

DOMANDA DI INVENZIONE NUMERO	10202000008518
Data Deposito	21/04/2020
Data Pubblicazione	21/10/2021

Classifiche IPC

Sezione	Classe	Sottoclasse	Gruppo	Sottogruppo
A	61	B	18	14

Titolo

Dispositivo elettromagnetico di ablazione tissutale

"Dispositivo elettromagnetico di ablazione tissutale"

DESCRIZIONE

5 Campo dell'invenzione

La presente invenzione riguarda l'ablazione dei tessuti e più precisamente un dispositivo di ablazione elettromagnetica dei tessuti.

10

Termini e definizioni

Nel presente documento l'espressione "campo elettromagnetico" deve essere intesa come una combinazione di un campo elettrico e un campo magnetico. Copre qualsiasi gamma dello spettro elettromagnetico (EM), in particolare la lunghezza d'onda delle onde elettromagnetiche a radiofrequenza e microonde.

Questa espressione include anche un solo campo elettrico (cioè assenza di campo magnetico) e un solo campo magnetico (cioè assenza di campo elettrico).

L'espressione "dispositivo elettromagnetico di ablazione del tessuto" deve quindi essere intesa come un dispositivo di ablazione del tessuto in cui l'ablazione è generata da un campo elettromagnetico.

Stato dell'arte

L'ablazione elettromagnetica dei tessuti a microonde, in particolare a radiofrequenza RF, è una procedura interventistica comune per il trattamento di pazienti oncologici.

L'ablazione elettromagnetica dei tessuti ha due usi principali per il trattamento dei tessuti di organi:

1. la RF ablativa in endoscopia cardiovascolare, oncologica, ortopedica, ginecologica, gastroesofagea e intestinale;

2. la RF pulsata trova applicazione ad es. nell'endoscopia epidurale.

Il trattamento di ablazione RF del tessuto è oggi relativamente avanzata nel campo della cardiologia (fibrillazione atriale) e della terapia del dolore, ma meno in altre aree mediche come l'oncologia. Ciò è essenzialmente dovuto al fatto che i dispositivi utilizzati per fornire la fonte di energia sono usata e getta.

Nel campo ortopedico il carcinoma metastatico è la malattia maligna più comune del sistema scheletrico. Tradizionalmente, la radioterapia convenzionale frazionata con fascio esterno è stata il trattamento scelto. Recentemente, le tecniche chirurgiche mini invasive (MISS), come l'ablazione con radiofrequenza, sono state aggiunte agli strumenti terapeutici.

L'obiettivo dell'ablazione con radiofrequenza è distruggere il tessuto tumorale prima di stabilizzare la vertebra attraverso l'iniezione intrasomatica di cemento.

La colonna vertebrale è la posizione più comune tra i siti ossei per i depositi metastatici. Il coinvolgimento spinale può verificarsi fino al 40% dei pazienti con cancro. La compressione del midollo spinale da metastasi epidurali si verifica nel 5-10% dei pazienti con cancro e fino al 40% dei pazienti con preesistenti metastasi ossee non spinali.

L'ablazione RF dei tessuti viene eseguita utilizzando un generatore di RF e un dispositivo di erogazione attiva monouso, solitamente un ago o un catetere che eroga energia RF ai tessuti ossei.

5 L'efficacia dell'ablazione RF del tessuto dipende essenzialmente dalla quantità di energia erogata e dal tempo di procedura, ma anche dai seguenti fattori:

a. La posizione, l'orientamento e l'intensità del campo elettrico RF generato;

10 b. Il raffreddamento del dispositivo di erogazione. Una parte dell'energia generata per il trattamento viene trasformata in calore, il che può portare a un aumento importante e talvolta pericoloso della temperatura dei tessuti trattati e circostanti.

15 L'elevato riscaldamento attorno agli elettrodi può causare una carbonizzazione dei tessuti con danni eccessivi ai tessuti, aumento dell'impedenza elettrica e una conseguente riduzione dell'efficacia del trattamento;

20 c. La guidabilità del dispositivo di erogazione, in particolare nei trattamenti di ablazione dei tessuti basati sull'accesso endoluminale.

Descrizione generale dell'invenzione

25

Una forma di realizzazione dell'invenzione è quella di fornire una modulazione di diversi trattamenti di area locale specificamente modificati e personalizzati sulla forma, dimensioni e
30 caratteristiche dei tessuti dell'area da ablare, grazie a un ago bipolare (due elettrodi), che interagisce con un ago aggiuntivo neutro o monopolare.

Un'altra forma di realizzazione è quella di avere una termocoppia sull'ago neutro o polare aggiuntivo.

Un'altra forma di realizzazione è quella di avere un efficiente sistema di raffreddamento.

5 Un'altra forma di realizzazione è quella di utilizzare un sistema di raffreddamento in combinazione con l'ablazione elettromagnetica generata dal sistema ad ago.

10 Un'altra forma di realizzazione è di fornire l'ablazione RF più uniforme dovuta all'interazione continua del sistema di aghi e del generatore, riducendo la possibilità di danni ai tessuti termici (ad es. carbonizzazione).

15 Un'altra forma di realizzazione è quella di avere un controllo procedurale basato su computer che aumenti la sicurezza delle condizioni di ablazione dei tessuti:

a. controllo locale della temperatura del tessuto nelle posizioni distale e prossimale dell'elettrodo ad ago;

20 b. impedenza elettrica controllata in modo continuo e automatico dal generatore RF in base alla temperatura del tessuto trattato;

25 c. la dimensione del volume trattato del tessuto in termini di volume stimato. La stima viene eseguita mediante l'elaborazione di tecniche di imaging diagnostico, come ad esempio una tomografia a raggi X computerizzata, e comprende il volume stimato, la forma stimata e la posizione stimata rispetto ai tessuti circostanti;

30 d. riconoscimento del numero di serie del dispositivo di erogazione; questa è una caratteristica di sicurezza che evita il riutilizzo accidentale di

aghi monouso, per garantire la protezione del paziente dalla contaminazione incrociata;

e. Controllo continuo di almeno i seguenti parametri: raffreddamento, temperatura dei tessuti, potenza RF, impedenza e tempo di procedura;

f. Fornitura di soluzioni di raffreddamento specifiche nell'area trattata per massimizzare l'efficacia dell'ablazione RF;

g. La procedura di avvio e di fine è controllata da un pedale utilizzato dall'operatore o eventualmente da un pulsante di procedura di avvio (o altro interruttore) situato in un'impugnatura del dispositivo e spegnimento automatico al termine della procedura.

Un'altra forma di realizzazione comprende un sistema di irrigazione a soluzione liquida, situato all'interno del dispositivo, in particolare almeno uno degli aghi e la linea di connessione, che può essere utilizzato per accelerare l'attivazione del campo EM in caso di tessuti cancerogeni asciutti. Il sistema di irrigazione può anche essere utilizzato per iniettare soluzioni di contrasto, soluzioni farmacologiche specifiche o gas durante la procedura.

