



MINISTERO DELLO SVILUPPO ECONOMICO
DIREZIONE GENERALE PER LA LOTTA ALLA CONTRAFFAZIONE
UFFICIO ITALIANO BREVETTI E MARCHI

DOMANDA DI INVENZIONE NUMERO	102010901839811
Data Deposito	17/05/2010
Data Pubblicazione	17/11/2011

Classifiche IPC

Titolo

DISPOSITIVO CHIRURGICO A MICROONDE

Descrizione per invenzione dal titolo:

DISPOSITIVO CHIRURGICO A MICROONDE

Titolare: CONSIGLIO NAZIONALE DELLE RICERCHE

5 di nazionalità ITALIANA

con sede in ROMA (ITALIA)

Inventore designato:

LONGO Iginio

Descrizione

10 La presente invenzione si riferisce a un dispositivo chirurgico a microonde, del tipo comprendente un'antenna per l'emissione di microonde in un sito chirurgico disposta al termine di un cavo coassiale di trasmissione.

15 Un dispositivo di questo tipo viene ampiamente utilizzato in chirurgia mini invasiva per applicazioni interstiziali, percutanee, endoscopiche, laparoscopiche e intraoperatorie nell'ambito della cosiddetta ipertermia acuta o
20 termoablative, ovvero l'applicazione localizzata di calore per l'ablazione di tessuti. In particolare, ma non in via esclusiva, l'invenzione si riferisce al settore dell'applicazione interstiziale di microonde per ottenere la distruzione termica
25 mediante termocoagulazione e/o termo ablazione di

lesioni di tessuti biologici.

Un esempio di applicazione interstiziale si riferisce al trattamento mini invasivo della superficie interna di una cavità naturale, come per
5 esempio le pareti interne dell'esofago, dello stomaco, del colon, dei dotti biliari, della vagina, ecc.

Si intende comunque che un dispositivo di tal genere può essere anche impiegato per la
10 distruzione intraoperatoria di lesioni di maggior volume, mediate resezione assistita da microonde, in cui il dispositivo può operare anche come bisturi oltre che come termo ablatore.

Sono noti altresì altri dispositivi che operano in
15 ipertermia, con l'applicazione di radiazioni elettromagnetiche nel campo delle radiofrequenze e di tipo ottico (LASER) ma, com'è noto, le microonde trasferiscono calore a un tessuto eccitando in particolare il suo contenuto acquoso in modo
20 particolarmente efficiente, rapido ed in profondità, senza che tale applicazione sia influenzata dalla diversa natura tissutale della lesione, ovvero dalla sua omogeneità tissutale.

La frequenza tipica per le microonde impiegate a
25 scopo chirurgico è di 915 MHz o 2450 MHz (Iskander

M.F. and Tumei A.M., design Optimization of Interstitial Antennas, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1989, 238-246), ed in tutte le altre bande di frequenza ISM (Industrial, Scientific and Medical) assegnate dall'Unione Internazionale delle Telecomunicazioni (ITU) e riservate alle applicazioni per uso industriale, scientifico e medico.

Esempi di questo genere di dispositivo sono noti dalle pubblicazioni di domanda PCT No. WO 02/061880 e WO 2004/037102.

La generazione di microonde avviene attraverso la particolare conformazione dell'estremità del cavo coassiale di trasmissione, in cui il conduttore interno o antenna può essere conformato ad ago (dipolo o monopolo lineare) che fuoriesce dal tratto coassiale terminale privato del conduttore tubolare esterno. Le microonde sono generate in corrispondenza dello spazio che intercorre tra il conduttore sporgente e il conduttore esterno tubolare, per cui la figura di riscaldamento in generale avvolge il conduttore interno sporgente in prossimità dell'estremità distale del conduttore esterno, con una simmetria di rotazione e una forma sostanzialmente ellissoidale.

Per figura di riscaldamento si intende lo spazio
prossimo all'emissione in cui le microonde sono
efficaci e determinano quindi un riscaldamento
effettivo. Questo spazio tridimensionale, nel caso
5 di azione all'interno di tessuti omogenei ed
isotropi è delimitato da superfici isoterme aventi
simmetria di rotazione attorno all'asse del cavo
coassiale.

Si intende quindi che la forma di tale figura di
10 riscaldamento influenza in modo deciso la
funzionalità del dispositivo.

Per questa ragione, sono state proposte numerose
varianti della sporgenza terminale, ciascuna
caratterizzata da una particolare figura di
15 riscaldamento.

Tuttavia, nelle applicazioni intracavitari, in cui
il cavo di trasmissione viene fatto penetrare lungo
una cavità naturale, le lesioni da trattare sono
generalmente disposte sulla superficie di detta
20 cavità, quindi non sono disposte necessariamente
in modo circonferenziale, ma lateralmente rispetto
al tratto coassiale terminale.

Quindi, nelle varianti note, una figura di
riscaldamento concentrata sulla punta o che avvolge
25 il tratto terminale potrebbe agire non solo sul

lato della lesione, ma circonferenzialmente, e quindi anche sul lato opposto causando un danno potenzialmente rilevante.

Inoltre, questa o altre configurazioni, che
5 producono una figura di riscaldamento sostanzialmente simmetrica ed ellissoidale o sferoidale sono poco efficienti anche da un punto di vista energetico, perché gran parte delle microonde sul lato opposto a quello di intervento
10 viene sostanzialmente emessa inutilmente.

Altre configurazioni, che prevedono per esempio l'inclinazione laterale della punta sporgente, potrebbero ostacolare, compromettere o comunque complicare l'introduzione e lo scorrimento del
15 tratto terminale all'interno della cavità naturale.

Una soluzione che prevede di rendere tale tratto terminale deformabile per rivolgere la propria punta lateralmente potrebbe rendere eccessivamente complessa la struttura del dispositivo, anche
20 aumentando le dimensioni trasversali del tratto terminale.

In ogni caso, applicazioni endocavitarie localizzate a grande distanza dal foro di ingresso avrebbero bisogno in generale di cavi coassiali
25 molto sottili e molto lunghi, entrambi aspetti che

diminuiscono la potenza disponibile per essere erogata all'estremità attiva dall'antenna.

Peraltro, alimentando il cavo coassiale con una maggiore potenza, aumenterebbe anche il calore
5 generato nello stesso cavo coassiale di trasmissione, e questo calore verrebbe rilasciato in parti del corpo che potrebbero esserne danneggiate.

Il problema tecnico che è alla base della presente
10 invenzione è di fornire un dispositivo chirurgico a microonde che consenta di ovviare agli inconvenienti menzionati con riferimento alla tecnica nota.

Tale problema viene risolto da un dispositivo come
15 sopra specificato, che si caratterizza per il fatto che l'antenna comprende:

- un punto di flesso in corrispondenza di detta estremità distale del conduttore esterno, e
- una porzione curva che da detto punto di
20 flesso sorge dall'estremità distale di detto conduttore esterno;

in modo che detta porzione curva presenti una singola cavità rivolta verso l'asse del tratto terminale coassiale e determinando una figura di
25 riscaldamento la cui forma è asimmetrica rispetto

all'asse del tratto terminale coassiale,
sostanzialmente rivolta verso il lato della
proiezione cilindrica del tratto terminale
coassiale opposto a quello a cui è rivolta la
5 curvatura della spira dopo il punto di flesso.

