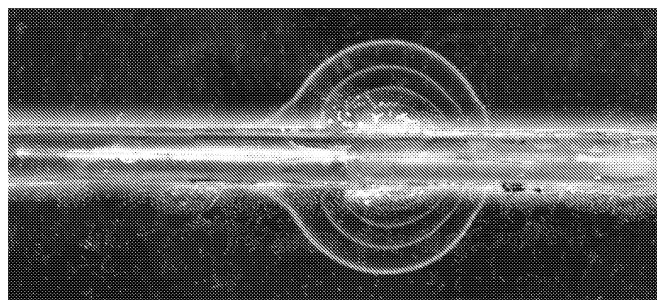


FIG. 24B

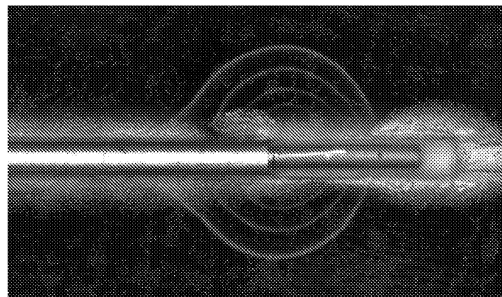


FIG. 24C

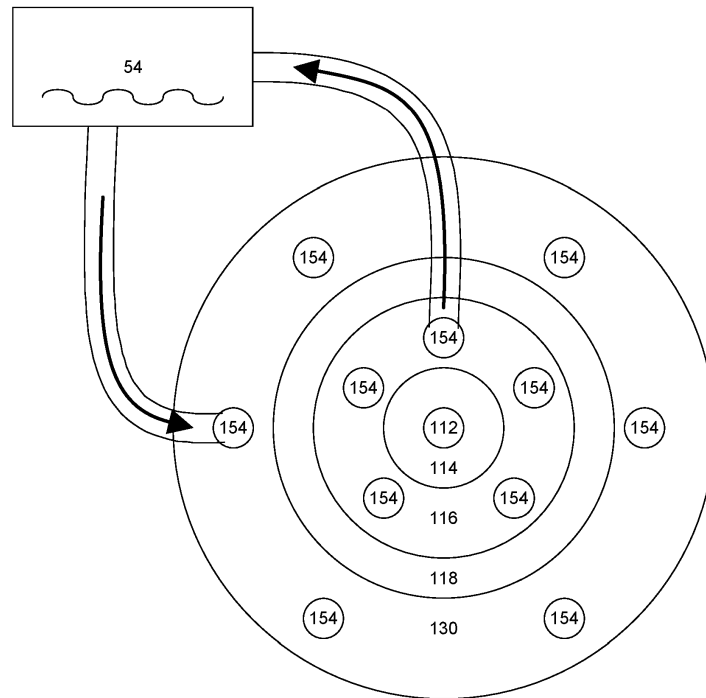


FIG. 25

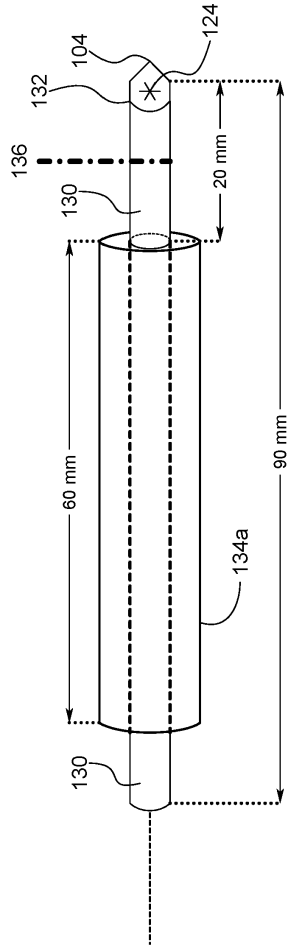


FIG. 26A

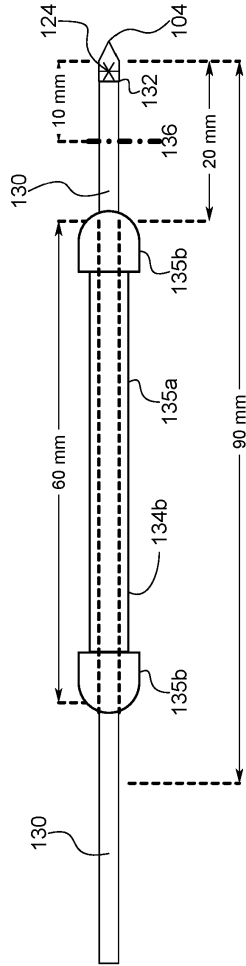


FIG. 26B

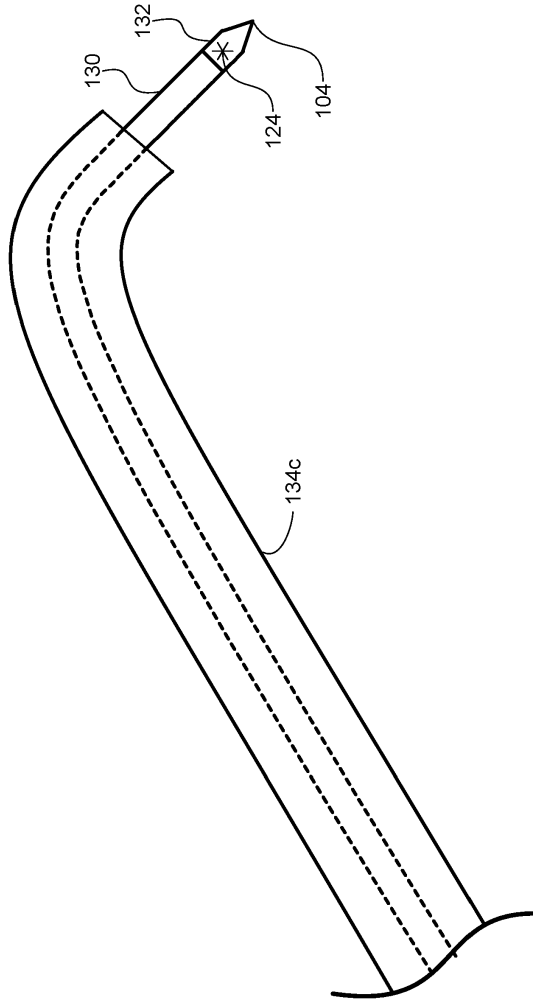


FIG. 26C

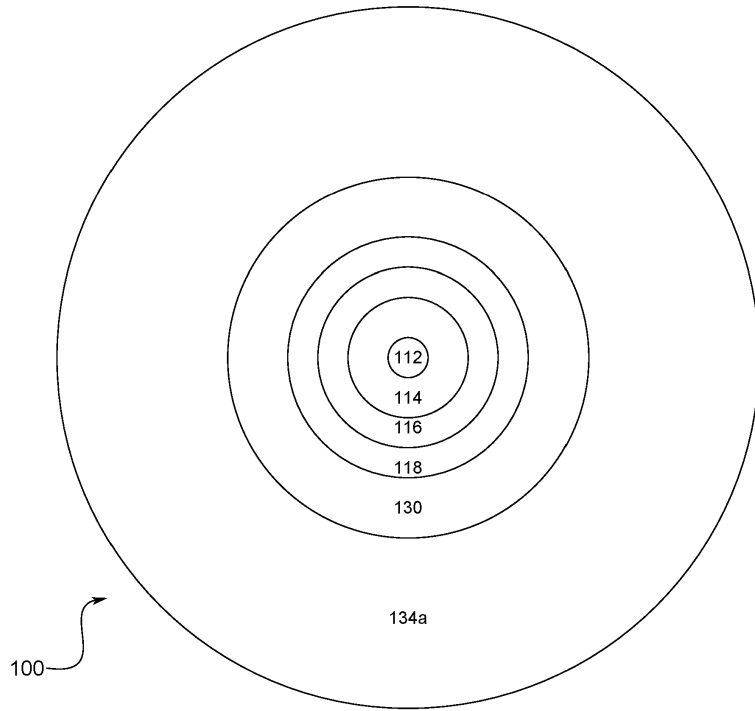


FIG. 26D

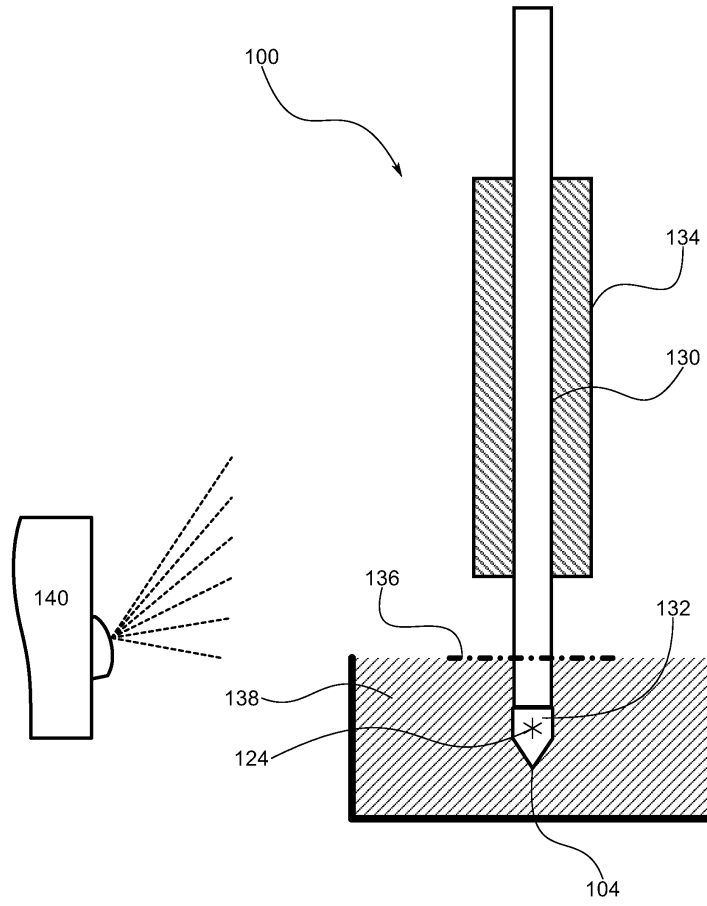


FIG. 27

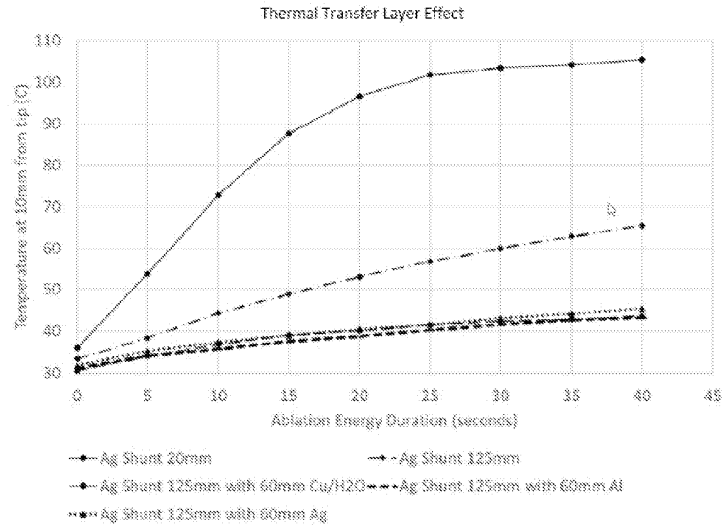


FIG. 28A

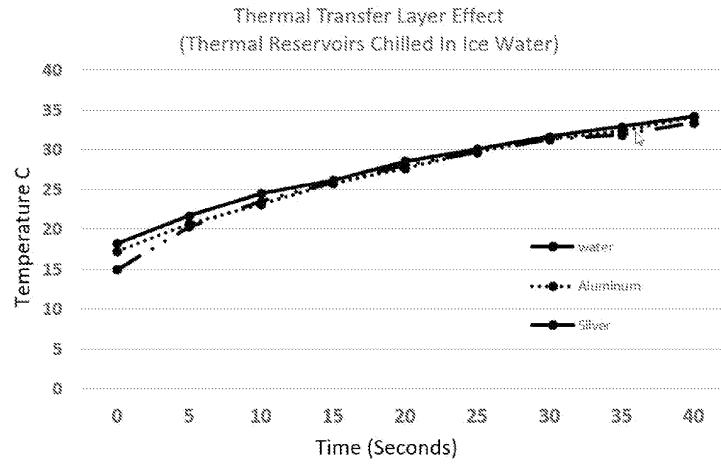


FIG. 28B

Probe Construction	Time (s)	Temp at 10.0 mm from tip (C)	Temp of Heatsink (C)	Start Temp (C)
Shunt 20.0 mm	0	36.0		23
Shunt 20.0 mm	5	53.8		23
Shunt 20.0 mm	10	72.9		23
Shunt 20.0 mm	15	87.6		23
Shunt 20.0 mm	20	96.7		23
Shunt 20.0 mm	25	101.8		23
Shunt 20.0 mm	30	103.4		23
Shunt 20.0 mm	35	104.2		23
Shunt 20.0 mm	40	105.5		23
Shunt 125.0 mm	0	33.5		23
Shunt 125.0 mm	5	38.4		23
Shunt 125.0 mm	10	44.3		23
Shunt 125.0 mm	15	48.9		23
Shunt 125.0 mm	20	53.0		23
Shunt 125.0 mm	25	56.7		23
Shunt 125.0 mm	30	60.0		23
Shunt 125.0 mm	35	62.9		23
Shunt 125.0 mm	40	65.5		23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	0	30.6	27.3	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	5	34.1	27.2	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	10	36.9	27.3	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	