Un'altra possibile caratteristica aggiuntiva è il monitoraggio dei parametri procedurali essenziali attraverso uno schermo mini-touch montato sul generatore RF.

La presente invenzione fornisce numerosi concetti inventivi rispetto allo stato dell'arte.

Nel suo ambito più ampio si riferisce a un dispositivo di ablazione elettromagnetica dei tessuti, cioè un dispositivo elettrochirurgico, comprendente un'unità generatore di campo EM, almeno due elettrodi

(cioè uno attivo e uno neutro) con una distanza tra loro che può essere diversa per variare il campo EM per una specifica area di tessuto, inclusi tessuti molli e tessuti ossei. Tali elettrodi sono montati su un fusto dell'ago e questo ago bipolare fa parte di un sistema di ago più complesso, poiché interagisce con un ago aggiuntivo neutro o polare.

Gli aghi possono essere realizzati con una distanza di elettrodi diversa a seconda dell'area di trattamento EM. L'intensità del campo EM può essere costante o può subire una variazione incrementale a seconda del tipo di tessuto trattato. Diverse aree tumorali devono essere trattate con una diversa posizione dell'elettrodo ad ago.

Vantaggiosamente, il dispositivo secondo l'invenzione consente di fornire una forma predefinita di area di ablazione elettromagnetica (EM) del tessuto, modulata in area e volume dalla distanza tra l'elettrodo distale e prossimale sul fusto dell'ago bipolare ed è anche modulata in area e forma dalla distanza e dall'angolo relativo tra l'ago bipolare e l'ago aggiuntivo, neutro o polare.

Vantaggiosamente, il dispositivo secondo l'invenzione include anche un sistema di raffreddamento sterile a base di acqua, che, ad esempio, può essere costituito da diversi tubi, che si trovano all'interno del dispositivo e della linea di connessione. In questo caso, il diametro dell'elettrodo è preferibilmente inferiore a 2 mm.

Il dispositivo secondo l'invenzione non è limitato a forma, materiali o dimensioni specifici. L'ago, il sistema di raffreddamento e di irrigazione possono

essere situati all'interno e / o attorno a un catetere, ma preferibilmente all'interno.

La versione basata su catetere è preferibilmente in grado di supportare le procedure di ablazione del tessuto osseo della colonna vertebrale.

Il controllo continuo dell'impedenza e della temperatura del tessuto consentono non solo il controllo del campo EM ma anche della superficie del tessuto trattato.

10

Descrizione dettagliata dell'invenzione

L'invenzione verrà descritta nella presente sezione in cui sono inclusi esempi e figure per una migliore comprensione.

15

Breve descrizione delle figure:

Figura 1: sistema di ablazione RF incluso l'ago bipolare RF con l'impugnatura, il tubo di raffreddamento e il cavo per il collegamento del generatore RF;

20

Figura 2: Dettaglio dell'ago RF bipolare non irrigante con impugnatura;

25

Figura 3: Dettaglio dell'ago RF bipolare per irrigazione con impugnatura;

Figura 4: cannula di irrigazione

Figura 5: ago bipolare RF (configurazione anodo e catodo) con campo di ablazione;

30

Figura 6: sezione longitudinale della parte distale dell'ago bipolare RF;

Figure da 7 a 9: sezioni trasversali da prossimali a distali dell'ago bipolare RF;

Figure 10: sezione longitudinale della maniglia con meccanismi interni.

Figure 11: ago neutro (usato per estendere il campo EM)

5 Figure 12: sezione longitudinale dell'ago neutro

Figura 13: doppia linea di collegamento tra il serbatoio del liquido e il dispositivo per il trasporto del liquido di raffreddamento

10 Figura 14: forma del trattamento RF generata dal campo EM dell'ago bipolare

Figure da 15 a 17: Diverse forme di trattamento RF generate dal campo EM dell'ago bipolare e neutro

Riferimenti numerici utilizzati nelle figure:

- 15 1 AGO BIPOLARE
- 2 IMPUGNATURA DISPOSITIVO
- 3 TUBO DI RAFFREDDAMENTO
- 4 CAVO MULTIPOLARE
- 5 COLLEGAMENTO CAVO ELETTRICO DELL'IMPUGNATURA
- 20 AL GENERATORE RF
- 6 CONNETTORE FEMMINA TRA IL DISPOSITIVO E LA LINEA DI CONNESSIONE PER L'EROGAZIONE DEL SISTEMA DI RAFFREDDAMENTO
- 7 CONNETTORE MASCHIO
- 25 8 TUBO DI EROGAZIONE DEL LIQUIDO DI RAFFREDDAMENTO
- 9 TUBO CHE PASSA SOTTO LA POMPA PERISTALTICA
- 10 TUBO DI RITORNO DI LIQUIDO DI RAFFREDDAMENTO
- 11 CONNETTORE FLUIDICO AL SERBATOIO DEL FLUIDO
- 30 PER IL RAFFREDDAMENTO DEL SISTEMA
- 12 ELETTRODO NEUTRO
- 13 ELETTRODO ATTIVO

- 14 INTENSITÀ DEL CAMPO DI ABLAZIONE GENERATA DA
DUE ELETTRODI
- 15 TERMOCOPPIA PROSSIMALE
- 16 TERMOCOPPIA DISTALE
- 5 17 SCHEDE ELETTRONICHE PER IL COLLEGAMENTO CON GLI
ELETTRODI
- 18 CAVO PROSSIMALE DI RAME
- 19 CAVO DISTALE DI RAME
- 20 COLLEGAMENTO IDRAULICO 1 PER FLUSSO DEL
10 SISTEMA DI RAFFREDDAMENTO
- 21 COLLEGAMENTO IDRAULICO 2 PER FLUSSO DEL
SISTEMA DI RAFFREDDAMENTO
- 22 COLLEGAMENTO IDRAULICO 3 PER FLUSSO DEL
SISTEMA DI RAFFREDDAMENTO
- 15 23 ELETTRODO AD AGO NEUTRO
- 24 AGO NEUTRO
- 25 TUBO ISOLANTE
- 26 TUBO D'IMPUGNATURA DELL'AGO NEUTRO
- 27 CAVO MONOPOLARE
- 20 28 CONNETTORE MONOPOLARE
- 29 TUBO SPRINKLER ISOLATO
- 30 CONNETTORE A T PER COLLEGARE LA CANNULA AL
DISPOSITIVO NON IRRIGANTE PER RENDERLO IRRIGANTE
- 31 GIUNTO A Y

25

In una prima forma di realizzazione preferita,
l'invenzione si basa su un dispositivo di erogazione
RF monopolare o bipolare che è dotato di un sistema ad
ago, composto da un ago bipolare e un ago aggiuntivo,
30 neutro o polare. Il sistema può comprendere aghi,
cateteri o qualsiasi altro elemento adatto in cui gli
elettrodi sono elettricamente isolati e
successivamente posizionati in due diverse distanze tra

loro, in modo che sia possibile modulare l'ampiezza dell'area di trattamento, come mostrato nelle Figure 15- 16-17.