Il principale vantaggio del dispositivo chirurgico
a microonde secondo la presente invenzione risiede
nel produrre, in corrispondenza di detta antenna,
una figura di riscaldamento asimmetrica e
10 pronunciata lateralmente. Inoltre, l'emissione di
microonde avviene con un'elevata efficienza
energetica.

La presente invenzione verrà qui di seguito
descritta secondo alcuni suoi esempi di
15 realizzazione preferita, forniti a scopo
esemplificativo e non limitativo con riferimento ai
disegni annessi in cui:

- la figura 1 mostra schematicamente un
dispositivo chirurgico a microonde secondo
20 l'invenzione, nella sua configurazione
generale;
- la figura 2 mostra un tratto coassiale
terminale del dispositivo di figura 1, che
realizza un primo esempio della presente
25 invenzione;

- la figura 3 mostra una sezione trasversale del tratto coassiale terminale rappresentato in figura 2, presa secondo la linea A-A di figura 2;
- 5 • la figura 4 mostra un tratto coassiale terminale del dispositivo di figura 1, che realizza un secondo esempio della presente invenzione;
- la figura 5 mostra un tratto coassiale terminale del dispositivo di figura 1, che
10 realizza un terzo esempio della presente invenzione;
- la figura 6 mostra un tratto coassiale terminale del dispositivo di figura 1, che
15 realizza un quarto esempio della presente invenzione;
- la figura 7 mostra una sezione trasversale di un cavo di collegamento, in una variante del dispositivo di figura 1 che realizza un quinto
20 esempio dell'invenzione, presa secondo la linea B-B di figura 8;
- la figura 8 mostra una vista prospettica schematica del cavo di collegamento della una variante del dispositivo di figura 1, già
25 rappresentata in figura 7;

- la figura 9 mostra un tratto coassiale terminale del dispositivo di figura 1, che realizza un quinto esempio della presente invenzione, in una prima configurazione operativa;
5
- la figura 10 mostra il tratto coassiale terminale di figura 9 in una seconda configurazione operativa;
- la figura 11 mostra un tratto coassiale terminale del dispositivo di figura 1, che realizza un sesto esempio della presente invenzione;
10
- la figura 12 illustra una modalità operativa di un dispositivo di una delle figure precedenti;
15
- la figura 13 mostra un tratto coassiale terminale del dispositivo di figura 1, che realizza un settimo esempio della presente invenzione;
- la figura 14 illustra un'ulteriore modalità operativa di un dispositivo di una delle figure precedenti;
20
- la figura 15 mostra un tratto coassiale terminale del dispositivo di figura 1, che realizza un ottavo esempio della presente
25

invenzione;

- la figura 16 illustra una modalità operativa di un dispositivo con un tratto terminale coassiale come rappresentato in figura 15 in
5 una prima configurazione; e
- la figura 17 illustra la modalità operativa di figura 16 con il tratto terminale coassiale in una seconda configurazione.

Con riferimento alla figura 1, un dispositivo
10 chirurgico a microonde è indicato nel suo complesso con 1.

Esso comprende un generatore di microonde 100 del tipo a transistor o a magnetron e programmabile, fornito di una tastiera 101 come mezzo di input e
15 di un monitor 102 come mezzo di output.

Tale generatore programmabile 100 può essere del tipo allo stato solido con più canali di uscita, con un'impedenza caratteristica di 50 Ω .

La potenza emessa può essere pre-impostata via
20 tastiera e può essere regolabile, cosicché tale generatore 100 costituisce anche mezzi per regolare la potenza emessa dall'antenna a microonde.

Esso presenta uno o più connettori coassiali di uscita 103, e uno o più rispettivi cavi coassiali
25 di collegamento 104, uno nella presente

rappresentazione, alla cui estremità distale è
connesso un applicatore, ovvero un'ulteriore cavo
di collegamento coassiale, che può essere inserito
nel canale operatore di uno strumento endoscopico,
5 per la sua introduzione intracavitaria,
interstiziale, percutanea o intraoperatoria.

Questo cavo coassiale, operante da applicatore, è
del tipo a bassa attenuazione ed è flessibile o
sostanzialmente semirigido, per facilitare la sua
10 manovra.

Detto applicatore termina con un tratto terminale
coassiale 2 che costituisce l'estremità attiva del
dispositivo 1 e che comprende, come meglio apparirà
nel seguito, una sorgente di microonde sotto forma
15 di un'antenna.

L'antenna è generalmente ma non esclusivamente il
risultato di una modificazione del tratto coassiale
terminale 2, e in particolare del suo conduttore
interno.

20 Quello illustrato fin qui è lo schema generale di
un dispositivo chirurgico a microonde.

Con riferimento alle figure 2 e 3, viene
rappresentato un primo esempio dell'invenzione, con
riferimento a una prima variante del tratto
25 terminale coassiale 2.

Esso comprende una guaina 3 che costituisce l'involucro esterno del tratto 2, chiusa in corrispondenza dell'estremità distale finale del tratto terminale 2.

5 Esso inoltre comprende un conduttore interno 4 di tipo filiforme e un conduttore esterno 5 tubolare, in una relazione coassiale, con un mezzo isolante 6 interposto tra essi.

10 Il conduttore interno 4 si estende oltre l'estremità distale del conduttore esterno 5, formando così un'antenna 7 per l'emissione di microonde. L'antenna 7 è conformata a spira o a semi-spira, nel modo che verrà descritto nel seguito. In generale, è possibile indicare

15 l'antenna 7 come collegata al conduttore interno 4, nel caso la spira non costituisca una semplice estensione ma sia costituita da una parte aggiunta. La suddetta spira o semispira comprende una porzione curva che si estende sporgendo

20 dall'estremità distale di detto conduttore esterno 5. Inoltre, la spira presenta un punto di flesso, indicato con 8, che è disposto sostanzialmente in corrispondenza di detta estremità distale del conduttore esterno 5.

25 A causa del flesso 8, la curvatura della spira

cambia: inizialmente essa è rivolta verso l'esterno ma, da una posizione prossima, immediatamente adiacente all'estremità distale del conduttore tubolare esterno 5, la curvatura della spira è
5 rivolta in direzione opposta, ovvero verso l'asse longitudinale C del tratto terminale coassiale 2, che a sua volta rappresenta la continuazione ideale del conduttore interno filiforme 4.

Infine, si noti che nel presente esempio la spira è
10 disposta sostanzialmente su un piano (che coincide con il piano del disegno di figura 2) e che essa presenta una porzione curva sporgente dal profilo del conduttore esterno tubolare 5 e anche dalla guaina 3. La planarità della spira non rappresenta
15 una caratteristica essenziale per il corretto funzionamento del dispositivo qui descritto, ma rappresenta una forma di esecuzione semplice da attuare.

La posizione del flesso 8 viene fissata
20 sostanzialmente in corrispondenza dell'estremità distale del conduttore esterno, ciò significa che il flesso potrebbe essere leggermente all'esterno o leggermente all'interno del conduttore esterno.