15	39.0	28.1	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	20	40.1	28.3	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	25	41.4	28.9	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	30	42.4	29.5	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	35	42.8	29.7	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	40	43.6	30.0	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	0	31.2	28.9	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	5	34.1	29.6	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	10	35.8	30.8	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	15	37.6	31.9	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	20	38.7	32.8	23

FIG. 29A

Probe Construction	Time (s)	Temp at 10.0 mm from tip (C)	Temp of Heatsink (C)	Start Temp (C)
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	25	40.2	34.1	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	30	41.5	35.4	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	35	42.7	36.5	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	40	43.2	37.0	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	0	31.9	29.8	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	5	35.4	25.8	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	10	37.4	31.8	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	15	38.9	33.0	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	20	40.5	34.0	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	25	41.5	35.0	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	30	43.1	36.2	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	35	44.2	37.2	23
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	40	45.4	38.3	23
Shunt 20.0 mm	0			2
Shunt 20.0 mm	5			2
Shunt 20.0 mm	10			2
Shunt 20.0 mm	15			2
Shunt 20.0 mm	20			2
Shunt 20.0 mm	25			2
Shunt 20.0 mm	30			2
Shunt 20.0 mm	35			2
Shunt 20.0 mm	40			2
Shunt 125.0 mm	0			2
Shunt 125.0 mm	5			2
Shunt 125.0 mm	10			2
Shunt 125.0 mm	15			2
Shunt 125.0 mm	20			2
Shunt 125.0 mm	25			2
Shunt 125.0 mm	30			2
Shunt 125.0 mm	35			2
Shunt 125.0 mm	40			2

FIG. 29B

Probe Construction	Time (s)	Temp at 10.0 mm from tip (C)	Temp of Heatsink (C)	Start Temp (C)
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	0	15.0	6.8	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	5	20.3	7.3	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	10	23.5	8.4	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	15	25.9	9.5	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	20	28.1	10.6	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	25	29.7	11.4	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	30	31.3	12.5	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	35	31.9	13.7	