In questo esempio illustrato, il dispositivo di erogazione RF comprende un ago in cui l'elettrodo attivo è posizionato all'estremità distale, mentre l'elettrodo neutro è posizionato all'estremità prossimale. Diverse posizioni in distanza dall'elettrodo attivo e neutro definiscono l'ampiezza del campo elettrico, quindi l'estensione e la profondità del trattamento di ablazione dei tessuti. Questo approccio evita la necessità di posizionare una piastra anodica esterna a contatto con la pelle del paziente, che causa un controllo meno preciso del campo elettrico risultante. Tuttavia, l'approccio non è alternativo all'uso di una piastra anodica esterna, che può quindi essere inclusa in determinate circostanze. Inoltre, il secondo ago che può essere neutro o polare, può essere inserito all'interno o vicino all'area da ablate in modo che posizioni diverse in distanza fra l'ago bipolare e l'ago aggiuntivo definiscano l'ampiezza del campo elettrico, quindi l'estensione e la profondità del trattamento di ablazione dei tessuti.

In un'altra configurazione applicabile a una soluzione basata su catetere, lo stesso effetto di ablazione dei tessuti può essere ottenuto con un ago monopolare in cui l'elettrodo attivo è posizionato sulla punta dell'ago e l'elettrodo neutro è una piastra esterna a contatto con la pelle del paziente. Anche in questa configurazione, il secondo ago aggiuntivo che può essere neutro o polare, può essere inserito all'interno o vicino all'area da ablate in modo che posizioni diverse in distanza dall'ago bipolare e l'ago

aggiuntivo definiscano l'ampiezza del campo elettrico quindi l'estensione e la profondità del trattamento di ablazione dei tessuti.

I materiali utilizzati per realizzare o fabbricare
5 gli aghi sono preferibilmente tubi in lega metallica realizzati con tecnologie convenzionali o in alternativa con una nuova tecnologia basata su un'estrusione multi-lume di polvere metallica che viene successivamente sinterizzata.

10 Oltre alle caratteristiche bipolari, il dispositivo è dotato di un sistema di raffreddamento sterile a base d'acqua per mantenere la corretta temperatura di ablazione del tessuto osseo durante la procedura.

15

Di seguito sono riportati esempi più specifici:

ESEMPIO A

20 Dispositivo bipolare RF con sistema ad ago composto da due aghi, uno bipolare e uno negativo / neutro

In questo esempio il dispositivo fornisce la
funzione di multipolarità tra i due diversi poli
25 dell'ago e tra i due aghi. L'ago bipolare è dotato di due poli, separati lungo il fusto da un tratto isolato elettricamente. Questi elementi separati (elettrodo attivo e neutro) definiscono la bipolarità del sistema.

L'ago bipolare potrebbe irrigare (Fig.3) o meno
30 (Fig.2).

C'è anche la possibilità di utilizzare una cannula di irrigazione (Fig. 4) assemblata su un ago non irrigante, facendolo diventare irriguo.

L'ago aggiuntivo è dotato di un polo, mentre il resto del fusto è un tratto o segmento isolato elettricamente. Alla fine, sull'ago negativo / neutro potrebbe esserci la presenza di sensori a termistori (termocoppia).

Per utilizzare insieme l'ago bipolare e negativo / neutro per il trattamento, viene utilizzata una doppia linea di connessione (Fig.13) per il funzionamento del sistema di raffreddamento.

Il flusso di elettricità va dall'elettrodo attivo a quelli neutri: esiste un divisore di corrente tra l'uscita dell'elettrodo attivo e i due ritorni, che provoca una divisione della corrente tra i due elettrodi neutri, rispettivamente dell'ago bipolare e dell'ago neutro.

Sistema di funzionamento:

Dopo la prima puntura dell'ago nell'area desiderata, l'impugnatura (2) consente di inserire l'inserto dell'ago (1) nell'area desiderata del tessuto della colonna vertebrale ossea, sfruttando i sistemi di guida ecografici.

Quindi, la seconda puntura dell'ago sull'area desiderata, l'impugnatura (26) consente di inserire l'ago aggiuntivo (24) nell'area desiderata del tessuto della colonna vertebrale ossea, sfruttando i sistemi di guida a eco.

I sistemi di guida a eco consentono di valutare la distanza e l'angolo relativo di posizionamento dell'ago bipolare e negativo / neutro.

C'è un singolo cavo elettrico (4) che collega il generatore di energia all'ago bipolare (1). Quando la

procedura di avvio viene attivata dal pedale utilizzato dall'operatore o attraverso l'impugnatura, viene attivato l'elettrodo attivo (12), causando in seguito una divisione della corrente tra i due elettrodi neutri, rispettivamente dell'ago bipolare (13) e dell'ago neutro (23).

Il sistema di raffreddamento è consentito tramite due lumi concentrici (uno esterno e l'altro interno) (3) che collegano la linea di connessione (collegata a sua volta al serbatoio del fluido) all'ago bipolare.

La funzione combinata di RF e raffreddamento consente di trattare un'ablazione controllata del volume evitando effetti negativi come la produzione di gas e la carbonizzazione dei tessuti. L'azione del fluido di raffreddamento, ad es. la temperatura e / o la portata e / o la potenza del generatore all'ago attivo sono controllate tramite i segnali dai termistori.

Inoltre, il posizionamento combinato dell'ago negativo / neutro e dell'ago bipolare consente di adattare l'area di impatto RF (14) alla forma dell'area destinata a essere trattata e ablata.

I sensori a termistore (15,16) vengono utilizzati per equalizzare sia le energie RF che quelle di raffreddamento al fine di garantire una temperatura stabile durante il trattamento, in particolare nei tessuti parenchimali complessi come quelli della colonna vertebrale. Inoltre, la distanza relativa tra l'ago bipolare e negativo / neutro può essere regolata durante la fase di ablazione ritracciando o facendo avanzare gli aghi attraverso la puntura.

Una volta completato il trattamento, la RF viene interrotta utilizzando un pedale o un interruttore

sull'impugnatura e i due aghi vengono ritratti per il corpo del paziente.

ESEMPIO B

5

Dispositivo bipolare RF con ago e impugnatura della sonda intelligente

In questo esempio il dispositivo fornisce la
10 funzione multipolarità tra gli aghi (> 1).