Siccome la posizione del flesso è studiata per
25 realizzare una concentrazione capacitiva in

corrispondenza della distanza minima tra antenna e
margine terminale del conduttore esterno, lo
scostamento della posizione del flesso 8 rispetto
al punto esatto in cui il conduttore esterno
5 termina è preferibilmente inferiore a $\lambda/4$, dove λ è
la lunghezza d'onda delle microonde prescelte,
tenendo conto della permittività dielettrica del
mezzo entro il quale l'antenna opera. Nel caso di
una frequenza pari a 2450 MHz, $\lambda/4$ è pari a circa 1
10 cm.

In particolare, una distanza maggiore all'esterno
tra flesso ed estremità distale vanificherebbe
l'efficacia dell'asimmetria della figura di
riscaldamento.

15 Infatti, questa geometria, come si vede nelle
figure 2 e 3, determina una figura di riscaldamento
9 di forma particolare, asimmetrica rispetto
all'asse C del tratto terminale coassiale 2,
sostanzialmente rivolta verso il lato della
20 proiezione cilindrica del tratto 2 opposto a quello
a cui è rivolta la curvatura della spira dopo il
punto di flesso 8.

Il punto di flesso 8 realizza sostanzialmente con
il punto di distanza minima tra conduttore interno
25 4 ed esterno 5, quindi il punto di alimentazione

delle microonde emesse, detto feed, dove la potenza emessa assume il valore massimo.

Se la posizione del punto di flesso 8 coincide o è molto ravvicinata al termine del conduttore esterno

5 5, per massimizzare l'effetto sopra descritto la lunghezza utile della spira che sporge dal conduttore esterno 5 è sostanzialmente pari a $\lambda/4$, dove λ è la lunghezza d'onda delle microonde emesse dall'antenna 7.

10 Lo spessore del tratto terminale coassiale 2 può variare, in via puramente esemplificativa e non limitativa, da 0,5 mm a 3,0 mm, ma può variare da 2,5 mm a 10,0 mm per applicazioni termo-ablative di potenza elevata.

15 Al termine della porzione curva, la spira presenta un tratto ritorto 10 che chiude la spira verso l'estremità distale del conduttore esterno 5, conferendo alla spira una geometria chiusa, in caso di contatto, o semichiusa.

20 Con la geometria sopra descritta, applicando una potenza di 15 W per 1 minuto, è possibile ottenere l'ablazione di una lesione della mucosa esofagea lunga 2 cm, larga 0,5 cm e spessa 2,5 mm.

Sono inoltre possibili applicazioni su superfici
25 più estese operando a spazzolamento anche su

contorni e superfici irregolari, sotto controllo endoscopico o laparoscopico o anche visuale, in applicazioni intraoperatorie.

Per facilitare lo scorrimento del tratto terminale
5 2, sia la guaina 3 che il materiale dielettrico 6 che isola i due conduttori 4, 5 possono essere realizzati in politetrafluoroetilene (PTFE) o in altro simile materiale dielettrico antiaderente. La guaina 3 deve essere in ogni caso realizzata in
10 materiale inerte.

L'antenna qui rappresentata (figure 2, 3) è di tipo chiuso o semichiuso.

Con riferimento alla figura 4, che mostra un secondo esempio di realizzazione, l'antenna 7 ha
15 una forma sostanzialmente a occhiello, mentre la guaina 3, in corrispondenza della porzione curva dell'antenna 7, è completamente assente, lasciando scoperto anche la porzione ad essa adiacente di conduttore tubolare esterno 5.

20 Questa configurazione ha l'effetto di esaltare il riscaldamento locale in prossimità del punto di maggiore emissione per il verificarsi, quando l'antenna è a contatto con tessuti organici, di fenomeni di conduzione in corrispondenza della
25 stessa figura di riscaldamento 9.

Si intende che, in quest'ipotesi di lavoro, tanto più è vicina l'antenna al margine terminale del conduttore esterno 5 tanto è maggiore l'effetto conduttivo.

5 Tuttavia, distanze eccessivamente ridotte potrebbero causare una carbonizzazione locale dei tessuti. Alle frequenze normalmente usate e per potenze standard, tale distanza non dovrebbe quindi essere inferiore a 2 mm.

10 La figura 5 mostra un terzo esempio di realizzazione simile al precedente, in cui l'antenna presenta una forma a becco di flauto che è molto accentuata e in cui il punto di massima emissione, indicato con 11, non è in corrispondenza
15 del flesso ma è sulla porzione curva dell'antenna 7, che è molto ravvicinata all'estremità distale del conduttore tubolare esterno 5.

Di nuovo, questa configurazione ha l'effetto di esaltare il riscaldamento locale in prossimità del
20 punto di maggiore emissione.

La figura 6 mostra un quarto esempio di realizzazione simile al precedente. In questo esempio le microonde si propagano in un cavo coassiale flessibile composto da un conduttore
25 centrale 4 e da un conduttore esterno 5, separati

da un dielettrico 6, essendo il conduttore esterno
5 protetto da una guaina di materiale plastico, e
la porzione terminale di detta guaina, in
corrispondenza della rispettiva estremità distale
5 del conduttore tubolare esterno 5, è rimossa e al
suo posto è presente un manicotto 12 in materiale
rigido, in particolare metallico, che conferisce
rigidità alla porzione finale del tratto terminale
coassiale 2, consentendo di tenere con maggiore
10 efficacia in contatto l'estremità attiva
dell'antenna 7 con la parete della cavità.
Orientando opportunamente la punta dello strumento
endoscopico.

Con riferimento alle figure 7 e 8, viene descritto
15 un quinto esempio di realizzazione in cui il cavo
di collegamento coassiale 105 è inserito in un
catetere 106 che presenta una sezione circolare ed
è suddiviso, in senso longitudinale, in tre settori
da opportuni setti 107 radiali che definiscono
20 corrispondenti tre canali.

Il catetere 106 è flessibile e realizzato in
opportuno materiale plastico.

In un primo canale 105 in cui è accolto il cavo
coassiale che termina con uno detti tratti
25 terminali coassiali 2 qui descritti.

Nello stesso canale o sulla sua superficie possono essere alloggiati uno o più sensori di temperatura. Il secondo canale 109 e il terzo canale 110 sono deputati alla circolazione di un fluido refrigerante, in particolare acqua, immessa
5 attraverso rispettivi rubinetti 111 e 112.

In questo modo, il riscaldamento lungo il cavo coassiale nel primo canale 105 viene del tutto annullato all'esterno del catetere, per via
10 dell'isolamento dato dalle sue pareti e dall'estrazione di calore attraverso il fluido refrigerante.

A tale proposito, all'interno del secondo e del terzo canale 109, 110 possono essere inseriti
15 opportuni sensori di temperatura 113, per il controllo continuo del calore estratto.

Con riferimento alle figure 9 e 10, viene descritto un sesto esempio di realizzazione in cui il cavo coassiale e anche il tratto terminale coassiale 2
20 sono contenuti all'interno di un catetere tubolare 114 flessibile e inerte che opera da guaina esterna.

