



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

DOMANDA NUMERO	101998900722599
Data Deposito	04/12/1998
Data Pubblicazione	04/03/1999

Sezione	Classe	Sottoclasse	Gruppo	Sottogruppo
A	61	B		

Titolo

CATETERE AMAGNETICO PER LA REGISTRAZIONE MONOCATETERE DI POTENZIALI D'AZIONE MONOFASICI MULTIPLI, LOCALIZZABILE TRIDIMENSIONALMENTE E GUIDATO SUL SUBSTRATO ARITMOGENO MEDIANTE MAPPAGGIO MAGNETOCARDIOGRAFICO DI SUPERFICIE.

DR. RICCARDO FENICI

**RM 98A000747**

**DESCRIZIONE** dell'invenzione industriale dal titolo:

"Catetere amagnetico, per la registrazione monocatetere di potenziali d'azione monofasici multipli, localizzabile tridimensionalmente e guidato sul substrato aritmogeno mediante mappaggio magnetocardiografico di superficie".

Titolare: Professor Riccardo Fenici, Via del Caucaso, 21 - 00144 Roma

### **DESCRIZIONE**

La presente invenzione si riferisce ad un elettrocattetere amagnetico totalmente innovativo per la registrazione simultanea, monocatetere, di più potenziali d'azione monofasici con elevata risoluzione spaziale, direttamente dalla zona di insorgenza di un'aritmia cardiaca focale e l'integrazione elettro-anatomica tridimensionale delle informazioni elettrofisiologiche su modello del cuore del paziente in esame e/o su immagini bi- e tri-dimensionali da risonanza magnetica.

La registrazione del potenziale d'azione monofasico (MAP) è una metodica che consente di colmare il "gap" tra elettrofisiologia sperimentale (registrazione del potenziale d'azione transmembrana) "in vitro" ed elettrofisiologia clinica. Con il MAP è infatti possibile diagnosticare clinicamente alterazioni dell'elettrogenesi cardiaca, quali disomogeneità della ripolarizzazione, "triggered activity", postpotenziali precoci o tardivi, turbe focali della conduzione con microrientro.

Il catetere in oggetto è un dispositivo multifunzione derivato dall'esperienza sviluppata con altro elettrocattetere amagnetico in precedenza brevettato (Brevetto Italiano N. 1219855), di cui rappresenta un perfezionamento.

Per migliorare la specificità diagnostica della metodica sono indispensabili registrazioni multiple del MAP.

Come è noto nel precedente brevetto italiano con il catetere amagnetico, era possibile effettuare la registrazione di un solo MAP per catetere. Era quindi necessario inserire più cateteri e/o effettuare registrazioni sequenziali che prolungavano la durata dello studio ed il tempo di radioscopia. Inoltre la risoluzione spaziale, in caso di registrazioni multiple effettuate in tal modo, era mal definibile.

L'elettrocatetere amagnetico in oggetto è totalmente innovativo in quanto, per la sua particolare configurazione e per la natura dei materiali impiegati, può essere usato per la registrazione simultanea, monocatetere, di più potenziali d'azione monofasici e localizzato mediante mappaggio magnetocardiografico (MCG) di superficie, con elevata risoluzione spaziale e senza l'uso di radioscopia.

L'elettrocatetere secondo l'invenzione può avere diverse configurazioni. Sono novità specifiche del presente dispositivo la presenza di elettrodi multipli terminali ed interni disposti in modo critico da generare, sequenzialmente o contemporaneamente, più dipoli elettrici o magnetici di intensità e geometria variabile. Tale caratteristica rende possibile la localizzazione tridimensionale dell'estremità distale del catetere mediante MCG, con precisione millimetrica e di visualizzarne, quasi in tempo reale, la posizione in un modello tridimensionale del cuore del paziente in esame, analizzabile in modo interattivo dall'operatore.

Ciò consente di "navigare" il catetere, mediante controllo spaziale numerico del suo terminale distale, finché le coordinate tridimensionali non corrispondono a quelle del area aritmogena, con minimo uso di radioscopia.

La metodica di guida magnetocardiografica del catetere sul substrato aritmogeno si svolge come segue.

Si esegue prima dello studio elettrofisiologico invasivo uno studio magnetocardiografico del paziente, al fine di definire, anche mediante misure ripetute, le caratteristiche di distribuzione del campo magnetico generato dalla struttura aritmogena suscettibile di trattamento ablativo transcateretere e la sua riproducibile localizzazione tridimensionale.

Sulle base di tali informazioni preoperatorie, si inserisce il catetere amagnetico in prossimità della zona presumibilmente aritmogena, sotto controllo radioscopico. Si riposiziona quindi il catetere, sotto controllo spaziale magnetocardiografico, finché le coordinate tridimensionali del suo terminale distale non corrispondono a quelle dell'area aritmogena

Raggiunta l'area presumibilmente aritmogena, la registrazione monocateretere simultanea di più MAP fornisce le seguenti nuove informazioni elettrofisiologiche relative all'area di miocardio sottostante:

1. calcolo della dispersione locale della ripolarizzazione;
2. calcolo della velocità locale di conduzione;
3. identificazione della direzione del fronte di depolarizzazione;
4. presenza di postpotenziali precoci e/o tardivi;
5. presenza di fenomeni di blocco focale con o senza microrientro.
6. Integrazione elettro-anatomica delle suddette informazioni con le coordinate tridimensionali del terminale distale del catetere.

Una volta confermata, mediante mappaggio ad alta risoluzione del MAP, la natura aritmogena del substrato in esame, è possibile erogare energia laser mediante fibra ottica coassiale e centrata rispetto all'area delimitata dalla

registrazione dei MAP. Ciò consente di modificare l'elettrogenesi del miocardio sottostante, monitorandone gli effetti sui parametri suddetti e sulle caratteristiche dell'aritmia in esame.