Questi elementi (elettrodi attivi e neutri) definiscono la bipolarità del sistema.

Il flusso di elettricità va dall'elettrodo attivo
15 (12) a quello neutro (13).

Sistema di funzionamento:

Dopo la puntura dell'ago nell'area desiderata, l'impugnatura (2) consente di inserire l'ago (1)
20 nell'area desiderata del tessuto della colonna vertebrale ossea, sfruttando i sistemi di guida a eco.

C'è un singolo cavo elettrico (4) che collega il generatore di energia all'ago bipolare (1). Quando la procedura di avvio viene attivata dal pedale utilizzato
25 dall'operatore o attraverso l'impugnatura, viene attivato l'elettrodo attivo (12), chiudendo il circuito sull'elettrodo neutro (13) dell'ago bipolare.

La funzione combinata di RF e raffreddamento consente di trattare un'ablazione controllata del
30 volume (14), evitando effetti negativi come la produzione di gas e la carbonizzazione dei tessuti.

I sensori a termistore (15,16) vengono utilizzati per equalizzare sia le energie RF che quelle di

raffreddamento al fine di garantire una temperatura controllata durante il trattamento, in particolare nei tessuti parenchimali complessi come quelli della colonna vertebrale.

5 Come mostrato nelle figure, almeno un sensore, ad es. il sensore 15 si trova all'interno dell'area di ablazione per rilevare la temperatura di un tessuto all'interno dell'area di ablazione e almeno un altro sensore, ad es. il sensore 16, è al di fuori dell'area
10 di ablazione per rilevare la temperatura di un tessuto al di fuori dell'area di ablazione. È una condizione pericolosa quando sia i sensori interni che quelli esterni misurano le rispettive temperature che sono molto vicine o uguali, perché ciò può portare alla
15 carbonizzazione. In particolare, il presente approccio fornisce un migliore controllo di un'azione di ablazione localizzata, al fine di evitare danni ai tessuti circostanti. Quando la temperatura aumenta eccessivamente anche al di fuori dell'area di
20 ablazione, è più probabile che un tessuto sano o sensibile circostante, come i nervi, inizi a essere danneggiato dal calore utilizzato durante l'ablazione. Un'unità di controllo del sistema riceve il segnale dai sensori 15, 16 e adatta la potenza del generatore
25 e / o la temperatura del fluido di raffreddamento e / o la portata del fluido di raffreddamento in modo da aumentare l'azione di raffreddamento sull'ago quando una differenza tra le temperature raggiunge una soglia predefinita, in modo che la temperatura del tessuto
30 ablato non superi la soglia predefinita evitando così la carbonizzazione.

Una volta completato il trattamento, la RF viene interrotta utilizzando un pedale o un interruttore e il sistema viene ritirato dal corpo del paziente.

5 Gli aghi, preferibilmente compresi le relative impugnature, sono usa e getta ad es. al fine di garantire elevati standard di sicurezza per il paziente durante l'ablazione. Pertanto, l'invenzione si applica a un kit comprendente un ago monopolare o neutro e un
10 ago bipolare da collegare funzionalmente al generatore da alimentare e, se applicabile, a condotti fluidi in modo che almeno un lume longitudinale interno di almeno un ago sia alimentato con un fluido di raffreddamento durante l'ablazione.

L'invenzione ovviamente non si limita agli esempi
15 e alle forme di realizzazione che sono descritti nel presente documento.

RIVENDICAZIONI

1. Sistema elettrochirurgico RF per l'ablazione dei tessuti, preferibilmente ablazione tumorale, caratterizzato dal fatto di comprendere un ago bipolare RF avente un elettrodo positivo e un elettrodo negativo e un ago neutro o monopolare RF avente un altro elettrodo e una fonte di alimentazione per fornire energia agli elettrodi ad ago.

2. Sistema RF per l'ablazione dei tessuti secondo la rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto che l'ago RF bipolare è in grado di fornire un campo EM simmetrico quando alimentato in un mezzo isotropico come l'aria, con un volume dimensionale determinato dalla distanza tra i poli negativo e positivo.

3. Sistema RF per l'ablazione dei tessuti secondo la rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto che l'ago RF bipolare è in grado di fornire un campo EM simmetrico e comprende almeno un lume per un fluido di raffreddamento, e in cui uno degli aghi comprende un sensore di temperatura situato all'interno dell'area di ablazione per ottenere una temperatura del tessuto desiderata preferibilmente tra 50 e 70 ° C nell'area di ablazione per un periodo di tempo predeterminato.

4. Sistema RF per l'ablazione dei tessuti, caratterizzato dal fatto che l'ago RF neutro o monopolare è in grado di interagire con l'ago bipolare per fornire una deformazione nella forma del campo EM simmetrico, con una deformazione dimensionale determinata dalla distanza tra gli aghi neutro e bipolare.

5. Sistema RF per l'ablazione dei tessuti secondo la rivendicazione 4, caratterizzato dal fatto che l'interazione tra gli aghi bipolare e neutro o monopolare è tale da ottenere una prima forma del campo EM in grado di imitare una seconda forma di un tessuto bersaglio sotto procedura di ablazione

6. Sistema RF per l'ablazione dei tessuti secondo la rivendicazione 3, caratterizzato dal fatto di comprendere un ulteriore sensore di temperatura situato su almeno uno degli aghi all'esterno dell'area di ablazione e un'unità di controllo elettronica per adattare la potenza del generatore e / o la temperatura del raffreddamento fluido e / o portata del fluido di raffreddamento in modo da aumentare l'azione di raffreddamento sull'ago quando una differenza tra una prima temperatura rilevata dal sensore e una seconda temperatura rilevata dall'ulteriore sensore raggiunge una soglia predefinita.

7. Metodo per ristabilire la funzionalità di un sistema elettrochirurgico RF per l'ablazione dei tessuti, preferibilmente ablazione tumorale, comprendente un generatore, avente le fasi di: fornire, preferibilmente in un kit, un ago bipolare RF avente un elettrodo positivo e un elettrodo negativo e un ago neutro o monopolare RF avente un ulteriore elettrodo; e connettere funzionalmente detti elettrodi al generatore per ricevere energia per gli elettrodi.