Esso contiene un condotto 115 che è collegato con un palloncino 116 posizionato in corrispondenza
25 dell'antenna 7, che può essere del tipo descritto

con riferimento alle figure 2 e 3, ovvero completamente isolata e a spira chiusa.

All'interno del palloncino 116 è disposto un sensore della temperatura 117, costituito da una
5 termocoppia o da un sensore in fibra ottica, collegato a un sistema di controllo attraverso un cavo di trasmissione 118, metallico o in fibra ottica rispettivamente, che passa attraverso il condotto 115 suddetto.

10 Il palloncino 116 è disposto in una posizione opposta a quella prevista per la figura di riscaldamento 9. In questo modo, la temperatura in direzione opposta rispetto a quella di intervento può essere monitorata con il sensore 117.

15 Oltre una certa soglia, o al momento dell'emissione di microonde, un liquido polare 119, in particolare acqua, può essere immesso per gonfiare il palloncino 116 attraverso il condotto 115.

Il rigonfiamento del palloncino 116 protegge e
20 isola la parete della cavità opposta a quella dell'intervento, e piega l'antenna 7 verso la direzione dell'intervento, migliorandone l'efficacia.

L'applicazione di microonde e il sensore di
25 temperatura 117 mantengono la temperatura del

liquido ad un valore terapeutico costante e programmabile durante tutto il processo.

Con riferimento alla figura 13, viene descritto un sesto esempio di realizzazione in cui la spira che
5 costituisce l'antenna 7 è aperta, e la porzione curva termina con una sfera metallica 12, realizzata in un sol pezzo con il conduttore interno 4 per esempio mediante saldatura.

Con questa configurazione, l'antenna 7 presenta un
10 ingombro minore, adatto ad applicazioni endocavitarie mini-invasive ma con potenze elevate. La sfera metallica 12 consente di concentrare l'effetto termico, riducendo la lunghezza della figura di riscaldamento. In questo modo la
15 lunghezza complessiva dell'antenna 7 risulterà inferiore a $\lambda/4$.

Con riferimento alla figura 11, viene illustrata una modalità operativa del dispositivo secondo l'invenzione, che presenta un'antenna 7 conformata
20 a occhiello e di tipo chiuso.

In questa configurazione, la spira può avere un ingombro laterale maggiore di quello del tratto terminale coassiale 2.

Con potenze elevate di molte decine di Watt a 2450
25 MHz, in particolare per applicazioni laparoscopiche

o intraoperatorie, l'antenna 7 può essere sagomata, in corrispondenza dell'estradosso, in modo da presentare un filo tagliente.

In questo modo, lo strumento può essere impiegato
5 per effettuare simultaneamente il taglio e la coagulazione. Ciò può servire per ottenere una resezione assistita con microonde, in cui l'antenna 7 opera anche come un bisturi, anche di grandi masse fragili e vascolarizzate per le quali una
10 resezione tradizionale potrebbe essere rischiosa.

In figura 12 si illustra come operare su una lesione di superficie S effettuandone una resezione superficiale, con una direzione di taglio parallela alla superficie della lesione e con una simultanea
15 coagulazione.

In figura 14 viene illustrato come effettuare una coagulazione ed il taglio di un volume di parenchima epatico P di forma piramidale, applicando per esempio una potenza di 80 W a 2450
20 MHz.

Con riferimento alle figure 15, 16 e 17 viene descritto un settimo esempio di realizzazione del dispositivo, in cui il tratto terminale coassiale 2 è inserito nel canale di un endoscopio 120 tubolare
25 alla cui estremità è presente un obiettivo ottico

121.

Il tratto terminale 2 di figura 15 è analogo a quello descritto con riferimento alla figura 6, in cui però la guaina impiegata è di tipo termo-
5 restringente e ricopre tutto il tratto terminale 2, anche la sua estremità distale. L'antenna 7 è parzialmente esposta nel punto di massima emissione.

Il manicotto 12 consente di portare il tratto
10 terminale 2 a stretto contatto con la parete interna della cavità in cui operare, ruotando allo stesso tempo e in modo opportuno l'estremità dell'endoscopio 120.

Può essere presente un ulteriore sensore 122 per la
15 rilevazione della temperatura attraverso il canale dell'endoscopio 120. Inoltre è possibile avvalersi di mezzi per ottenere un'immagine ultrasonografica dell'area di intervento.

Si può apprezzare che, grazie alla visione
20 dell'endoscopio, è possibile ruotare lo strumento per operare su lesioni L su pareti opposte della cavità operata, per esempio un esofago.

Riassumendo, a titolo di esempio e senza pretendere di esaurire l'elenco, alcune possibilità di
25 trattamento riguardano:

- eliminazione dei difetti di conduzione atrio-ventricolari del miocardio nelle aritmie e trattamento termo ablativo della fibrillazione atriale;
- 5 • trattamento palliativo di lesioni osteolitiche nei tumori dello scheletro;
- disostruzione di lesioni stenosanti che consentano il passaggio di un applicatore sottile;
- 10 • palliazione di lesioni del retto in congelamento pelvico o in sanguinamento cronico o acuto;
- palliazione o trattamento in acuto di lesioni gastriche sanguinanti benigne o maligne;
- 15 • trattamento di lesioni papillomatose, utilizzando la spira attiva (in questo caso posta all'esterno della guaina), anche per circondare e distruggere termicamente il peduncolo di una protuberanza;
- 20 • trattamento laparoscopico di neoplasie con necrosi estesa della lesione e con bonifica dei linfonodi;
- trattamento ipertermico, mediante azione diretta delle microonde, di lesioni
- 25 superficiali della parete interna di cavità

naturali, circonferenziali o non
circonferenziali, con controllo termometrico
della temperatura e con controllo
ultrasonografico anche endoscopico dello
5 spessore della parete;

- riscaldamento della mucosa della parete
interna di cavità naturali ottenuto mediante
un catetere plastico provvisto di palloncino
gonfiabile e riempito di liquido, come
10 illustrato in Fig. 10;

- resezione di lesioni solide massive assistita
da microonde, ottenuta mediante un applicatore
di potenza avente l'estremità attiva
configurata come una spira asimmetrica in modo
15 da concentrare l'effetto termico nel tessuto a
diretto contatto con la zona di massima
emissione.

L'applicatore presentato potrà essere sviluppato ed
ingegnerizzato come strumento coagulatore in
20 dotazione di endoscopi provvisti di canale
operatore. Potrà inoltre fare parte integrante di
cateteri endocavitari per il trattamento
controllato di lesioni della parete, sia con azione
termo-ablative, sia per impieghi multimodali, nei
25 quali cioè il trattamento termico fortemente

localizzato viene utilizzati con vantaggio per
esaltare l'effetto concomitante di radiazioni
ionizzanti o di chemioterapici, ottenendo migliori
risultati con dosi minori (chemio-radio- termo-
5 terapia).

Al sopra descritto un tecnico del ramo, allo scopo
di soddisfare ulteriori e contingenti esigenze,
potrà apportare numerose ulteriori modifiche e
varianti, tutte peraltro comprese nell'ambito di
10 protezione della presente invenzione, quale
definito dalle rivendicazioni allegate.