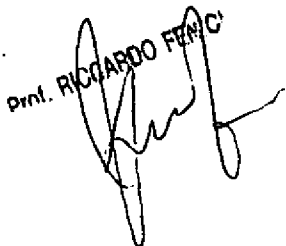
Ove documentata l'efficacia dell'esclusione funzionale del substrato in esame, questo può essere "ablato" definitivamente erogando un'energia adeguata.

Il catetere in oggetto è quindi finalizzato alla realizzazione di un approccio completamente innovativo per lo studio elettrofisiologico e l'ablazione delle aritmie cardiache, con elevata risoluzione spaziale e minima invasività.

Gli elettrocateri secondo l'invenzione hanno caratteristiche tali da essere localizzabili mediante mappaggio magnetocardiografico, sono contemporaneamente adatti a registrare più MAP simultaneamente, ad effettuare stimolazione endocavitaria ed ad erogare energia laser.

L'elettrocatero secondo l'invenzione comprende la presenza di più elettrodi terminali distali, in materiale conduttore non ferromagnetico e non polarizzabile, conformati in modo tale da generare simultaneamente o sequenzialmente campi elettromagnetici di configurazione dipolare di geometria diversa. Tali elettrodi sono posti all'estremità di filamenti multipli, di materiale conduttore non ferromagnetico, isolati e "twistati" tra loro per garantire, tranne che al livello degli elettrodi, l'assenza di campo magnetico lungo il catetere durante l'induzione di dipoli elettromagnetici all'estremità distale del catetere. Un tubo flessibile di forma sostanzialmente cilindrica avvolge detti filamenti ed elettrodi, lasciando scoperta alla sua estremità distale parte degli elettrodi terminali e, sulla parete laterale, in prossimità dell'estremo distale parte di altri elettrodi circolari o semicircolari. Il tubo flessibile può prevedere, oltre al lume in cui sono posti gli elettrodi ed i

prof. RICCARDO FERRELLI



filamenti conduttori, una molteplicità di altri lumi che corrono parallelamente e separatamente l'uno rispetto all'altro lungo il corpo del catetere - con forami d'uscita terminali o laterali - per consentire il passaggio di altre sonde ad esempio per ablazione o biopsia, o di fibre ottiche, oppure per infusione e/o suzione.

La superficie equivalente degli elettrodi può variare a seconda della struttura molecolare del materiale utilizzato.

La distanza tra gli elettrodi terminali e quelli anulari più prossimali può variare.

Il materiale di cui sono fatti gli elettrodi deve essere amagnetico e non polarizzabile, può essere ad esempio platino/platinato o carbone vitreo. La configurazione molecolare può essere tale da aumentare, a parità di diametro dell'elettrodo, la superficie equivalente.

Il materiale dei filamenti conduttori può essere rame intrecciato, di circa 200  $\mu\text{m}$  di diametro, o altro equivalente amagnetico.

Il tubo flessibile può essere fatto di materiale plastico biocompatibile ed atrombogeno, ad esempio poliuretano o cloruro di polivinile.

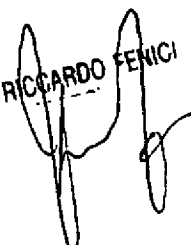
Il calibro dell'elettrocetere può variare da 2.0 a 2,7 mm (da 6F a 8F).

Tutte le versioni possono essere dotate di un lume per l'inserimento di un sistema rimovibile per flessione dell'estremità terminale controllabile mediante comando esterno.

L'elettrocetere secondo l'invenzione può essere utilizzato per:

1. Mappaggio endocavitario monocetere di più potenziali d'azione monofasici (MAP), con elevata risoluzione spaziale.

Prof. RICCARDO FENICI



2. Mappaggio epicardico percutaneo monocatetere di più potenziali d'azione monofasici (MAP), con elevata risoluzione spaziale.
3. Localizzazione magnetocardiografica del terminale distale del catetere.
4. "Navigazione" MCG-guidata del catetere mediante controllo spaziale numerico del suo terminale distale, finché le coordinate tridimensionali non corrispondono a quelle dell'area aritmogena, ove eseguire la registrazione dei MAP.
5. Calcolo automatico della dispersione locale della ripolarizzazione.
6. Calcolo automatico della velocità locale di conduzione.
7. Calcolo automatico della direzione del fronte di depolarizzazione.
8. Integrazione elettro-anatomica delle suddette informazioni con le coordinate tridimensionali del terminale distale del catetere.
9. Erogazione di energia laser.
10. Supporto guida per il passaggio di sonde per ablazione e/o biopsia.

Avendo dato dell'elettrocetere oggetto della presente invenzione una descrizione di carattere generale, verranno ora forniti con l'ausilio delle figure, ulteriori dettagli dei suoi scopi, le sue caratteristiche ed i suoi vantaggi.

Figura 1 è una vista prospettica del terminale distale di una forma preferita dell'elettrocetere secondo l'invenzione, con l'esecuzione in tratteggio di uno esempio dei più lumi interni coassiali.

Figura 2 è una vista prospettica di una seconda forma preferita dell'elettrocetere secondo l'invenzione, ove esistono, all'estremo distale, tre elettrodi anulari prossimali diversamente angolati tra loro, collegati ciascuno a due filamenti conduttori.

Prof. RICCARDO FENICI

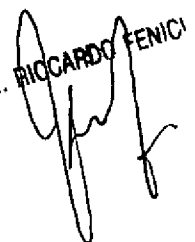


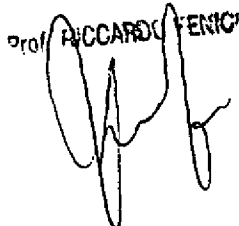
Figura 3 è una vista prospettica di una terza forma preferita dell'elettrocattetero secondo l'invenzione, con l'esemplificazione, in diversi tipi di tratteggio, della guaina esterna, dei lumi interni coassiali e della suddivisione del terminale distale in quattro parti, nelle posizioni chiuso (fig. 3a) ed aperto (fig. 3b), a seconda della posizione relativa rispetto alla guaina di contenimento esterna. E' inoltre esemplificata la presenza di fibra ottica in posizione coassiale centrale (14).

