



**PCT** WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM  
Internationales Büro  
INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE  
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

<p>(51) Internationale Patentklassifikation <sup>6</sup> : <b>A61B 17/39</b></p>	<b>A1</b>	<p>(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: <b>WO 97/21387</b></p> <p>(43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 19. Juni 1997 (19.06.97)</p>
<p>(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE96/00638</p> <p>(22) Internationales Anmeldedatum: 11. April 1996 (11.04.96)</p> <p>(30) Prioritätsdaten: 295 19 651.3 14. December 1995 (14.12.95) DE</p> <p>(71)(72) Anmelder und Erfinder: MUNTERMANN, Axel [DE/DE]; Sudetenstrasse 7-9, D-35583 Wetzlar (DE).</p> <p>(74) Anwalt: HERDEN, Andreas; Blumbach, Kramer &amp; Partner, Sonnenberger Strasse 100, D-65193 Wiesbaden (DE).</p>	<p>(81) Bestimmungsstaaten: AL, AM, AT, AU, AZ, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CZ, DE, DE (Gebrauchsmuster), DK, EE, ES, FI, GB, GE, HU, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, I,K, LR, LS, LT, LU, LV, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, TJ, TM, TR, TT, UA, UG, US, UZ, VN, ARIPO Patent (KE, LS, MW, SD, SZ, UG), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, ML, MR, NE, SN, TD, TG).</p> <p><b>Veröffentlicht</b> <i>Mit internationalem Recherchenbericht.</i></p>	

(54) Title: DEVICE FOR THE LINEAR HIGH-FREQUENCY CATHETER ABLATION OF ENDOMYOCARDIAL TISSUE

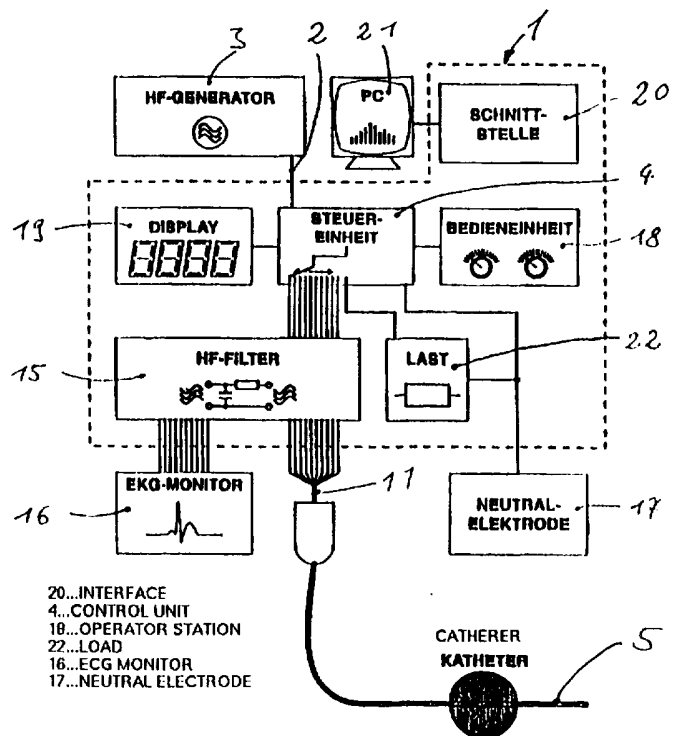
(54) Bezeichnung: VORRICHTUNG ZUR LINIENFÖRMIGEN HOCHFREQUENZ-KATHETERABLATION ENDOMYOKARDIALEN GEWEBES

(57) Abstract

The invention concerns a device for the high-frequency catheter ablation of endomyocardial tissue, said device comprising an ablation catheter and an associated connection to a high-frequency generator or high-frequency ablation apparatus. According to the invention, in order to facilitate catheter ablation and reduce the amount of time and treatment necessary therefor, a catheter arrangement comprising a plurality of electrodes is provided, wherein a plurality of electrodes can be controlled selectively in order to coagulate preferably endomyocardial tissue.

(57) Zusammenfassung

Damit bei einer Vorrichtung zur Hochfrequenz-Katheterablation endomyokardialen Gewebes mit einem Ablationskatheter und einem diesem zugeordneten Anschluß an einen Hochfrequenzgenerator oder ein Hochfrequenzablationsgerät die Katheterablation vereinfacht und der hierzu notwendige Zeit- und Behandlungsbedarf vermindert wird, ist eine mehrere Elektroden umfassende Katheter-Anordnung, bei welcher mehrere Elektroden selektiv ansteuerbar sind, um vorzugsweise endomyokardiales Gewebe zu koagulieren, vorgesehen.