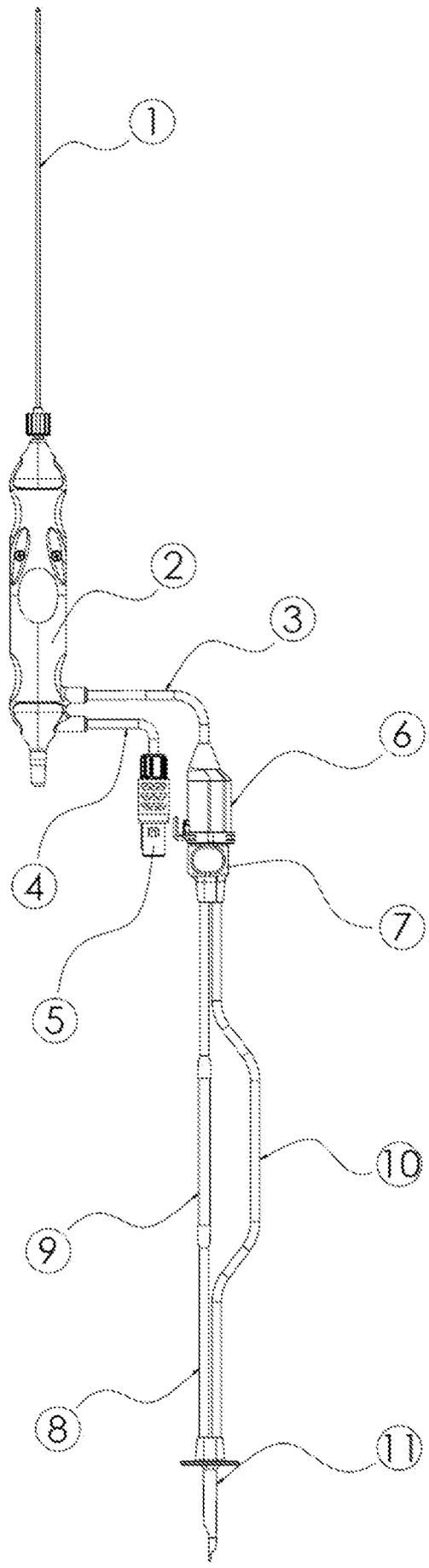


FIG. 1

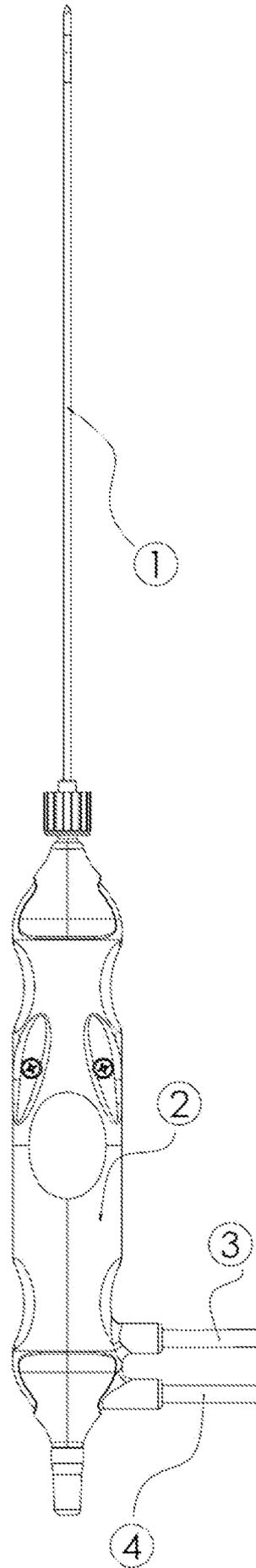


FIG. 2

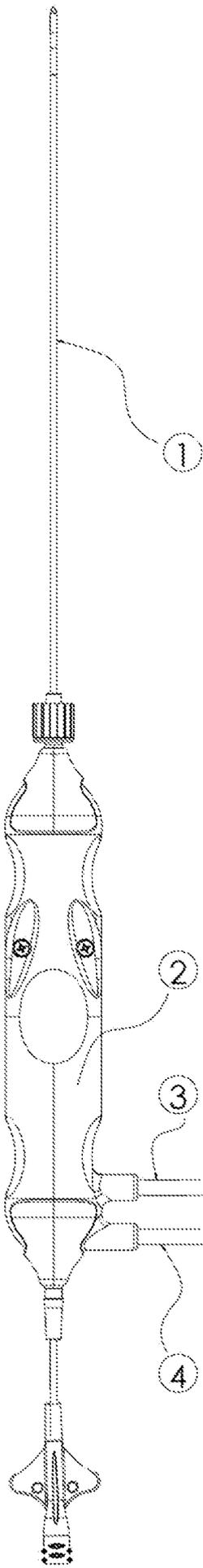


FIG. 3

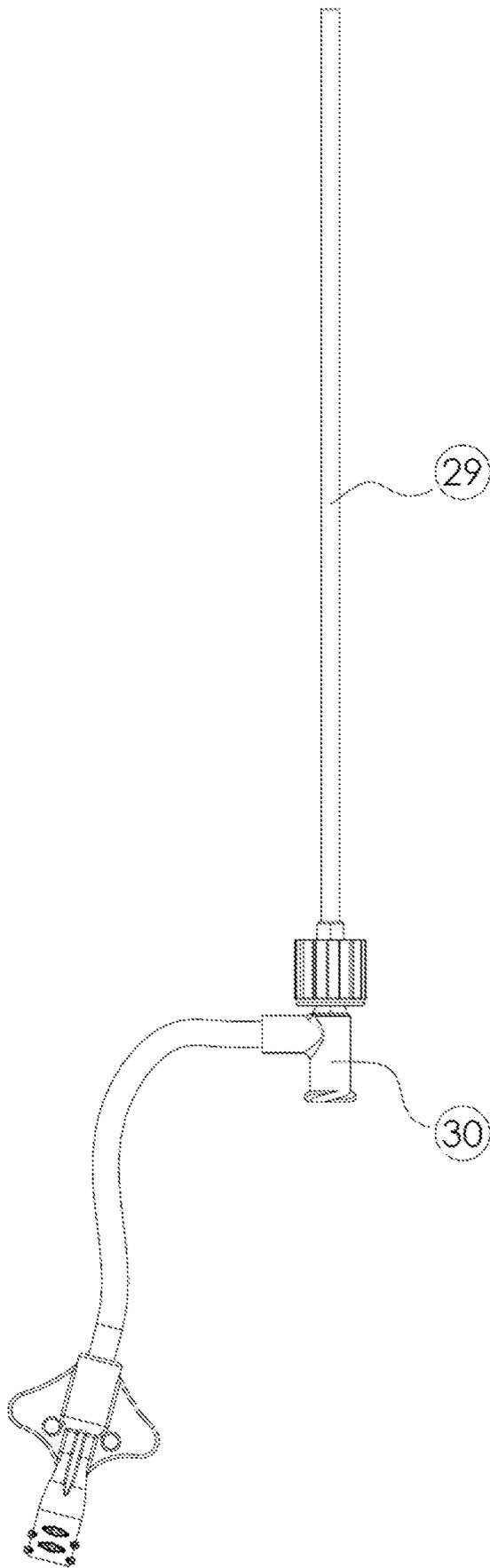