Figura 4 è una vista prospettica di una quarta forma preferita dell'elettrocattetero secondo l'invenzione, schematicamente simile a quella della figura 3, ma con i quattro elettrodi terminali posti lateralmente, contenuti due per ogni suddivisione dell'estremità terminale, e con la fibra ottica dotata di terminale per erogazione di energia laser (14) centrata tra gli elettrodi registranti il MAP.

Figura 5 mostra un esempio di registrazione simultanea di quattro MAP (a), dell'analisi ad alta risoluzione temporale del tempo di attivazione locale mediante temporizzazione relativa della fase 0 dei quattro MAP, con esemplificazione schematica della modalità di calcolo della direzione del fronte locale di propagazione dell'impulso elettrico rispetto alla geometria del catetere in sezione trasversale (b).

In figura 1 è mostrata una forma di realizzazione preferita in cui il catetere ha quattro elettrodi distali terminali di forma sostanzialmente tondeggiate o poligonale, ed un elettrodo più prossimale di forma sostanzialmente anulare. In questa figura, con 1 è indicato il tubo flessibile in poliuretano, con 2, 3, 4, e 5 sono indicati gli elettrodi terminali distali, di forma rotondeggiate, in platino/platinato, con 6 è indicato l'elettrodo terminale di forma anulare, in

prof. RICCARDO FENICI

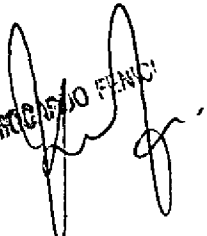


platino/platinato, con 7,8,9,10 e 11 sono indicati i filamenti conduttori in rame intrecciato da circa 200  $\mu\text{m}$ , collegati rispettivamente ai quattro elettrodi terminali distali 2-5 ed a quello circolare prossimale 6. Il diametro degli elettrodi 2-5 è compreso tra 400 e 600  $\mu\text{m}$ . La superficie equivalente degli elettrodi 2-5 può variare a seconda della struttura molecolare del materiale utilizzato. La distanza tra gli elettrodi terminali distali è compresa tra 1.5 e 2 mm, quella tra gli elettrodi terminali distali e l'elettrodo anulare prossimale può essere compresa tra 2 e 7 mm. Il calibro del catetere è compreso tra 2.0 e 2.7 mm (da 6 a 8 F).

In figura 2, è mostrata una seconda forma di realizzazione preferita del catetere in tutto simile a quella di figura 1, ma con tre elettrodi anulari prossimali diversamente angolati tra loro, indicati con 6, 6 bis e 6 tris, di cui 11, 12 e 13 sono i rispettivi filamenti conduttori.

In figura 3, è mostrata una terza forma di realizzazione preferita del catetere, che è qui contenuto e scorrevole in una sottile guaina esterna e ha l'estremità terminale divisa per alcuni millimetri di lunghezza in quattro parti parallele, flessibili e preformate in modo che: a catetere completamente reintrodotto nella guaina esterna i quattro elettrodi distali terminali, ciascuno contenuto in una delle quattro suddivisioni, sono vicini come nella realizzazione precedente (fig. 3a); mentre a catetere spinto fuori dalla guaina esterna le quattro suddivisioni terminali divergono aumentando la distanza tra gli elettrodi distali terminali (fig. 3b). Nella figura 3, con 1 è indicato il tubo flessibile in poliuretano, la cui porzione terminale distale è suddivisa longitudinalmente in quattro settori uguali, ciascuno portante uno degli elettrodi terminali distali, 2, 3, 4, e 5, di forma rotondeggiante o poligonale, in platino/platinato, con 6 è

prof. RICCARDO FRANCHI



indicato l'elettrodo terminale di forma anulare, in platino/platinato, con 7,8,9,10 e 11 sono indicati i filamenti conduttori in rame intrecciato da circa 200  $\mu\text{m}$ , collegati rispettivamente ai quattro elettrodi terminali distali 2-5 ed a quello anulare prossimale 6. Il diametro degli elettrodi 2-5 è compreso tra 400 e 600  $\mu\text{m}$ . La superficie equivalente degli elettrodi 2-5 può variare a seconda della struttura molecolare del materiale utilizzato. 15 è una guaina esterna sottile di materiale plastico biocompatibile entro cui il catetere può scorrere a misura. A catetere represso nella guaina (fig. 3a), il suo terminale distale è chiuso ed il calibro del catetere è compreso tra 2 e 2.7 mm (6 - 8 F). In tal caso la distanza tra gli elettrodi terminali distali è compresa tra 1.5 e 2 mm. A catetere spinto fuori dalla guaina (fig. 3b) le quattro parti del suo terminale distale divergono e la distanza tra gli elettrodi terminali distali è compresa tra 4 e 5 mm. La distanza tra gli elettrodi terminali distali e l'elettrodo terminale prossimale può essere compresa tra 2 e 7 mm. Al centro del catetere sono visibili, in tratteggio, due lumi coassiali, per infusione, suzione o per l'inserimento di una guida con apice a curvatura variabile. Nell'esempio il lume più interno è riempito con fibre ottiche (14) per ablazione laser.

In figura 4 è mostrata una quarta forma di realizzazione preferita del catetere che ha i quattro elettrodi terminali che affiorano lateralmente da un solo lato, contenuti due per ogni suddivisione dell'estremità terminale divisa per alcuni mm di lunghezza in due parti parallele, flessibili e preformate in modo che: a catetere completamente represso nella guaina esterna i quattro elettrodi distali terminali sono più vicini, mentre, a catetere spinto fuori dalla guaina esterna, le due suddivisioni terminali divergono aumentando la distanza tra gli elettrodi terminali. Nella figura 4, con 1 è indicato il tubo flessibile in

Dr. ENRICO FERRARI




poliuretano, la cui porzione terminale distale è suddivisa longitudinalmente in due settori uguali, ciascuno portante due degli elettrodi terminali distali, posti sulla parete laterale e distanziati tra 3 e 5 mm circa, a terminale aperto. La forma, la sezione ed il materiale degli elettrodi e dei filamenti conduttori, nonché la loro nomenclatura resta invariata rispetto alla variante mostrata in figura 3.