**LEDIGLICH ZUR INFORMATION**

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

<b>AM</b>	Armenien	<b>GB</b>	Vereinigtes Königreich	<b>MX</b>	Mexiko
<b>AT</b>	Österreich	<b>GE</b>	Georgien	<b>NE</b>	Niger
<b>AU</b>	Australien	<b>GN</b>	Guinea	<b>NL</b>	Niederlande
<b>BB</b>	Barbados	<b>GR</b>	Griechenland	<b>NO</b>	Norwegen
<b>BE</b>	Belgien	<b>HU</b>	Ungarn	<b>NZ</b>	Neuseeland
<b>BF</b>	Burkina Faso	<b>IE</b>	Irland	<b>PL</b>	Polen
<b>BG</b>	Bulgarien	<b>IT</b>	Italien	<b>PT</b>	Portugal
<b>BJ</b>	Benin	<b>JP</b>	Japan	<b>RO</b>	Rumänien
<b>BR</b>	Brasilien	<b>KE</b>	Kenya	<b>RU</b>	Russische Föderation
<b>BY</b>	Belarus	<b>KG</b>	Kirgisistan	<b>SD</b>	Sudan
<b>CA</b>	Kanada	<b>KP</b>	Demokratische Volksrepublik Korea	<b>SE</b>	Schweden
<b>CF</b>	Zentrale Afrikanische Republik	<b>KR</b>	Republik Korea	<b>SG</b>	Singapur
<b>CG</b>	Kongo	<b>KZ</b>	Kasachstan	<b>SI</b>	Slowenien
<b>CH</b>	Schweiz	<b>LI</b>	Liechtenstein	<b>SK</b>	Slowakei
<b>CI</b>	Côte d'Ivoire	<b>LK</b>	Sri Lanka	<b>SN</b>	Senegal
<b>CM</b>	Kamerun	<b>LR</b>	Liberia	<b>SZ</b>	Swasiland
<b>CN</b>	China	<b>LK</b>	Litauen	<b>TD</b>	Tschad
<b>CS</b>	Tschechoslowakei	<b>LU</b>	Luxemburg	<b>TG</b>	Togo
<b>CZ</b>	Tschechische Republik	<b>LV</b>	Lettland	<b>TJ</b>	Tadschikistan
<b>DE</b>	Deutschland	<b>MC</b>	Monaco	<b>TT</b>	Trinidad und Tobago
<b>DK</b>	Dänemark	<b>MD</b>	Republik Moldau	<b>UA</b>	Ukraine
<b>EE</b>	Estland	<b>MG</b>	Madagaskar	<b>UG</b>	Uganda
<b>ES</b>	Spanien	<b>ML</b>	Mali	<b>US</b>	Vereinigte Staaten von Amerika
<b>FI</b>	Finnland	<b>MN</b>	Mongolei	<b>UZ</b>	Usbekistan
<b>FR</b>	Frankreich	<b>MR</b>	Mauretanien	<b>VN</b>	Vietnam
<b>GA</b>	Gabon	<b>MW</b>	Malawi		

Vorrichtung zur linienförmigen Hochfrequenz-  
Katheterablation endomyokardialen Gewebes

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Hochfrequenz- und insbesondere zur Radiofrequenz- und/oder Mikrowellen-Katheterablation endomyokardialen Gewebes sowie einen entsprechenden Ablationskatheter.

Zur Behandlung von Herzrhythmusstörungen, insbesondere von durch endomyokardialem Gewebe hervorgerufenen Störungen erwies sich das thermische Veröden von Rhythmusstörstellen in der Oberfläche des Herzmuskels als erfolgreich. Hierbei wurde ein Ablationskatheter kontrolliert in das Herz des Patienten eingeführt und mit einer im wesentlichen punktförmigen Elektrode in der Oberfläche des Muskels, somit im Bereich des für die Reizleitung verantwortlichen Gewebes eine lokale Koagulation durchgeführt. Üblicherweise wurde hierbei durch einen Hochfrequenzgenerator mit Frequenzen von 300 kHz bis 700 kHz eine Koagulationsnarbe bis zu einer Tiefe von 3 bis 5 mm erzeugt. Nachteilig ist diesem Verfahren jedoch, daß zur Durchführung einer Behandlung der Ablationskatheter mehrere Male im Bereich der Behandlungsstelle neu zu plazieren ist und sich somit der Behandlungsvorgang zeitaufwendig und arbeitsintensiv gestaltet.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, die Katheterablation endomyokardialen Gewebes zu vereinfachen und den hierzu notwendigen Zeit- und Behandlungsbedarf zu vermindern.

In überraschend einfacher Weise wird diese Aufgabe bereits durch eine Hochfrequenz-Katheterablationsvorrichtung gemäß Anspruch 1 sowie einen Hochfrequenz-Ablationskatheter gemäß Anspruch 10 gelöst.

Durch den Einsatz von mehrere Elektroden umfassenden Kathetern mit selektiv ansteuerbaren Elektroden kann erstmalig eine linienförmige Ablation in der Oberfläche des Herzmuskels bei einer einmaligen Anwendung durchgeführt werden.

Durch die linienförmige Anordnung der Elektroden kann darüber hinaus sichergestellt werden, daß eine bereichsweise und nicht nur punktförmige Unterbrechung der Reizleitung erhalten wird und somit die Wirkung von Störstellen sicherer als bei den bisherigen Behandlungsverfahren ausgeschlossen werden kann. Durch die kürzere Behandlungszeit vermindert sich die Belastung des Patienten wesentlich, welchem insbesondere bei Risikopatienten starke Bedeutung zukommt und die erfindungsgemäße Vorrichtung zur intensivmedizinischen und stationären Notfallbehandlung geeignet macht.