FIG.4

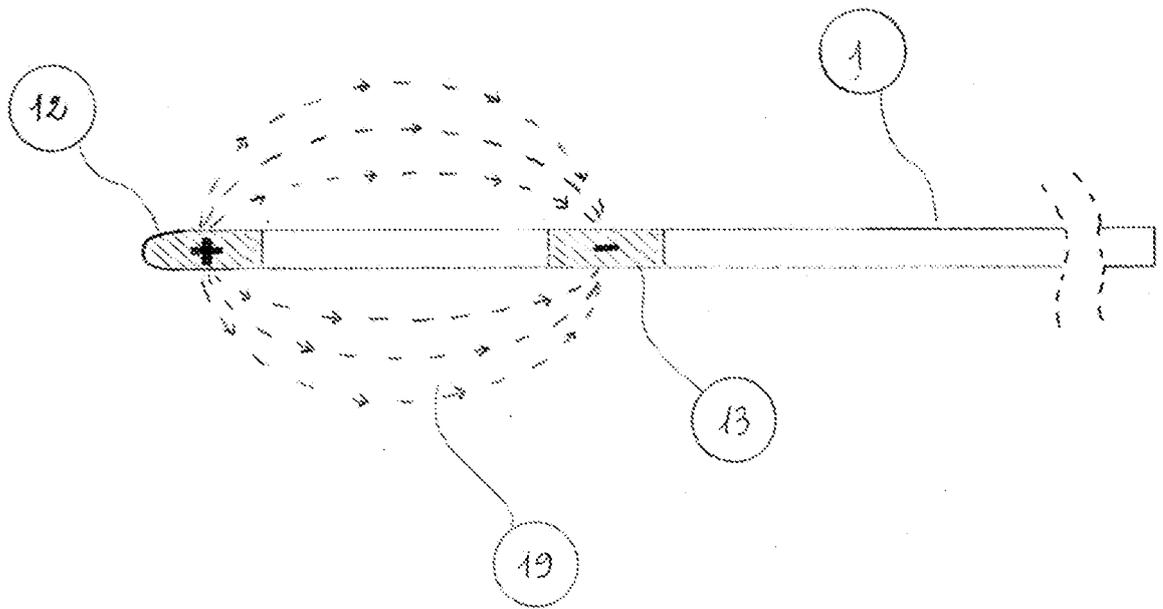


FIG. 5

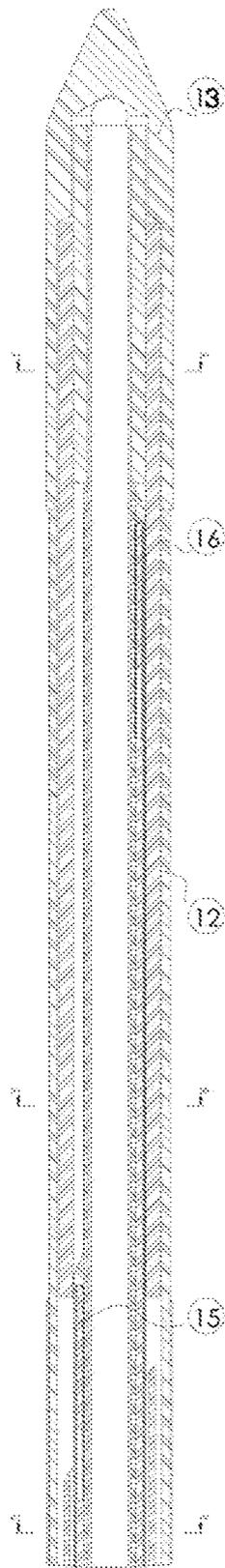


FIG.6

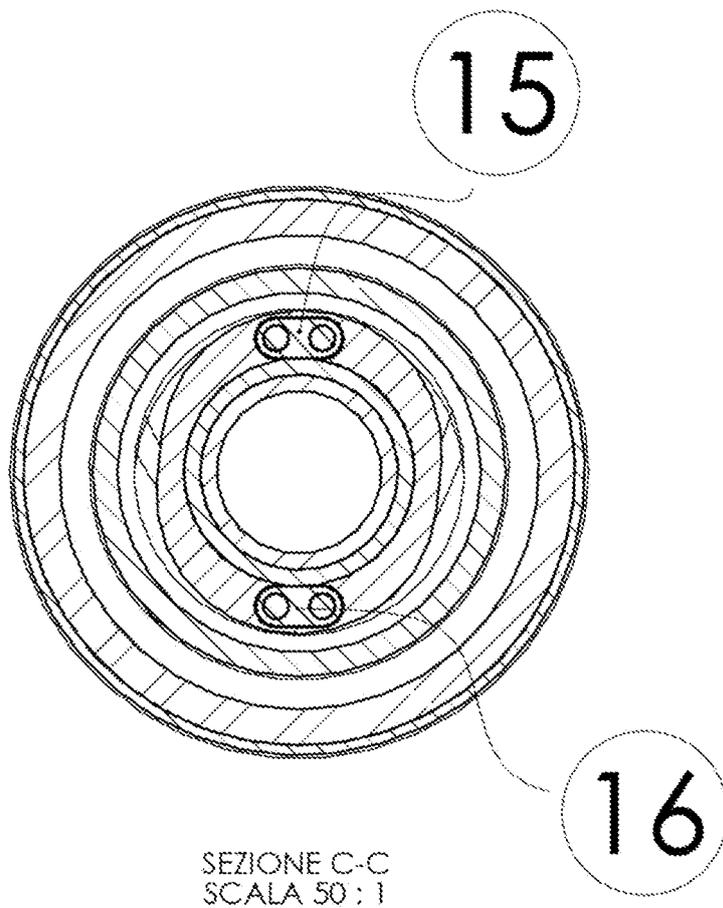
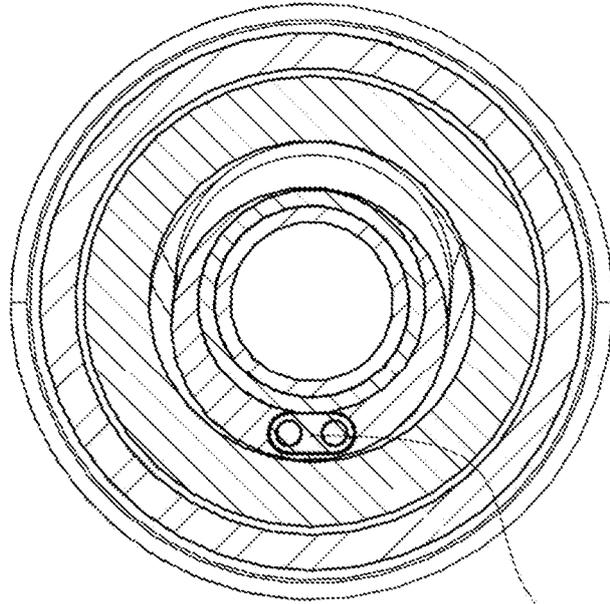