### RIVENDICAZIONI

1. Elettrocaterere cardiaco comprendente la presenza di una molteplicità di elettrodi terminali distali, in materiale conduttore non ferromagnetico e non polarizzabile, conformati in modo tale da generare simultaneamente o sequenzialmente campi elettromagnetici di configurazione dipolare di geometria diversa, posti all'estremità di filamenti multipli, di materiale conduttore non ferromagnetico, isolati e "twistati" tra loro per garantire, tranne che al livello degli elettrodi, assenza di campo magnetico lungo il catetere durante l'induzione di dipoli elettromagnetici all'estremità distale del catetere, un tubo flessibile di forma sostanzialmente cilindrica che avvolge detti filamenti ed elettrodi, lasciando scoperta alla sua estremità distale parte degli elettrodi terminali e, sulla parete laterale, in prossimità dell'estremo distale, parte di uno o più elettrodi anulari più prossimali, diversamente angolati rispetto all'asse longitudinale del catetere.
2. Elettrocaterere cardiaco come da rivendicazione 1, in cui il catetere ha quattro elettrodi distali terminali di forma sostanzialmente tondeggiante o poligonale, ed uno o più prossimali di forma sostanzialmente anulare.
3. Elettrocaterere cardiaco come da rivendicazione 1 o 2, in cui l'estremità distale è divisa per alcuni millimetri di lunghezza, preferibilmente più di

prof. RICCARDO FENICI




poliuretano, la cui porzione terminale distale è suddivisa longitudinalmente in due settori uguali, ciascuno portante due degli elettrodi terminali distali, posti sulla parete laterale e distanziati tra 3 e 5 mm circa, a terminale aperto. La forma, la sezione ed il materiale degli elettrodi e dei filamenti conduttori, nonché la loro nomenclatura resta invariata rispetto alla variante mostrata in figura 3.

### RIVENDICAZIONI

1. Elettrocaterere cardiaco comprendente la presenza di una molteplicità di elettrodi terminali distali, in materiale conduttore non ferromagnetico e non polarizzabile, conformati in modo tale da generare simultaneamente o sequenzialmente campi elettromagnetici di configurazione dipolare di geometria diversa, posti all'estremità di filamenti multipli, di materiale conduttore non ferromagnetico, isolati e "twistati" tra loro per garantire, tranne che al livello degli elettrodi, assenza di campo magnetico lungo il catetere durante l'induzione di dipoli elettromagnetici all'estremità distale del catetere, un tubo flessibile di forma sostanzialmente cilindrica che avvolge detti filamenti ed elettrodi, lasciando scoperta alla sua estremità distale parte degli elettrodi terminali e, sulla parete laterale, in prossimità dell'estremo distale, parte di uno o più elettrodi anulari più prossimali, diversamente angolati rispetto all'asse longitudinale del catetere.
2. Elettrocaterere cardiaco come da rivendicazione 1, in cui il catetere ha quattro elettrodi distali terminali di forma sostanzialmente tondeggianti o poligonale, ed uno o più prossimali di forma sostanzialmente anulare.
3. Elettrocaterere cardiaco come da rivendicazione 1 o 2, in cui l'estremità distale è divisa per alcuni millimetri di lunghezza, preferibilmente più di

prof. RICCARDO FENICI



due millimetri, in quattro parti parallele, flessibili e preformate e dotato di una guaina esterna in cui può scorrere in modo che a catetere completamente reintroto nella guaina esterna i quattro elettrodi distali terminali, ciascuno contenuto in una delle quattro suddivisioni, sono vicini come nella rivendicazione 1 e 2, ma a catetere spinto fuori dalla guaina esterna le quattro suddivisioni terminali divergono aumentando la distanza tra gli elettrodi terminali.

4. Elettrocaterere cardiaco come da rivendicazioni 1 o 2 in cui l'estremità distale è divisa per alcuni millimetri di lunghezza, preferibilmente più di due millimetri, in solo due parti parallele, flessibili e preformate e con i quattro elettrodi terminali che affiorano lateralmente da un solo lato, contenuti due per ogni suddivisione dell'estremità terminale.
5. Elettrocaterere cardiaco come da rivendicazioni precedenti, in cui la superficie equivalente degli elettrodi può variare a seconda della struttura molecolare del materiale utilizzato.
6. Elettrocaterere cardiaco come da rivendicazioni precedenti, in cui possono esservi più elettrodi terminali prossimali anulari diversamente angolati tra loro, con singolo o doppio filamento conduttore.
7. Elettrocaterere cardiaco come da rivendicazioni precedenti, in cui la distanza tra gli elettrodi terminali e quelli anulari più prossimali può variare.
8. Elettrocaterere cardiaco come da rivendicazioni precedenti, in cui il materiale di cui sono fatti gli elettrodi è amagnetico e non polarizzabile, ed è scelto dal gruppo comprendente platino/platinato e carbone vitreo, la

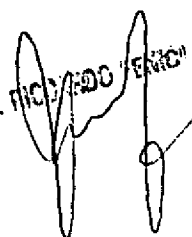
Prof. RICCARDO FELICI



configurazione molecolare potendo variare in modo da aumentare, a parità di diametro dell'elettrodo, la superficie equivalente.