15

RIVENDICAZIONI

1. Dispositivo chirurgico a microonde (1),
comprendente:

- un cavo di trasmissione che presenta un tratto
5 terminale coassiale (2) con un conduttore
interno filiforme (4) e un conduttore esterno
tubolare (5); e
- un'antenna (7) per l'emissione di microonde
collegata all'estremità distale di conduttore
10 interno (4),

caratterizzato dal fatto che l'antenna (7)
comprende:

- un punto di flesso (8) in corrispondenza di
detta estremità distale del conduttore esterno
15 (5); e
- una porzione curva che da detto punto di
flesso (8) sporge dall'estremità distale di
detto conduttore esterno (5),

in modo che detta porzione curva presenti una
20 singola cavità rivolta verso l'asse (C) del tratto
terminale coassiale (2) e determinando una figura
di riscaldamento (9) la cui forma è asimmetrica
rispetto all'asse del tratto terminale coassiale,
sostanzialmente rivolta verso il lato della
25 proiezione cilindrica del tratto terminale

- coassiale opposto a quello a cui è rivolta la curvatura della spira dopo il punto di flesso (8).
2. Dispositivo secondo la rivendicazione 1, in cui lo scostamento della posizione del flesso (8) rispetto al punto esatto in cui il conduttore esterno (5) termina è preferibilmente inferiore a $\lambda/4$, dove λ è la lunghezza d'onda delle microonde emesse dall'antenna (7).
3. Dispositivo secondo la rivendicazione 1, in cui l'antenna (7) è conformata a spira sostanzialmente disposta su un piano.
4. Dispositivo secondo la rivendicazione 1, in cui il punto di alimentazione delle microonde (feed), dove la potenza emessa assume il valore massimo, è disposto in corrispondenza del punto di flesso (8) o sulla porzione curva.
5. Dispositivo secondo la rivendicazione 4, in cui la lunghezza della spira che sporge dal conduttore esterno (5) è sostanzialmente pari a $\lambda/4$, dove λ è la lunghezza d'onda delle microonde emesse dall'antenna (7).
6. Dispositivo secondo la rivendicazione 1, in cui il tratto terminale coassiale (2) è avvolto in una guaina (3) che, in corrispondenza della porzione curva dell'antenna (7), è completamente

assente in modo da lasciare scoperta anche la porzione ad essa adiacente di conduttore tubolare esterno (5).

7. Dispositivo secondo la rivendicazione 1, in cui la spira è a forma a becco di flauto.

8. Dispositivo secondo la rivendicazione 1, in cui è previsto un manicotto (12) in materiale rigido, in particolare metallico, in corrispondenza della rispettiva estremità distale del conduttore tubolare esterno (5), per conferire rigidità alla porzione finale del tratto terminale coassiale (2).

9. Dispositivo secondo la rivendicazione 1, in cui il cavo di collegamento coassiale è inserito in un catetere (106) che presenta una sezione circolare ed è suddiviso, in senso longitudinale, in tre settori da opportuni setti (107) che definiscono corrispondenti tre canali:

- un primo canale (105), in cui è accolto detto cavo coassiale che termina con un tratto terminale coassiale (2);
- un secondo canale (109); e
- un terzo canale (110) deputati alla circolazione di un fluido refrigerante, in particolare acqua.

10. Dispositivo secondo la rivendicazione 9, in

cui, all'interno del secondo e del terzo canale (109, 110) sono essere inseriti opportuni sensori di temperatura (113), per il controllo continuo del calore estratto.

5 11. Dispositivo secondo la rivendicazione 1, in cui il cavo coassiale e il rispettivo tratto terminale coassiale (2) sono contenuti all'interno di un catetere tubolare (114) flessibile che opera da guaina esterna, contenente un condotto (115) che
10 è collegato con un palloncino (116) posizionato in corrispondenza dell'antenna (7), in cui:

- all'interno del palloncino (116) é disposto un sensore della temperatura (117);
- il palloncino (116) è disposto in una
15 posizione opposta a quella prevista per la figura di riscaldamento (9);
- un liquido polare (119), in particolare acqua, può essere immesso per gonfiare il palloncino (116) attraverso il condotto (115),

20 il rigonfiamento del palloncino (116) proteggendo e isolando la parete della cavità opposta a quella dell'intervento.

12. Dispositivo secondo la rivendicazione 5, in cui la spira che costituisce l'antenna (7) è
25 aperta, e la porzione curva termina con una sfera

metallica (12), la lunghezza complessiva dell'antenna (7) essendo inferiore a $\lambda/4$.

13. Dispositivo secondo la rivendicazione 1, in cui la spira dell'antenna (7) ha un ingombro
5 laterale maggiore di quello del tratto terminale coassiale (2).