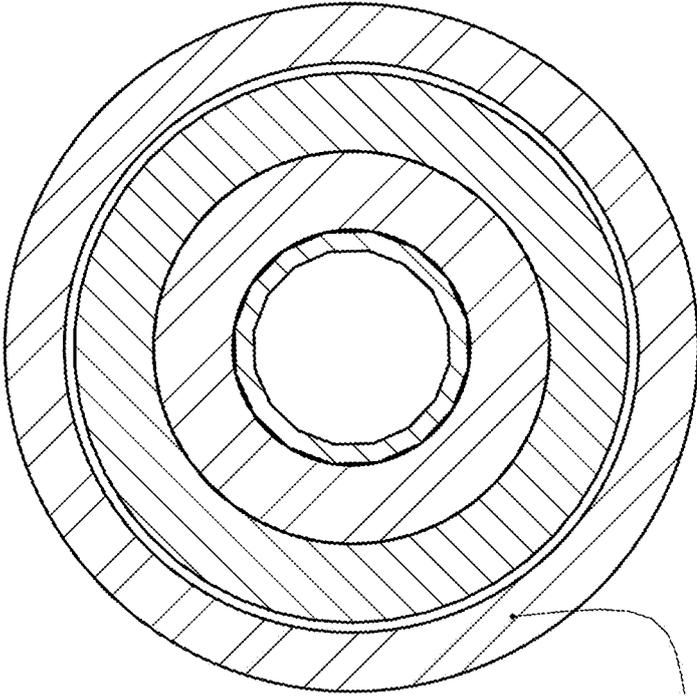
FIG.7



SEZIONE D-D
SCALA 50 : 1

16

FIG. 8



13

SEZIONE E-E
SCALA 50 : 1

FIG.9

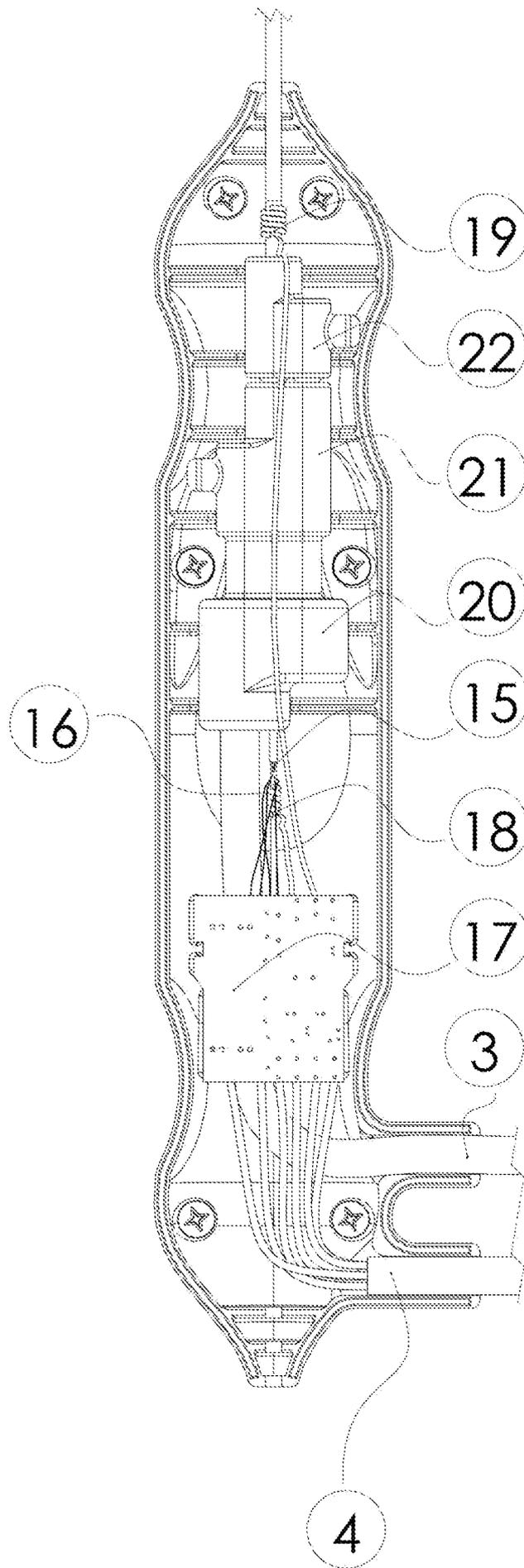


FIG.10