Als vorteilhaft hat es sich erwiesen, Hochfrequenzgeneratoren mit Leistungen von bis zu 200 Watt und mehr oder handelsübliche Hochfrequenz-Ablationsgeräte zusammen mit den erfindungsgemäßen Vorrichtungen zu verwenden. Die Erfindung ist jedoch nicht auf festgelegte Leistungen des verwendeten Hochfrequenz-Ablationsgerät beschränkt und kann im wesentlichen mit jedem Hochfrequenz-Ablationsgerät verwendet werden.

Werden den Elektroden jeweils einige thermische Sensoren zugeordnet, mit welchen die Betriebstemperaturen der Elektroden erfaßbar sind, kann im Zusammenwirken mit einer Steuereinheit eine gezielte und dosierte linienförmige Koagulation erfolgen. Hierzu wird die Betriebstemperatur der jeweiligen Elektrode erfaßt und durch die Steuereinheit in deren zeitlichem Verlauf und absoluten Höhe eingestellt bzw. geregelt. Die erfindungsgemäße Vorrichtung kann im wesentlichen in drei verschiedenen Betriebszuständen vorteilhaft betrieben werden.

Dies sind der unregelte, der teilgeregelt und der vollständig geregelte Betriebszustand. Im unregulierten Betriebszustand wird die Radiofrequenzenergie während fest vorgebbaren Zeitintervallen, vorzugsweise jeweils 10 ms an die jeweilige Elektrode des aktiven Katheterabschnittes angelegt.

Für diesen Betriebszustand lassen sich sehr dünne und sehr elastische Katheter verwenden, da hierbei auf thermische Sensoren verzichtet werden kann und folglich die Zuleitungen zu diesen entfallen. Die hierbei verwendeten Katheter sind darüberhinaus kostengünstig und können unter Überwachung mit einem EKG-Gerät mit an sich bekannten und einstellbaren Betriebsparametern eingesetzt werden.

Im teilgeregelten Betriebszustand wird zwar die Temperatur der Elektroden erfasst, jedoch wird ein Temperatursensor jeweils für mehr als eine Elektrode verwendet. Bei bevorzugten Ausführungsformen der erfindungsgemäßen Vorrichtung wird jeweils ein Temperatursensor für entweder alle oder für jeweils zwei oder drei Ablationselektroden verwendet. Hierdurch läßt sich ein noch sehr elastischer Katheter mit gutem Regelverhalten verwirklichen.

Im vollständig geregelten Betriebszustand kann durch Verwendung jeweils eines Temperatursensors für jede Ablationselektrode auch unter kritischsten Gegebenheiten, etwa bei schwieriger Ankopplung an das zu behandelnde Gewebe stets die optimale Behandlungstemperatur bzw. die optimale Energieabgabe entlang des gesamten aktiven Katheterabschnitts erzielt werden.

Darüberhinaus kann die Messung der Impedanz der Katheterelektroden gegenüber einer am Patienten angeordneten indifferenten Elektrode Aufschluß über die richtige Lage des aktiven Katheterabschnitts relativ zu dem zu behandelnden Gewebe geben.

Es liegt ferner auch im Rahmen der Erfindung, anstelle eines im Radiofrequenzbereich emittierenden Hochfrequenzgenerators ein im Mikrowellenbereich arbeitendes Gerät zu verwenden.

Zum Durchführen eines lokalen Koagulationsvorgangs haben sich Temperaturen von zwischen etwa 40 bis etwa 80°C, vorzugsweise 45, 50, 55 und 60 °C, als wirksam erwiesen. Nach Erreichen dieser Temperatur kann die vom Hochfrequenzgenerator oder Hochfrequenz-Ablationsgerät zugeführte Energie vermindert

oder vorzugsweise der nächsten Elektrode oder einer Last, wie beispielsweise einem gekühlten Lastwiderstand, zugeführt werden.

Desweiteren kann in ebenfalls vorteilhafter Weise die Hochfrequenzenergie den Elektroden moduliert in Form fester Impulse mit sich ändernder Häufigkeit zugeführt werden. Hierbei hat es sich als vorteilhaft erwiesen, die Temperatur anfänglich entlang einer vorgebbaren zeitlich ansteigenden Bezugskurve zu erhöhen, wobei durch einen Ist-/Sollwertvergleich der Bezugskurve mit dem momentanen Temperaturwert der Elektrode festgestellt wird, ob der Elektrode Energie in diesem oder in einem späteren Zyklus zugeführt werden soll. Hierdurch wird ein thermisches Überschießen über den Sollwert und damit einhergehende Patientenbeeinträchtigungen mit hoher Sicherheit ausgeschlossen.

Durch die Abführung der vom Generator gelieferten, jedoch momentan nicht benötigten Leistung an eine Last wird der Generator vor hohen Lastschwankungen bewahrt und kann seine Leistung unabhängig von äußeren Störungen gleichmäßiger zur Verfügung stellen.

Als besonders zweckmäßig erwiesen sich Elektroden, die entlang einer ununterbrochenen Linie mit einer Länge von bis zu etwa 7 cm jeweils durch Isolationsbereiche voneinander getrennt, vorzugsweise am Ende des Ablationskatheters angeordnet waren.

Die Behandlung wird weiterhin unterstützt und deren Sicherheit gefördert, wenn im teilgeregelten oder vollständig geregelten Betriebszustand die Temperatur einer jeweiligen Elektrode und die Zeitdauer der Energieabgabe an diese Elektrode an einer Anzeigeeinrichtung dargestellt wird.