p.p. CONSIGLIO NAZIONALE DELLE RICERCHE

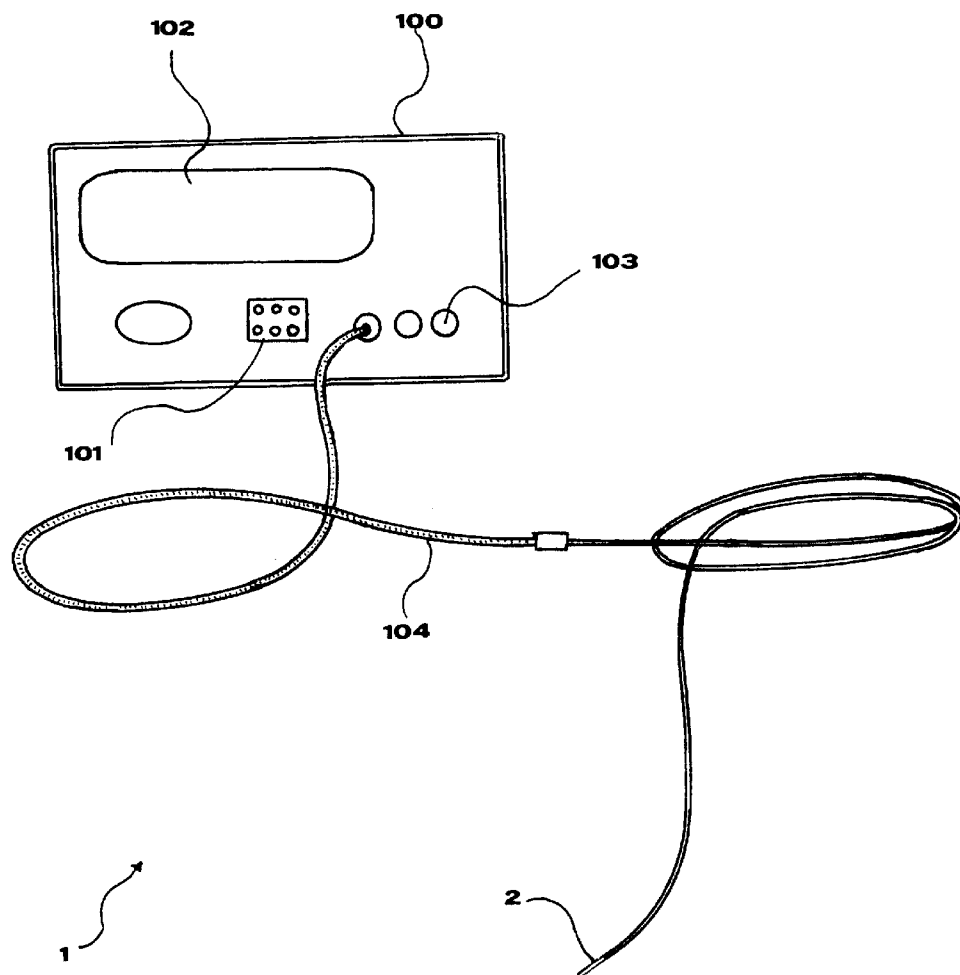


FIG.1

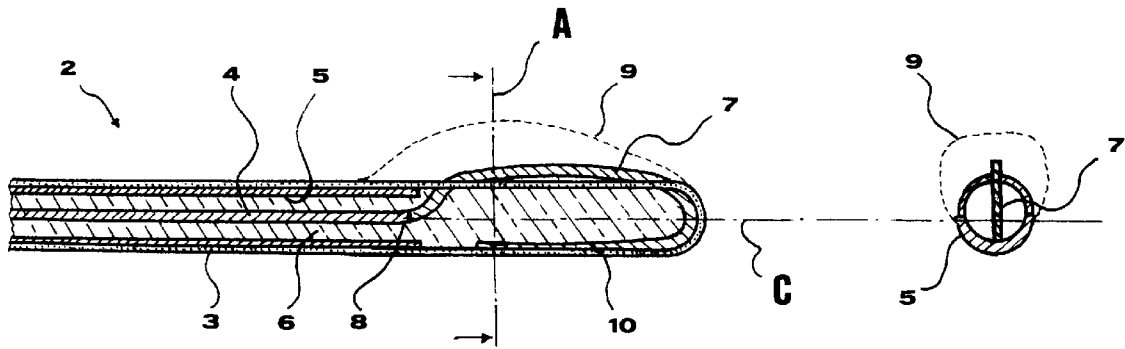


FIG. 2

FIG. 3

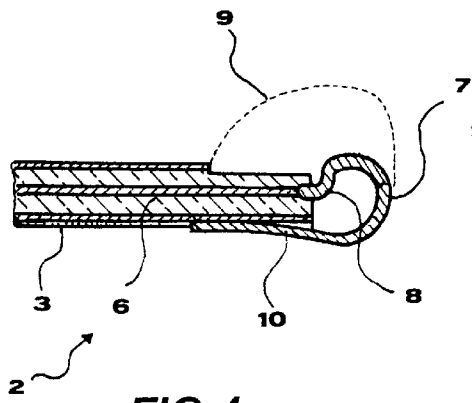


FIG. 4

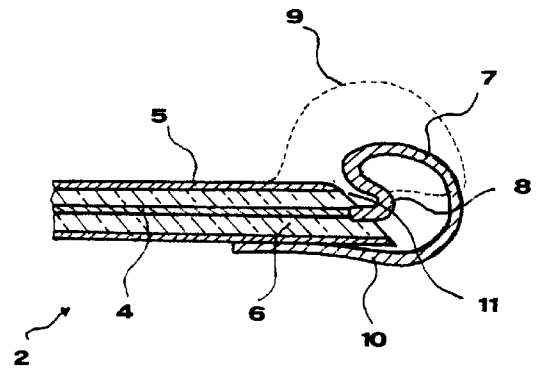


FIG. 5

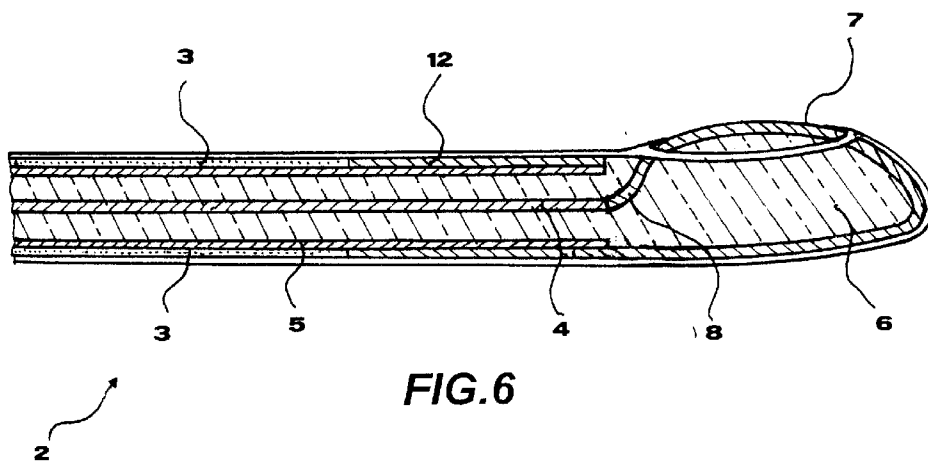


FIG. 6

B-B