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Cu/H2O	40	33.4	14.7	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	0	17.2	12.1	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	5	20.7	13.4	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	10	23.1	15.5	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	15	25.8	17.3	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	20	27.7	19.0	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	25	29.8	20.7	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	30	31.4	21.9	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	35	32.4	23.5	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Al	40	34.1	24.8	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	0	18.2	14.1	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	5	21.7	15.3	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	10	24.5	17.1	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	15	26.2	18.4	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	20	28.6	20.4	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	25	30.1	21.6	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	30	31.7	22.7	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	35	32.9	24.0	2
Shunt 125.0 mm with 60.0 mm Ag	40	34.2	25.2	2

FIG. 29C

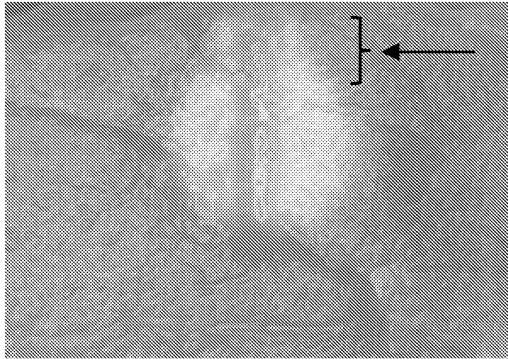


FIG. 30A

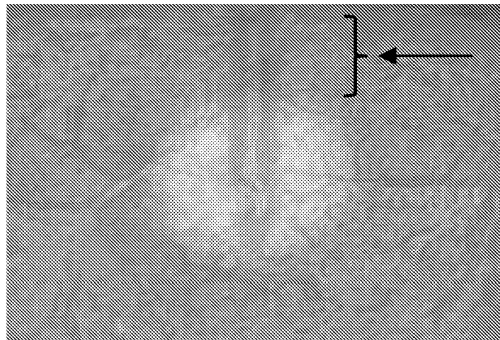


FIG. 30B