Die Verbindung einer oder mehrerer Elektroden mit einem EKG-Monitor macht die lokale Herztätigkeit vor, während und nach der Behandlung erfaßbar und anzeigbar und liefert dem behandelnden Arzt somit sofortige Aussagen über deren Erfolg.

In zweckmäßiger Weise ist an einem Bedienfeld die Anzahl der zur Ablation benötigten Elektroden, deren Soll-

Temperatur, zeitliche Energiezufuhr und/oder deren jeweiliger Betriebszustand einstellbar.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand bevorzugter Ausführungsformen und unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen im einzelnen beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 eine schematische Darstellung der Vorrichtung zur linienförmigen Hochfrequenz-, insbesondere Radiofrequenz-Katheterablation,

Fig. 2 eine vergrößerte Darstellung des Ablationskatheters mit jeweiligen, durch Isolationsbereiche voneinander getrennten Elektroden und

Fig. 3 eine vergrößerte Darstellung einer weiteren Ausführungsform des Ablationskatheters mit jeweiligen, durch Isolationsbereiche voneinander getrennten Elektroden und mit Lichtleitern.

Nachfolgend wird auf Fig. 1 Bezug genommen, in welcher die im ganzen mit 1 bezeichnete Vorrichtung 2 in einer schematischen Blockdarstellung gezeigt ist.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung 1 umfaßt einen Anschluß 2 an einem Hochfrequenzgenerator 3. Anstelle des Hochfrequenzgenerators 3 ist jedoch alternativ ebenfalls ein handelsübliches Hochfrequenz-Ablationsgerät 3 oder ein Mikrowellengenerator 3 verwendbar.

Der Frequenzbereich der Geräte 3 sollte im Falle der Radiofrequenz-Katheterablation von etwa 300 bis etwa 750 kHz oder höher reichen, und es sind Leistungen von weniger als 50 W, 120 W, 150 W, 200 W oder mehr verwendbar. Die Steuereinheit 4 verbindet den Katheter 5 auf die nachfolgend detaillierter beschriebene Weise mit dem HF-Generator 3 oder dem Hochfrequenz-Ablationsgerät 3.

Der Katheter 5 umfaßt, wie in Fig. 2 detaillierter dargestellt ist, mehrere selektiv ansteuerbare Elektroden 6, 7 und 8, die durch Isolationsbereiche 9 und 10 voneinander

elektrisch isoliert, jedoch mechanisch flexibel gehalten sind. Über Leitungen 11 sind bei Kathetern 1 für den vollständig geregelten Betriebszustand jeweils den Elektroden 6, 7 und 8 zugeordnete thermische Sensoren 12, 13 und 14 sowie die Elektroden 6, 7 und 8 mit der Steuereinheit 4 elektrisch verbunden.

Bei den in den Figuren nicht dargestellten Kathetern für den teilgeregelten Betriebszustand sind jeweils weniger thermische Sensoren 12, 13, und 14 als Elektroden 6, 7 und 8 vorhanden. Besonders bevorzugte Ausführungsformen dieses Kathetertyps weisen nur einen einzigen oder jeweils einen thermischen Sensor 12, 13, 14 für jeweils zwei oder drei Elektroden auf.

Bei dem in den Figuren nicht dargestellten Katheter für den nichtgeregelten Betriebszustand sind vorzugsweise keine thermischen Sensoren vorgesehen, obwohl auch die Katheter für den teilgeregelten Betrieb und den vollständig geregelten Betrieb ungeregelt betreibbar sind.

Ein HF-Filter 15 verbindet einen vorzugsweise extern angeordneten unipolaren oder bipolaren EKG-Monitor 16 je nach Ausführung der erfindungsgemäßen Vorrichtung entweder mit einer der Elektroden 6, 7 oder 8, verbindet die erfindungsgemäße Vorrichtung mit ausgewählten Elektroden oder mit allen der Elektroden des Katheters 5, um so vor, zwischen, während und nach einzelnen Koagulationsvorgängen oder nach der Behandlung lokale Aussagen über die Herztätigkeit und somit auch über das Reizleitungsverhalten zu gestatten. Eine neutrale, am Patienten gut leitfähig angeordnete Bezugs- oder Neutral-Elektrode 17, die auch als indifferente Elektrode bezeichnet wird, legt hierbei ein elektrisches Bezugspotential für die erfindungsgemäße Vorrichtung 1 fest.

In weiterer und alternativer erfindungsgemäßer Ausgestaltung wird die Impedanz der Elektroden 6, 7, 8 in Bezug auf die Elektrode 17 als Maß für den Gewebekontakt erfasst, angezeigt und/oder zeitlich zugeordnet gespeichert. Dem behandelnden Arzt wird somit die Möglichkeit geboten, die korrekte Durchführung der Behandlung zu dokumentieren, oder



zur Übung, beispielsweise im Tierversuch durchgeführte Behandlungsabläufe zu erfassen, auszuwerten und zu optimieren.