9. Elettrocaterere cardiaco come da rivendicazioni precedenti, in cui il materiale dei filamenti conduttori può essere rame intrecciato, di circa 200  $\mu\text{m}$  di diametro, o altro equivalente amagnetico.
10. Elettrocaterere cardiaco come da rivendicazioni precedenti, in cui il tubo flessibile può essere fatto di materiale plastico biocompatibile e non trombogenico, ad esempio poliuretano o cloruro di polivinile.
11. Elettrocaterere cardiaco come da rivendicazioni precedenti, in cui il calibro dell'elettrocaterere può variare da 1,7 a 2,7 mm (da 6F a 8F).
12. Elettrocaterere cardiaco come da rivendicazioni precedenti, in cui il tubo flessibile può prevedere, oltre al lume in cui sono posti gli elettrodi ed i filamenti conduttori, una molteplicità di altri lumi che corrono parallelamente e separatamente l'uno rispetto all'altro lungo il corpo del catetere - con forami d'uscita terminali o laterali - per consentire il passaggio di altre sonde ad esempio per ablazione o biopsia, o di fibre ottiche, oppure per infusione e/o suzione.
13. L'uso dell'elettrocaterere cardiaco come da rivendicazioni da 1 a 11, per mappaggio endocavitario monocaterere di più potenziali d'azione monofasici (MAP), con elevata risoluzione spaziale.
14. L'uso dell'elettrocaterere cardiaco come da rivendicazioni da 1 a 11, per mappaggio epicardico percutaneo monocaterere di più potenziali d'azione monofasici (MAP), con elevata risoluzione spaziale.
15. L'uso dell'elettrocaterere cardiaco come da rivendicazioni da 1 a 11, per localizzazione magnetocardiografica del terminale distale del catetere.

Prof. RICCARDO ERIC



16. L'uso dell'elettrocatteter cardiaco come da rivendicazioni da 1 a 11, per "navigazione" MCG-guidata del catetere mediante controllo spaziale numerico del suo terminale distale, finché le coordinate tridimensionali non corrispondono a quelle dell'area aritmogena, ove eseguire la registrazione dei MAP.
17. L'uso dell'elettrocatteter cardiaco come da rivendicazioni da 1 a 11, per il calcolo automatico della dispersione locale della ripolarizzazione;
18. L'uso dell'elettrocatteter cardiaco come da rivendicazioni da 1 a 11, per il calcolo automatico della velocità locale di conduzione;
19. L'uso dell'elettrocatteter cardiaco come da rivendicazioni da 1 a 11, per il calcolo automatico della direzione del fronte di depolarizzazione locale.
20. L'uso dell'elettrocatteter cardiaco come da rivendicazioni da 1 a 11, per l'integrazione elettro-anatomica delle suddette informazioni con le coordinate tridimensionali del terminale distale del catetere.
21. L'uso dell'elettrocatteter cardiaco come da rivendicazioni da 1 a 11, per l'erogazione di energia laser.
22. Elettrocatteter cardiaco come precedentemente descritto, esemplificato e rivendicato.



Dr. RICCARDO FERRELLI

RM 98A000747

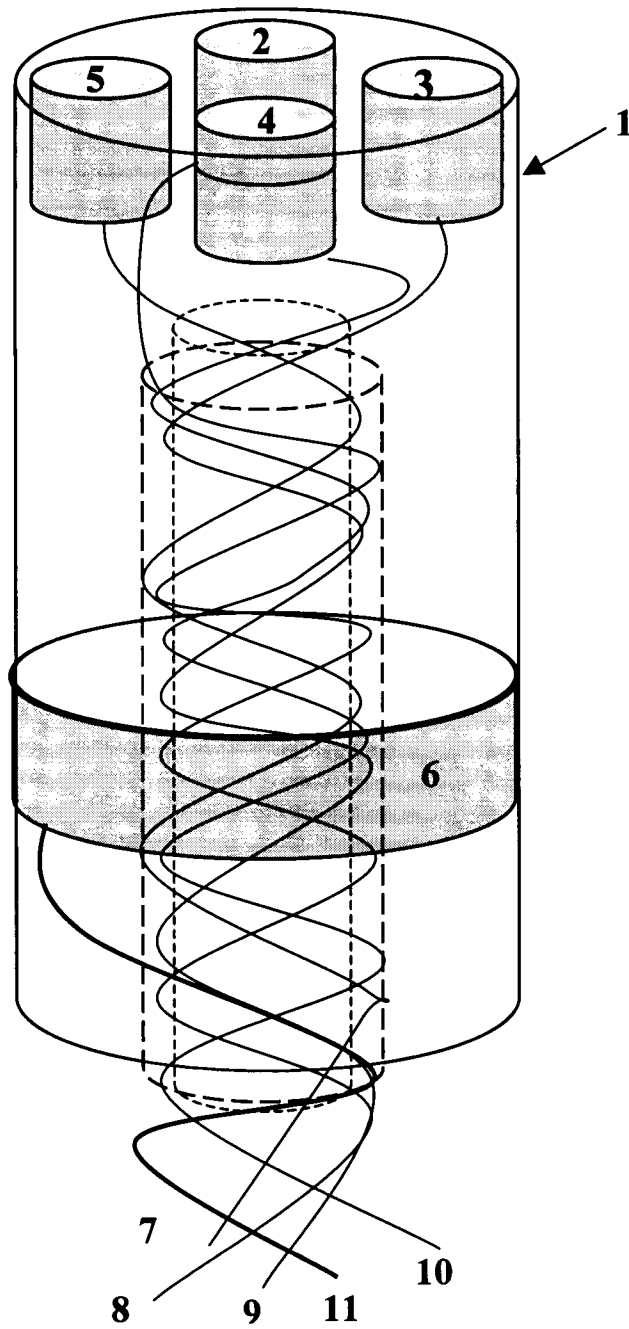


FIG 1

A handwritten signature or mark, possibly a date "1988" followed by a stylized name or initials.