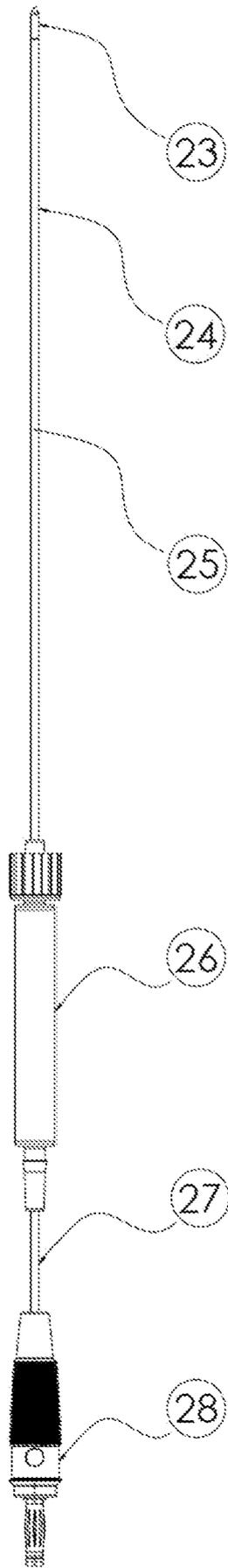


FIG.11

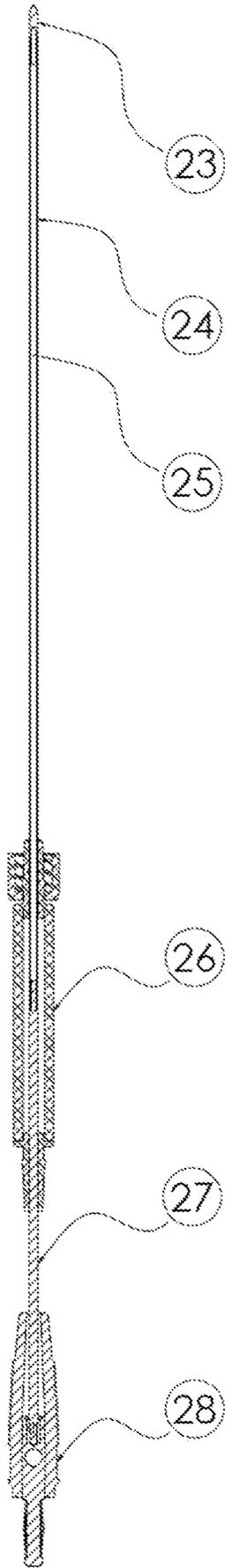


FIG.12

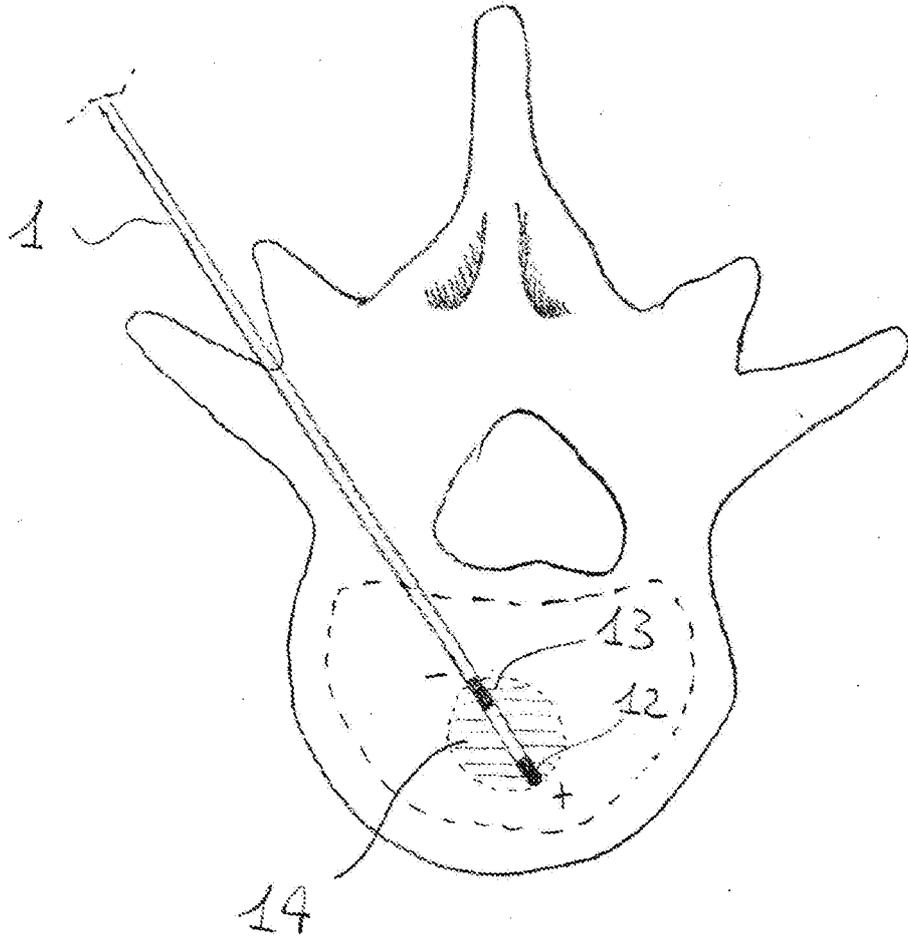


Fig. 14

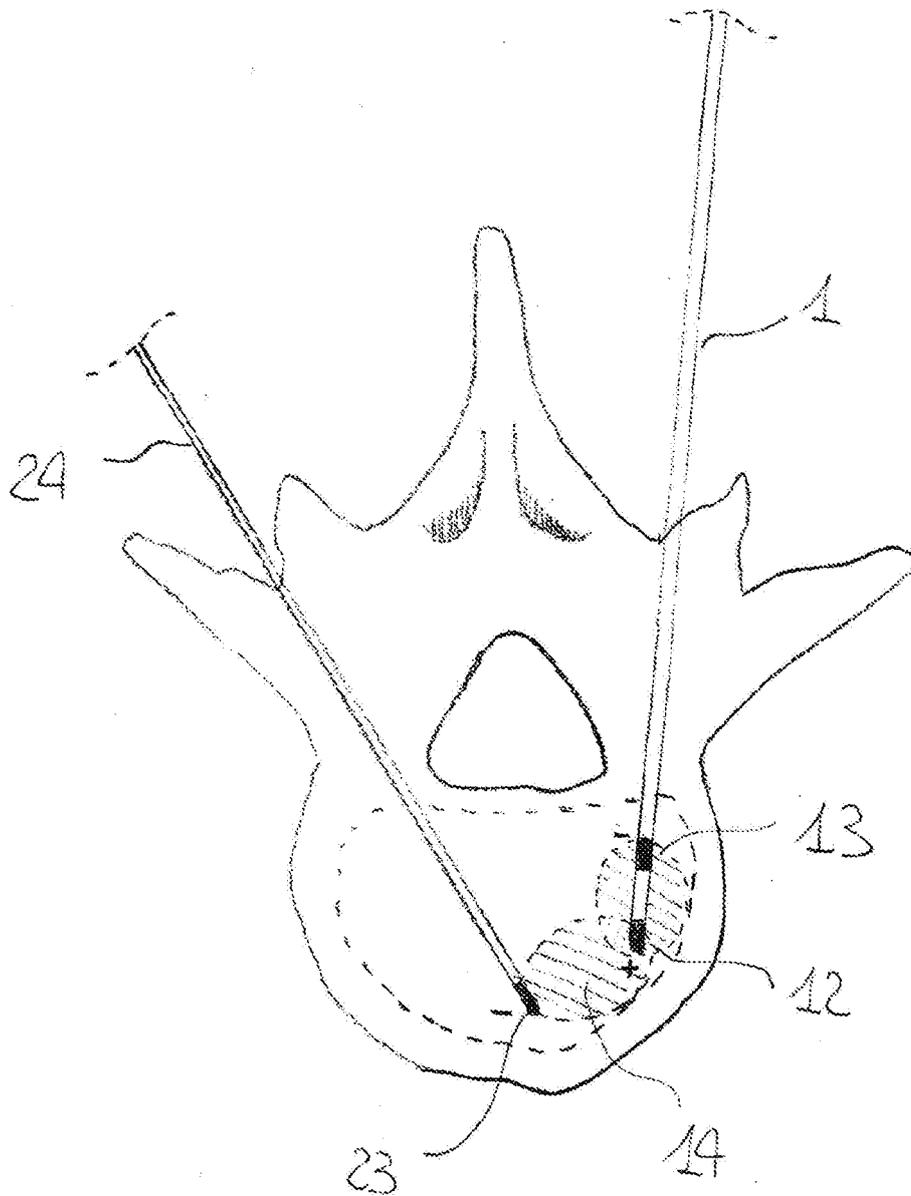


Fig. 15