Ferner umfaßt die Vorrichtung 1 eine Bedieneinheit 18, mit welcher über ein Tastenfeld und/oder Pegel- oder Stellelemente die Betriebsparameter einstellbar sind. An einer Anzeigeeinrichtung 19, die ein oder mehrere numerische Anzeigefelder oder einen Anzeigeschirm aufweist, werden, vorzugsweise den jeweiligen Sensoren zugeordnet, die momentane Betriebstemperatur und der zeitliche Verlauf bzw. die Zeitdauer der Zuführung von Hochfrequenzenergie angezeigt. Alternativ oder ergänzend werden entsprechende Balkendiagramme auf einem durch eine Schnittstelle 20 mit der Vorrichtung 1 verbundenen Personalcomputer 21 angezeigt. Mittels geeigneter Programme können die Behandlungsparameter auf einem Speichermedium abgelegt sowie später wieder zurückgewonnen werden.

Beispielhaft sei nachfolgend der Funktionsablauf der erfindungsgemäßen Vorrichtung 1 sowie ein Behandlungsablauf dargestellt.

Mittels der Bedieneinheit 18 und/oder dem Personal-Computer 21 lassen sich die behandlungsnotwendigen Betriebsparameter, wie beispielsweise Anzahl und Nummer der jeweils angesteuerten Elektroden, zeitliche Dauer der Ansteuerung und/oder Grenztemperatur eingeben.

Während des Behandlungsablaufs werden bei in das Herz des Patienten eingeführtem Katheter 5 durch die Steuereinheit 4 angesteuert selektiv die Elektroden 6, 7 und 8 mit Hochfrequenzenergie versorgt. Hierbei wird die momentane Temperatur je nach Betriebszustand der Vorrichtung durch die thermischen Sensoren 12, 13 und 14 teilweise, vollständig oder nicht erfaßt und gegebenenfalls der Steuereinheit 4 zugeführt. Die thermischen Sensoren können Thermistoren, Thermokappen, Thermokoppler und/oder Pelletier-Elemente sowie sonstige für medizinische Anwendungen geeignete Sensoren umfassen.

Bei einer Temperatur in einem Temperaturbereich von zwischen etwa 40 bis etwa 80°C, vorzugsweise bei 45, 50, 55 oder 60°C, werden im Herzen lokale Koagulationsnarben mit

einer Tiefe von etwa 3 bis 5 mm erzeugt, wobei die Herzfunktion am EKG-Monitor 16 überwacht werden kann und alternativ die Impedanz einiger ausgewählter oder aller Elektroden 6, 7 und 8 angezeigt und aufgezeichnet werden kann.

Während Zeiten, innerhalb welcher keine der Elektroden 6, 7 und 8 oder nur ausgewählte Elektroden angesteuert werden, kann der HF-Generator 3 oder das handelsübliche Hochfrequenz-Ablationsgerät 3 mit einer Last 22, die vorzugsweise einen gekühlten Widerstand umfaßt, verbunden werden, um das Gerät 3 in einem stabilen, eingeschwungenen Zustand betreiben zu können, so daß Leistungsschwankungen vermieden werden. Hierbei entspricht der Wert der Lastimpedanz in etwa der Impedanz des zu behandelnden Gewebes und wird das Umschalten sowohl zu den Elektroden 6, 7 und 8 als auch zur Last 22 symmetrisch zum Bezugspotential der indifferenten Elektrode vorzugsweise mit Leistungs-FET's durchgeführt.

In weiterer, in Figur 3 dargestellter Ausgestaltung der Erfindung umfasst der Katheter 5 einen oder mehrere Lichtleiter 23, der oder die jeweils im aktiven Katheterbereich linienförmig Licht emittieren. Um eine definierte Lichtenergieabgabe in das Gewebe zu erreichen ist der oder sind die Lichtleiter 23 am Außen- oder Innenumfang des Katheters 5 angeordnet und gestatten unter Auswertung der simultan erfassten Impedanzwerte die thermische Koagulation mittels lichtfrequenter Energie. Der Lichtleiter kann entweder ein sich über die gesamte aktive Katheterlänge erstreckendes Austrittsfenster aufweisen oder es können verschiedene Austrittsfenster mehrerer Lichtleiter ähnlich wie die Elektroden 6, 7 oder 8 angeordnet sein, um eine bereichsweise Steuerung zu ermöglichen. Um stets einen sicheren Kontakt zum Gewebe zu erreichen, können mehrere sich in Längsrichtung parallele zum Katheters erstreckende Lichtleiter an dessen Außen- oder Innenumfang angeordnet sein.

Der fortschreitende Behandlungserfolg ist mit dem EKG-Monitor 16 sowie durch beliebige weitere, für Fachleute auf dem Gebiet bekannte Überwachungs- oder Anzeigegeräte feststellbar und kann den behandelnden Arzt sicher leiten. Mit

der erfindungsgemäßen Vorrichtung können in vorteilhafter Weise bereits vorhandene Behandlungsgeräte, wie beispielsweise HF-Generatoren 3, Hochfrequenz- Ablationsgeräte 3, EKG-Monitore 16 oder bei der letztgenannten Ausführungsform vorhandene Lasergeräte zusammen mit dem erfindungsgemäßen Katheter 5 eingesetzt und können übermäßig hohe Anschaffungskosten vermieden werden.