RM 98A000747

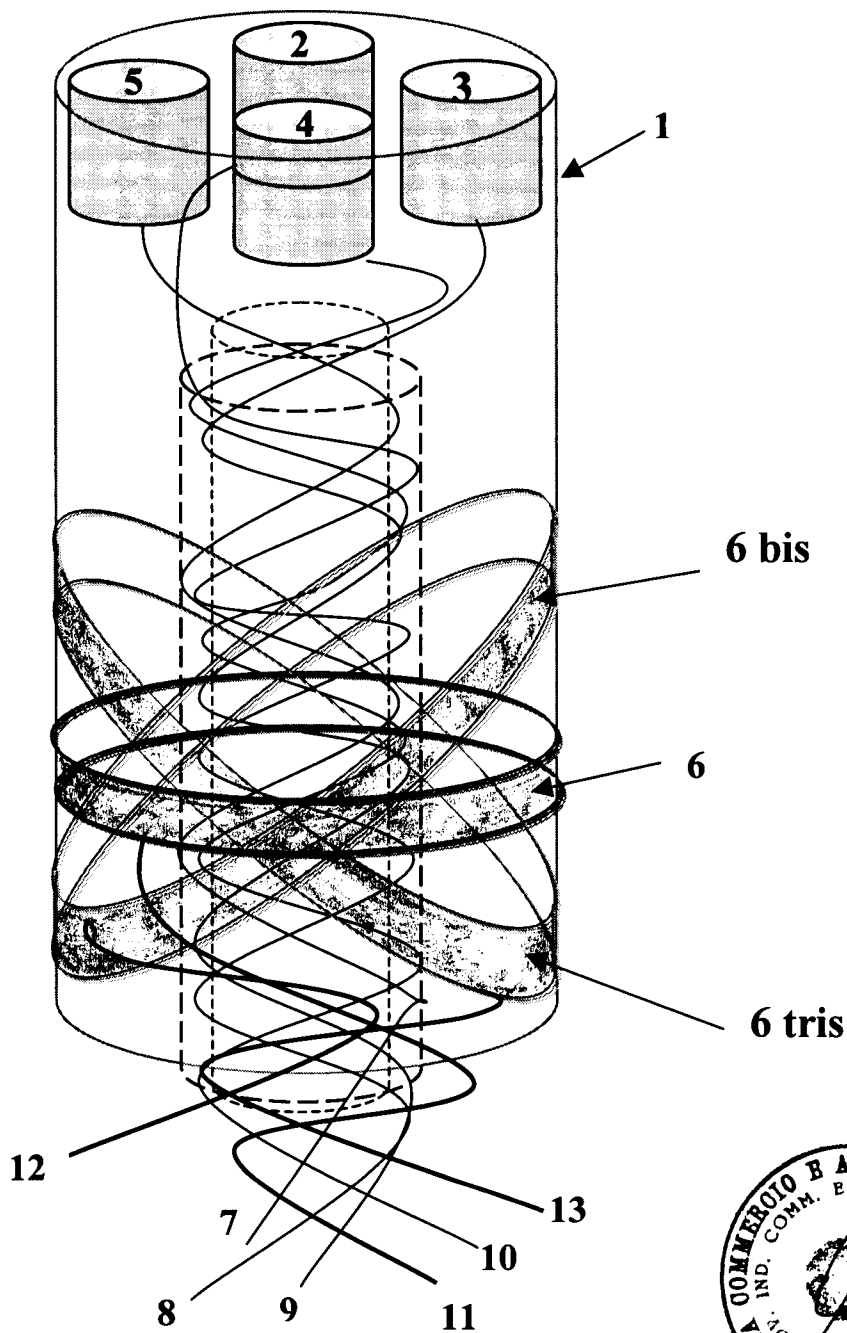


FIG 2

RECEIVED ENICI  
*[Handwritten signature]*

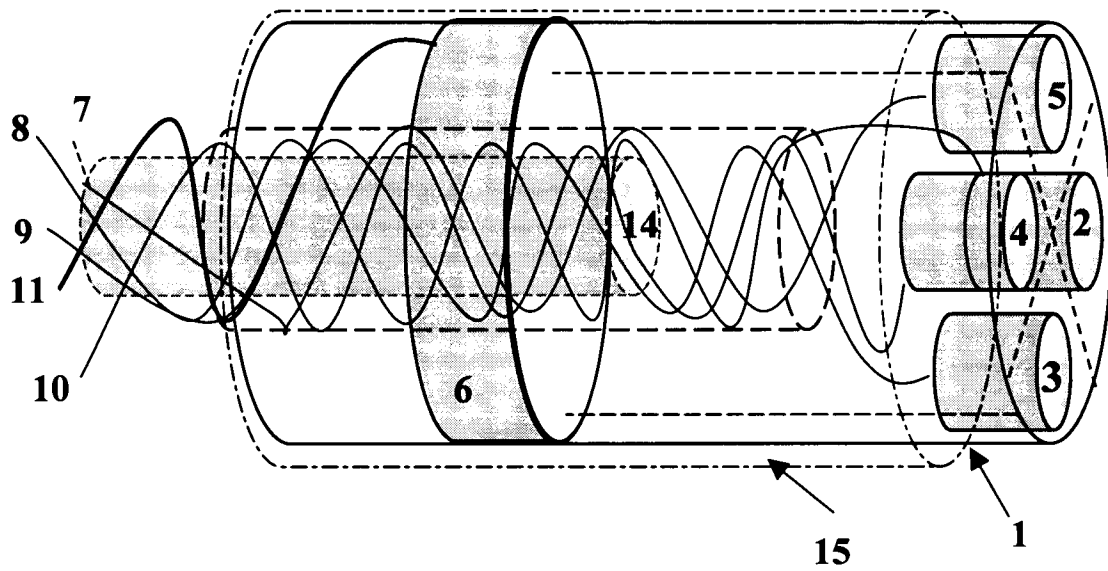