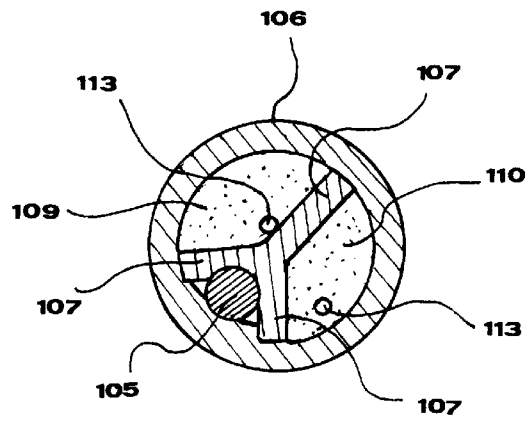


FIG.7

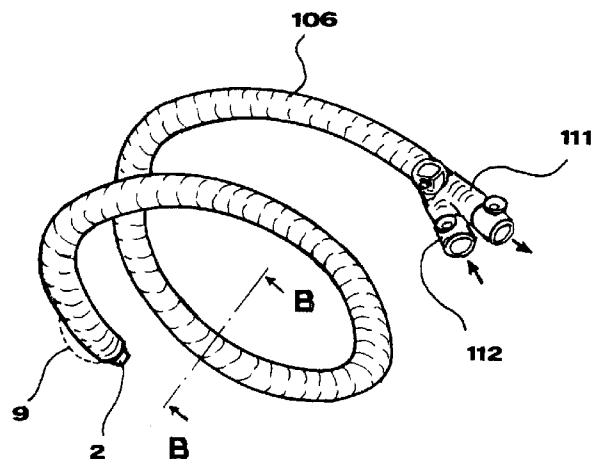


FIG.8

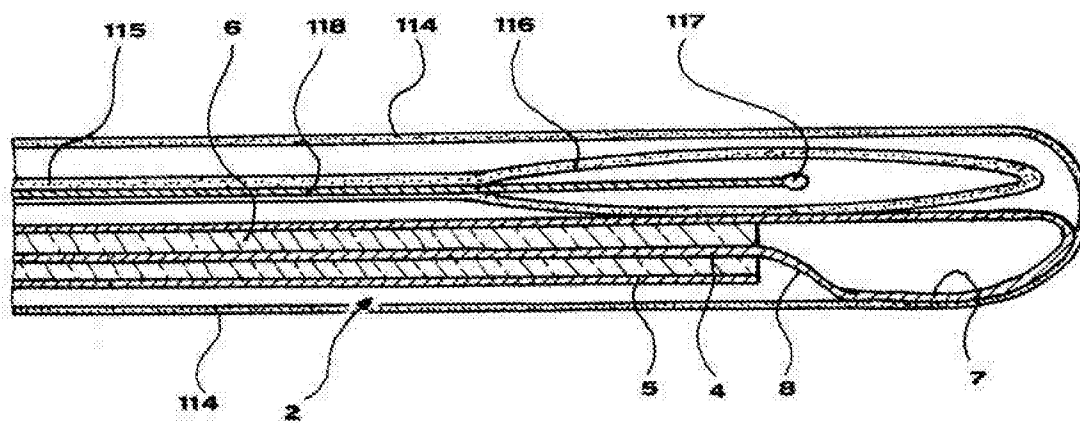


FIG. 9

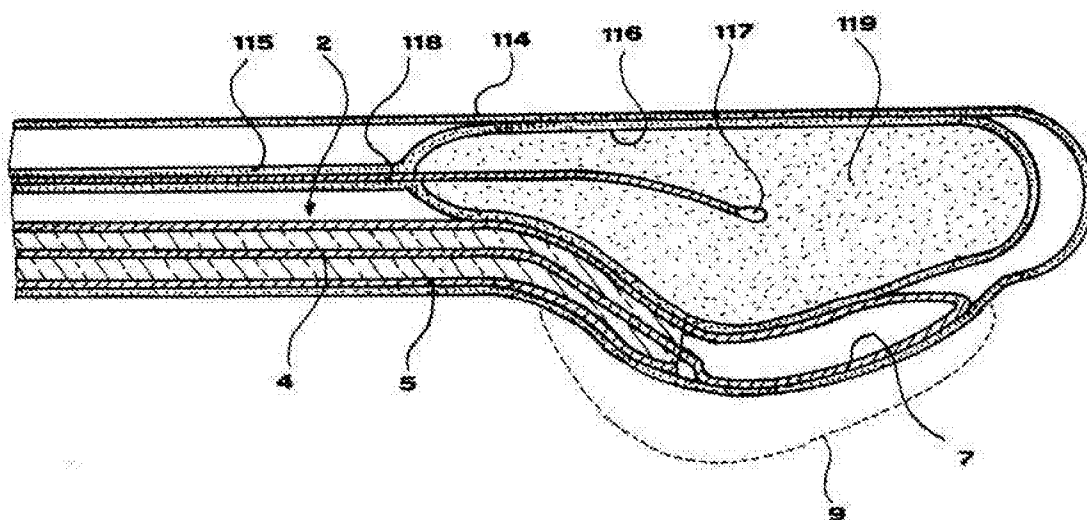
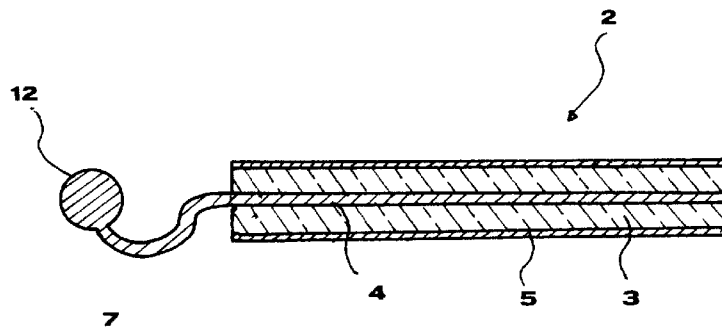
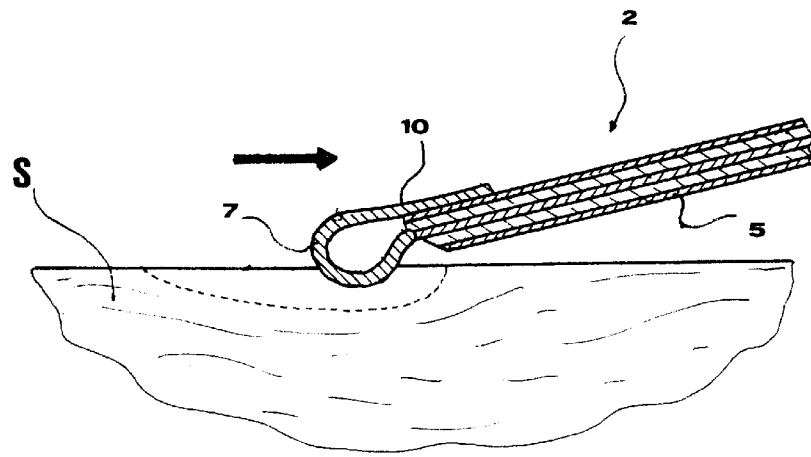
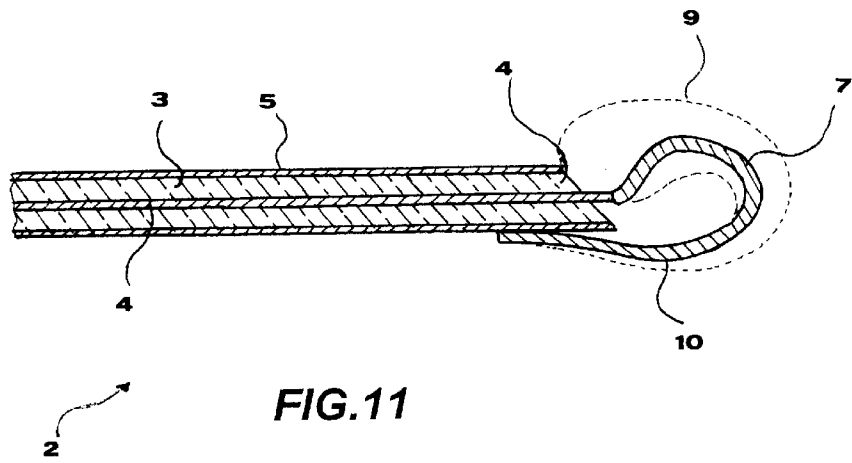