Die Elektroden 6, 7 und/oder 8 können weiterhin mit einem Gerät zur bipolaren oder unipolaren elektrischen Stimulation des Herzmuskels verbunden werden und auf diese Weise durch Stimulation des Herzens zur Erfassung der Erfolge des Behandlungsverlaufs beitragen.

Darüber hinaus ist die Erfindung nicht auf die vorteilhafte aktive Katheterlänge von etwa 7 cm bei einer Elektrodengröße von 4 mm und einer Isolationsbereichgröße von 3 mm beschränkt. An die jeweiligen Behandlungsaufgaben angepaßte, abweichende Größen sind für den Fachmann einfach zu verwirklichen oder können durch Auswahl der Anzahl der benutzten Elektroden 6, 7 oder 8 eingestellt werden. Auch die dargestellten Anzeige- und Datenaufzeichnungs- sowie -wiedergabegeräte sind lediglich beispielhaft, da prinzipiell beliebige bildgebende sowie speichernde Einrichtungen verwendbar sind.

Ansprüche

1. Vorrichtung zur Hochfrequenz-Katheterablation endomyokardialen Gewebes umfassend einen Ablationskatheter (5) und einen diesem zugeordneten Anschluß (2, 11) an einen Hochfrequenzgenerator (3) oder ein Hochfrequenzablationsgerät (3), gekennzeichnet durch eine mehrere Elektroden (6, 7, 8) umfassende Katheter-Anordnung (5), bei welcher mehrere Elektroden (6, 7, 8) selektiv ansteuerbar sind, um vorzugsweise endomyokardiales Gewebe zu koagulieren.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, ferner dadurch gekennzeichnet, daß den Elektroden (6, 7, 8) jeweils thermische Sensoren (12, 13, 14) zugeordnet sind, mit welchen je nach Betriebszustand die Betriebstemperatur des jeweiligen Sensors (12, 13, 14) oder von mehreren Sensoren (12, 13, 14) erfaßbar und in Zusammenwirken mit einer Steuereinheit (4) in deren zeitlichem Verlauf und deren absoluter Höhe einstellbar ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden (6, 7, 8) für das Durchführen eines lokalen Koagulationsvorgangs jeweils eine in einem Bereich von zwischen 40 bis 80 Grad Celsius, vorzugsweise bei 45, 50, 55 oder 60 Grad Celsius liegende, festlegbare Endtemperatur erreichen.
4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß den Elektroden (6, 7, 8) zyklisch oder statistisch Energie zugeführt wird und nach Erreichen der Endtemperatur die Energie vom Hochfrequenzgenerator (3) oder Hochfrequenzablations- gerät (3) durch die Steuereinheit (4) vermindert oder vorzugsweise der nächsten Elektrode (6, 7, 8) zugeführt wird.

5. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß den Elektroden (6, 7, 8) Energie in Form von elektromagnetischen Impulsen mit fester oder variabler Länge und/oder fester oder variabler Wiederholungsrate, zugeführt wird.
6. Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die vom Hochfrequenzgenerator (3) oder vom Hochfrequenzablationsgerät (3) gelieferte, jedoch momentan nicht benötigte Leistung an eine Last (22), insbesondere an einen oder mehrere Widerstände, die jeweils gekühlt werden, abgeleitet wird.
7. Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden (6, 7, 8) entlang einer ununterbrochenen Linie mit einer Länge von bis zu etwa 1 cm jeweils durch Isolationsbereiche (9, 10) voneinander getrennt, vorzugsweise am Ende des Ablationskatheters (5) angeordnet sind.
8. Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Temperatur einer jeweiligen Elektrode (6, 7, 8) und die Zeitdauer der Energieabgabe an diese Elektrode (6, 7, 8) an zumindest einer Anzeigeeinrichtung (19, 21) darstellbar sind,
9. Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß mittels einer Verbindung (11) von einer oder mehreren Elektroden (6, 7, 8) zu einem EKG-Monitor (16) die lokale Herztätigkeit vor, zwischen, während und nach der Behandlung erfaßbar und anzeigbar ist.
10. Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß an einem Bedienfeld (18) die Anzahl der zur Ablation benötigten Elektroden (6, 7, 8), deren Solltemperatur und/oder zeitliche Energiezufuhr und/oder

der Betriebszustand einstellbar ist.

11. Hochfrequenz-Ablationskatheter, gekennzeichnet durch mehrere durch Isolationsbereiche (9, 10) voneinander getrennte Elektroden (6, 7, 8).
12. Hochfrequenz-Ablationskatheter nach Anspruch 11, ferner gekennzeichnet durch thermische Sensoren (12, 13, 14) und, insbesondere durch die Verbindung (11) einer oder mehrerer Elektroden (6, 7, 8) zu einem EKG-Monitor (16).
13. Hochfrequenz-Ablationskatheter nach Anspruch 11 oder 12, ferner gekennzeichnet durch einen Lichtleiter mit linienförmigen Emissionszentren.