FIG 3 a

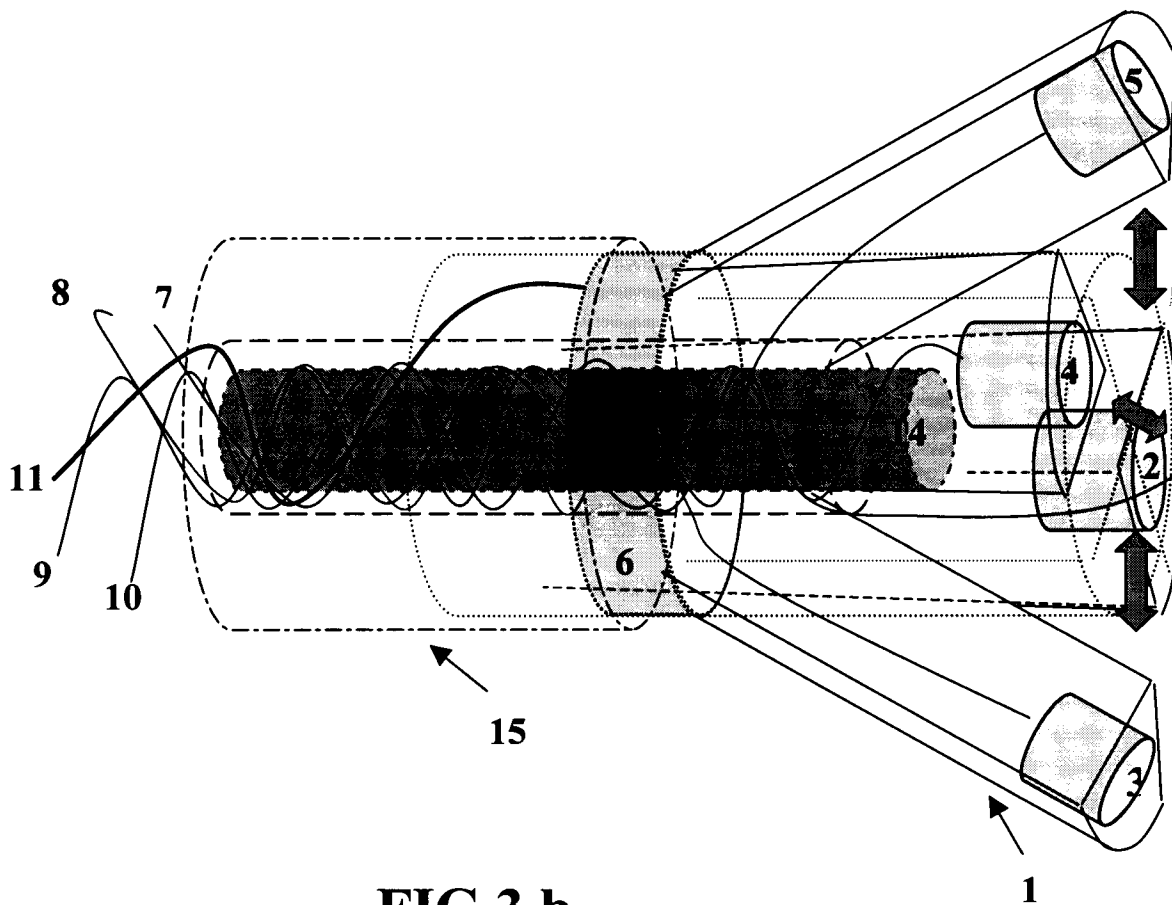


FIG 3 b



A handwritten signature in the bottom right corner of the page.