FIG. 10



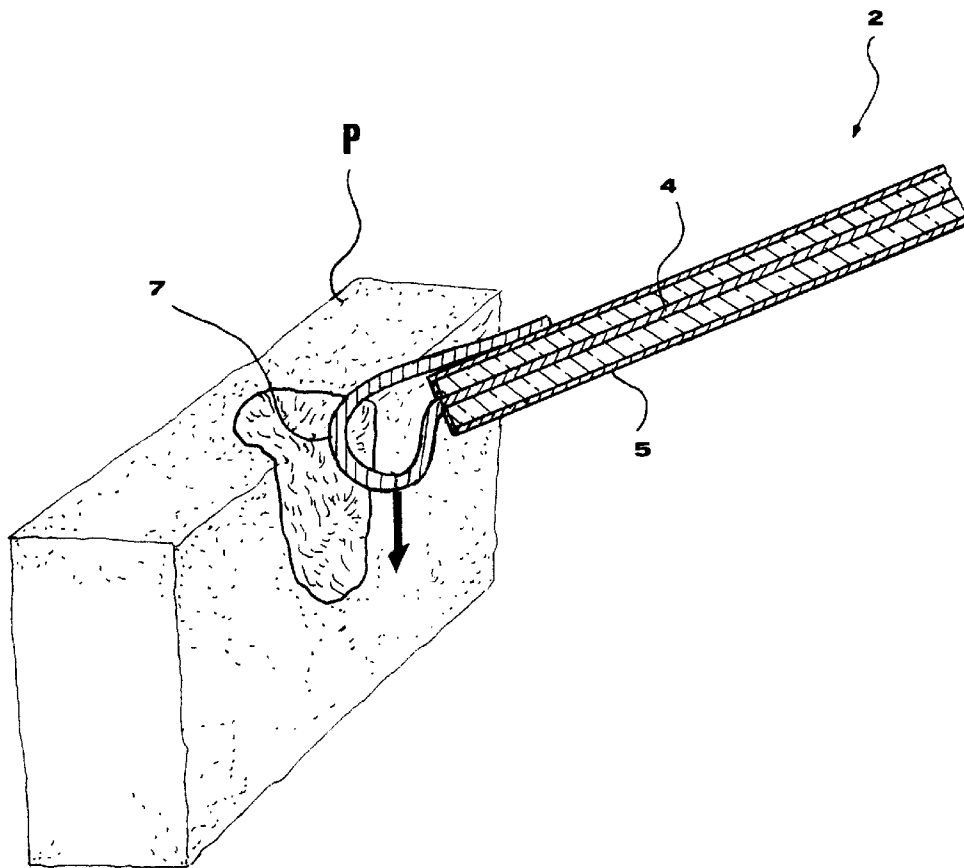


FIG.14

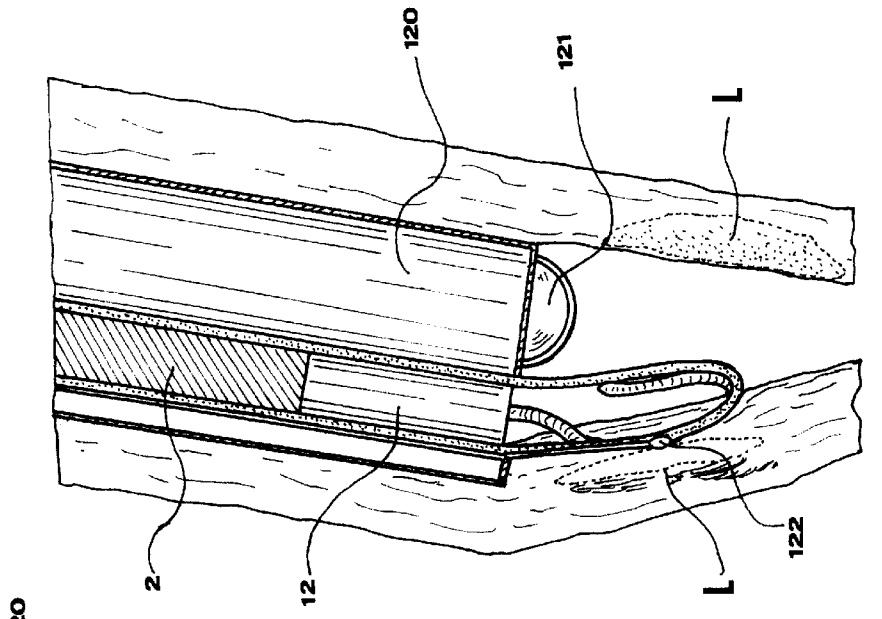


FIG.15

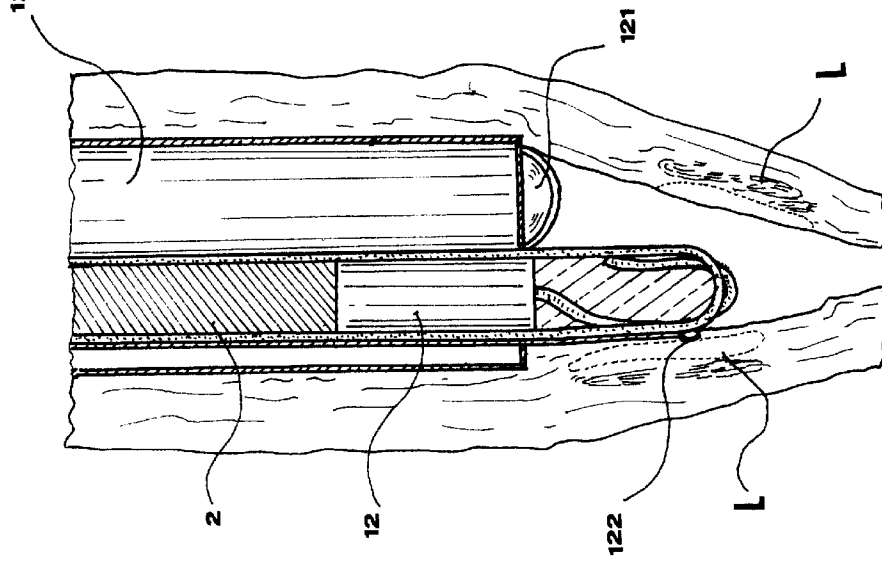


FIG.16

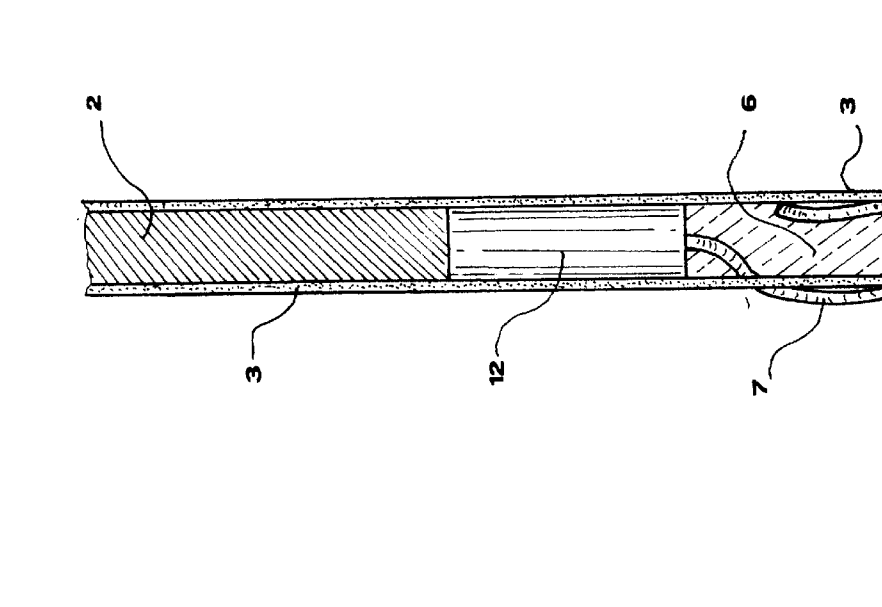


FIG.17