Fig. 1

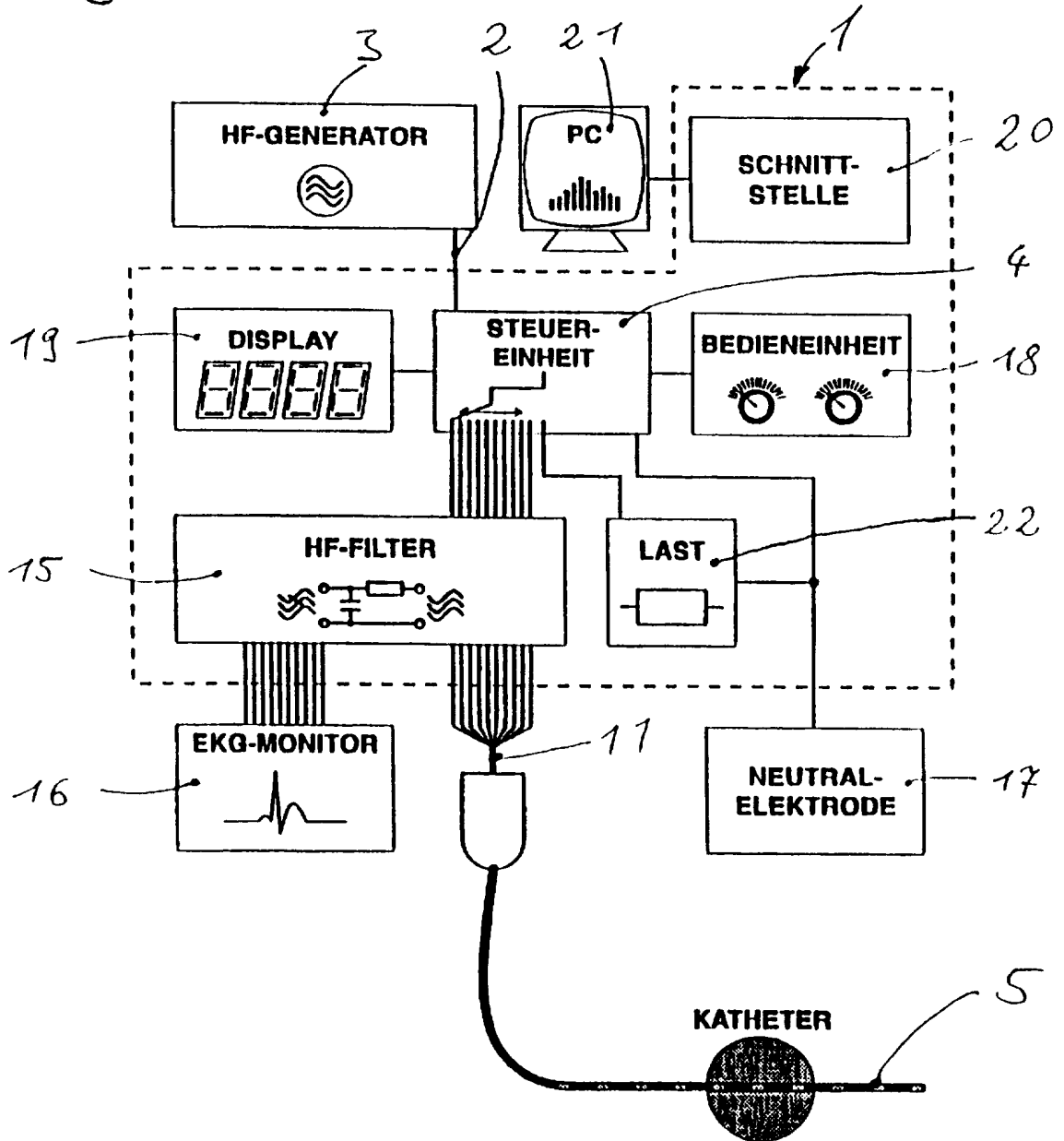


Fig 2

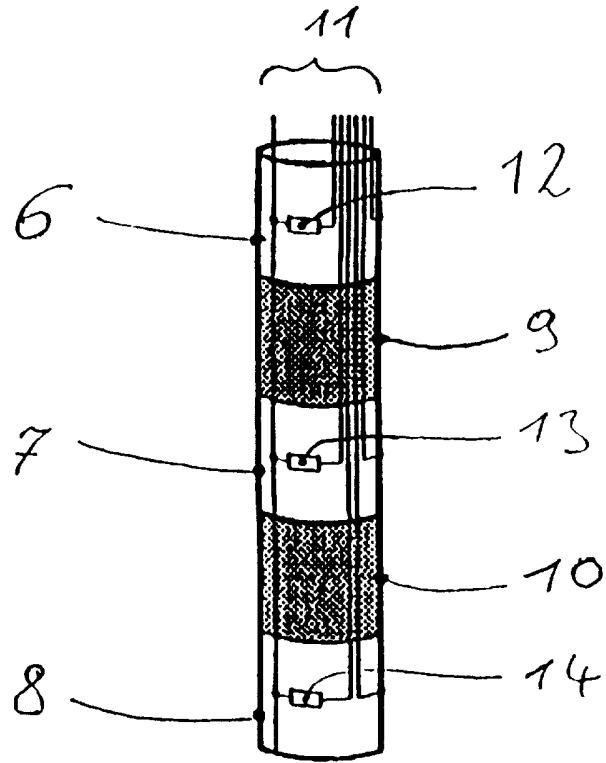
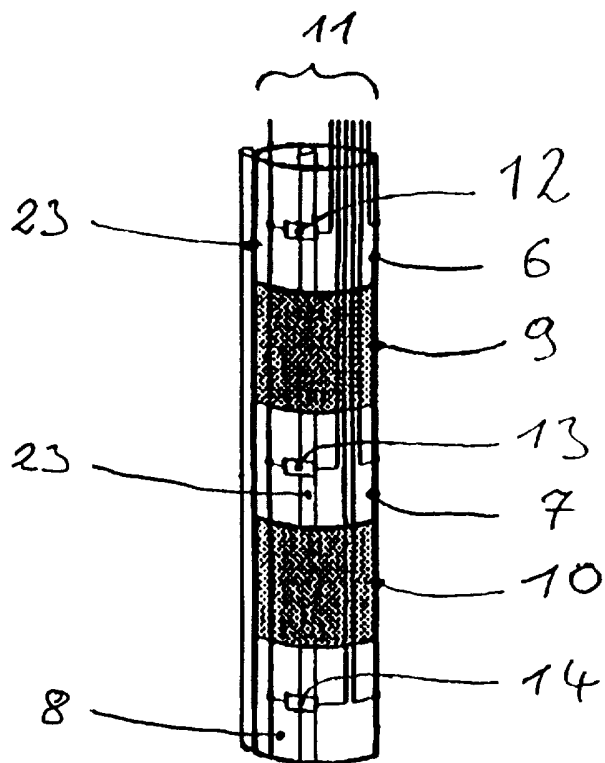