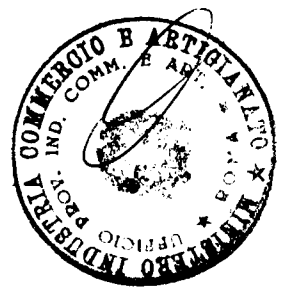
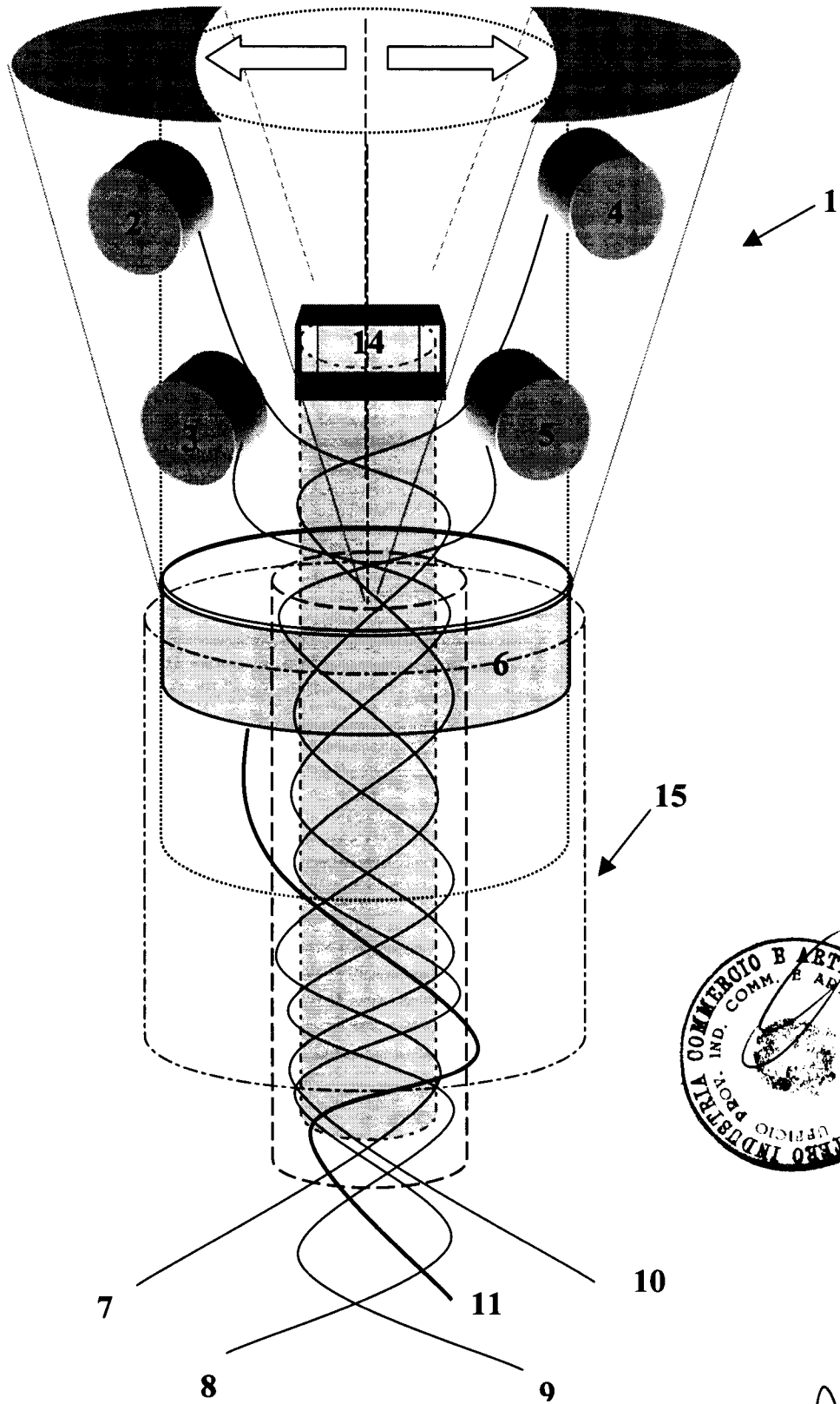
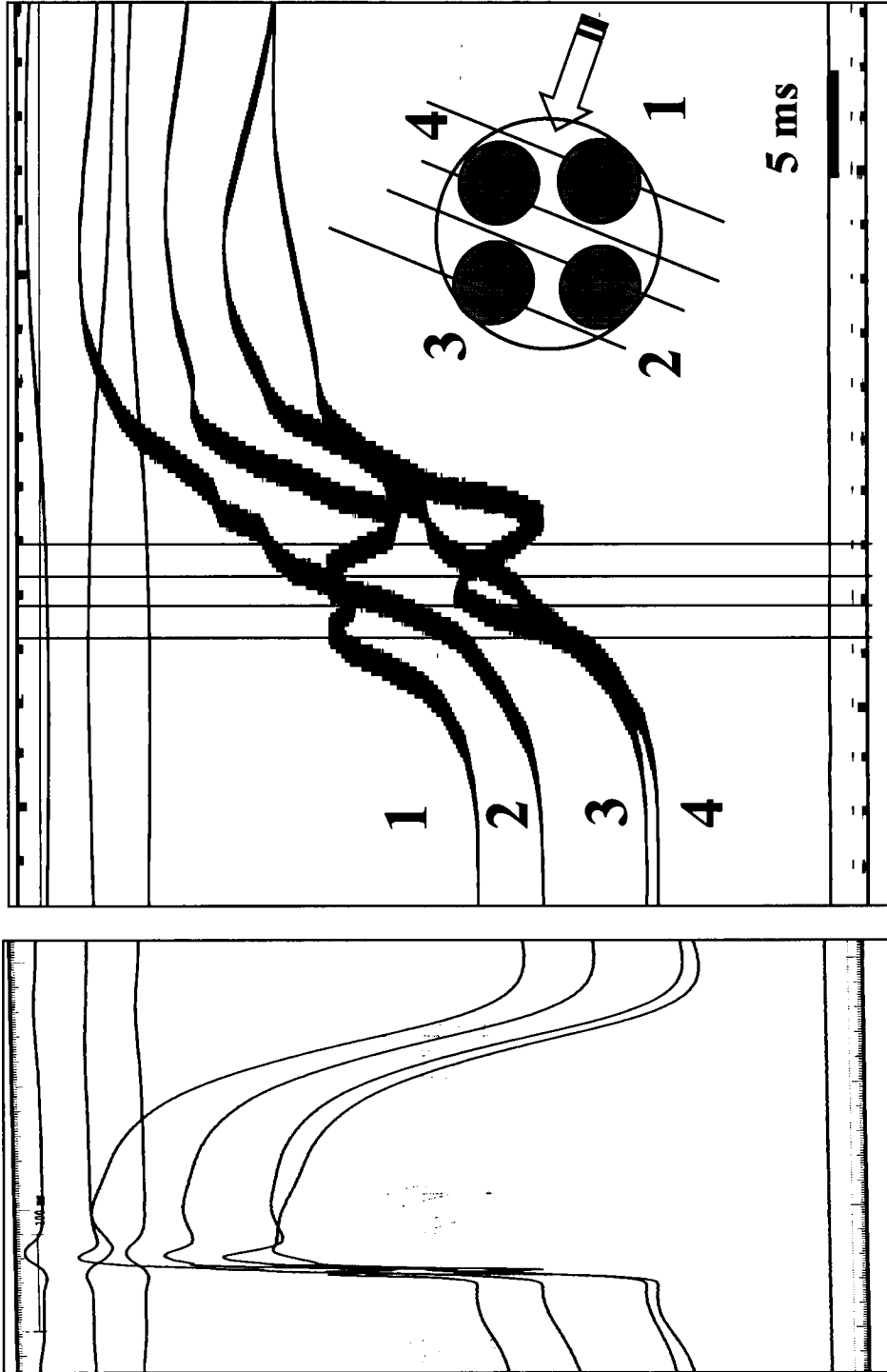


FIG 4

A handwritten signature in black ink, located in the bottom right corner of the page.



a

b

FIG 5



A handwritten signature or set of initials in black ink, located in the bottom right corner of the page.