Fig 3



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/DE 96/00638

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
IPC 6 A61B17/39

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 6 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO,A,93 08755 (EP TECHNOLOGIES) 13 May 1993 see the whole document ---	1-3,8
X	EP,A,0 499 491 (CARDIAC PATHWAYS) 19 August 1992 see abstract see column 12, line 50 - line 51 see column 10, line 17 - column 11, line 24 -----	1,4,7,9

Further documents are listed in the continuation of box C.

Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents :

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- \*&\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

1 August 1996

Date of mailing of the international search report

06.08.96

Name and mailing address of the ISA  
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax (+ 31-70) 340-3016

Authorized officer

Papone, F

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internat. Application No  
PCT/DE 96/00638

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO-A-9308755	13-05-93	AU-B- 3067292	07-06-93
		CA-A- 2106410	09-05-93
		EP-A- 0566725	27-10-93
		JP-T- 8503381	16-04-96
		US-A- 5456682	10-10-95
		US-A- 5383874	24-01-95
		-----	
EP-A-499491	19-08-92	US-A- 5156151	20-10-92
		AU-B- 662119	24-08-95
		AU-B- 1088992	20-08-92
		CA-A- 2061219	16-08-92
		JP-A- 7178113	18-07-95
		US-A- 5345936	13-09-94
		US-A- 5415166	16-05-95
		US-A- 5406946	18-04-95
		US-A- 5425364	20-06-95
		US-A- 5456254	10-10-95
		US-A- 5404638	11-04-95
		US-A- 5465717	14-11-95
		US-A- 5279299	18-01-94
US-A- 5228442	20-07-93		
-----			

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Intern. Aktenzeichen  
PCT/DE 96/00638

<b>A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES</b> IPK 6 A61B17/39		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK		
<b>B. RECHERCHIERTE GEBIETE</b> Recherchiertes Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) IPK 6 A61B		
Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)		
<b>C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN</b>		
Kategorie	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO,A,93 08755 (EP TECHNOLOGIES) 13.Mai 1993 siehe das ganze Dokument ---	1-3,8
X	EP,A,0 499 491 (CARDIAC PTHWAYS) 19.August 1992 siehe Zusammenfassung siehe Spalte 12, Zeile 50 - Zeile 51 siehe Spalte 10, Zeile 17 - Spalte 11, Zeile 24 -----	1,4,7,9
<input type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen		
<input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :		
*A* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist		
*E* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist		
*L* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)		
*O* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht		
*P* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist		
*T* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist		
*X* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden		
*Y* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist		
*&* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche  <h2 style="text-align: center;">1. August 1996</h2>	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts  <h2 style="text-align: center;">06.08.96</h2>	
Name und Postanschrift der Internationale Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+ 31-70) 340-3016	Bevollmächtigter Bediensteter  <h2 style="text-align: center;">Papone, F</h2>	

## INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Intern. Aktenzeichen

PCT/DE 96/00638

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO-A-9308755	13-05-93	AU-B- 3067292	07-06-93
		CA-A- 2106410	09-05-93
		EP-A- 0566725	27-10-93
		JP-T- 8503381	16-04-96
		US-A- 5456682	10-10-95
		US-A- 5383874	24-01-95
		-----	-----
EP-A-499491	19-08-92	US-A- 5156151	20-10-92
		AU-B- 662119	24-08-95
		AU-B- 1088992	20-08-92
		CA-A- 2061219	16-08-92
		JP-A- 7178113	18-07-95
		US-A- 5345936	13-09-94
		US-A- 5415166	16-05-95
		US-A- 5406946	18-04-95
		US-A- 5425364	20-06-95
		US-A- 5456254	10-10-95
		US-A- 5404638	11-04-95
		US-A- 5465717	14-11-95
		US-A- 5279299	18-01-94
		US-A- 5228442	20-07-93
-----	-----	-----	-----