



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 602 07 127 T2 2006.07.13

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 240 868 B1

(51) Int Cl.⁸: A61B 5/042 (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: 602 07 127.5

(96) Europäisches Aktenzeichen: 02 251 741.1

(96) Europäischer Anmeldetag: 12.03.2002

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 18.09.2002

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: 09.11.2005

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 13.07.2006

(30) Unionspriorität:
805093 13.03.2001 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,
LI, LU, MC, NL, PT, SE, TR

(73) Patentinhaber:
Biosense, Inc., New Brunswick, N.J., US

(72) Erfinder:
Govari, Assaf, Haifa 34400, IL

(74) Vertreter:
BOEHMERT & BOEHMERT, 28209 Bremen

(54) Bezeichnung: Vorrichtung zum Messen einer Mehrzahl von elektrischen Signalen vom Körper eines Patienten

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelebt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung**GEBIET DER ERFINDUNG**

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Messen einer Vielzahl elektrischer Signale von einer Elektrodenanordnung, vorzugsweise im Körper eines Patienten befindlich, und sie ist besonders geeignet zum Messen einer Vielzahl schwächer elektrischer Signale, die von einem Herzen eines Patienten bei Verwendung intrakardialer kontaktloser Elektroden ausgehen.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0002] Herzrhythmusstörungen, von denen die Kammer-tachykardie (KT) am häufigsten auftritt, sind eine der häufigsten Todesursachen. Bei der Mehrzahl der Patienten geht eine KT von einer 1 mm bis 2 mm großen Läsion aus, die sich dicht an der inneren Oberfläche der Herzkammer befindet. Eine der Behandlungen der KT umfaßt ein Abbilden der elektrischen Pfade des Herzens, um die Läsion zu orten, gefolgt von der Ablation des aktiven Ortes.

[0003] Die US-A-5,546,951 und, die WO 96/05768 offenbaren Verfahren für das Erfassen einer elektrischen Eigenschaft eines Herzgewebes, zum Beispiel einer lokalen Aktivierungszeit als eine Funktion der genauen Lage im Herzen. Die Daten werden gewonnen mit Hilfe eines oder mehr Katheter mit elektrischen Sensoren und Positionssensoren in deren distalen Spitzen, die in das Herz vorgeschnitten werden. Elektrische Signale werden im allgemeinen erhalten mit einer Elektrode, die sich an der Katheterdistalspitze befindet, nachdem festgestellt worden ist, daß sich die Spitze in stabilem und stetigem Kontakt mit dem Endokard befindet. Verfahren für das Erstellen einer Karte der elektrischen Aktivität des Herzens, die auf diesen Daten beruht, werden in der EP-A-0 974 936 und, der EP-A-1 070 480 offenbart. Wie bei diesen Anwendungen angegeben wird, werden der Ort und die elektrische Aktivität vorzugsweise anfänglich bei zirka 10 bis zirka 20 Punkten auf der inneren Oberfläche des Herzens gemessen. Diese Datenpunkte reichen dann im allgemeinen aus, um eine vorläufige Rekonstruktion oder Karte der Herzoberfläche mit zufriedenstellender Qualität zu erstellen. Die vorläufige Karte wird oft mit Daten kombiniert, die an zusätzlichen Punkten gewonnen werden, um eine umfassendere Karte der elektrischen Aktivität des Herzens zu erzeugen. In Kliniken ist es nicht ungewöhnlich, Daten an 100 oder mehr Orten zu sammeln, um eine detaillierte, umfassende Karte der elektrischen Aktivität der Herzkammer zu erstellen. Die erstellte detaillierte Karte kann dann als Grundlage für die Festlegung eines Behandlungsplanes, zum Beispiel einer Gewebeablation dienen, um die Ausbreitung der elektrischen Aktivität des Herzens zu ändern und den normalen Herzrhythmus wiederherzu-

stellen.

[0004] Katheter mit Positionssensoren können eingesetzt werden, um die Trajektorie von Punkten auf der Herzoberfläche zu bestimmen. Diese Trajektorien können genutzt werden, um Bewegungsmerkmale, wie zum Beispiel die Kontraktilität des Gewebes, abzuleiten. Wie in, der US-A-5,738,096 offenbart wird, können Karten, welche diese Bewegungsmerkmale darstellen, erstellt werden, wenn die Trajektorie-Informationen an einer ausreichenden Anzahl von Punkten im Herzen gesammelt werden.

[0005] Ein Nachteil des Abbilden einer Herzkammer mit einem Katheter, der nur eine einzige Distalspitzen-Elektrode enthält, ist der lange Zeitraum, der benötigt wird, um Daten auf einer Punkt-für-Punkt-Grundlage an der erforderlichen Anzahl von Punkten zu sammeln, die für eine detaillierte Karte der Kammer als Ganzes benötigt werden. Dementsprechend sind Katheter mit mehreren Elektroden entwickelt worden, um die elektrische Aktivität an mehreren Punkten in der Herzkammer gleichzeitig zu messen. Die Daten der elektrischen Aktivität des Herzens werden mit Kathetern mit mehreren Elektroden gewonnen, unter Verwendung von Kontaktverfahren sowie kontaktlosen Verfahren.

[0006] Die US-A-5,487,391, die auf Systeme und Verfahren für die Ableitung und Darstellung der Fortpflanzungsgeschwindigkeiten von elektrischen Vorgängen im Herzen gerichtet ist, veranschaulicht Kontaktverfahren des Standes der Technik. Bei dem System, das im Patent '391 offenbart wird, ist die elektrische Sonde eine dreidimensionale Vorrichtung, welche die Form eines Korbes aufweist. Bei dem im Patent '391 veranschaulichten Ausführungsform besteht der Korb aus 8 langen biegsamen Streifen, von denen jeder acht Elektroden trägt, d.h. die Sonde umfaßt insgesamt 64 Elektroden. Die Korbstruktur ist so gestaltet, daß, wenn sie zum Einsatz kommt, ihre Elektroden in engem Kontakt gegen die endokardiale Oberfläche gehalten werden. Ein Problem bei den Kathetern, die im '391 Patent offenbart werden, ist, daß ihre Herstellung sowohl schwierig als auch teuer ist. Die große Anzahl von Elektroden in solchen Kathetern stellt ebenfalls sehr hohe Anforderungen an das Untersystem der Datenaufzeichnung und -verarbeitung. Es gibt weitere Schwierigkeiten in Verbindung mit dem Einsatz und der Herausnahme dieser Katheter und eine erhöhte Gefahr der Blutgerinnung.

[0007] Die US-A-5,848,972 von Triedman et al. offenbart ein Verfahren für ein endokardiales Aktivierungs-Abilden unter Einsatz eines Katheters mit mehreren Elektroden. Bei dem Verfahren des '972 Patents wird ein Katheter mit mehreren Elektroden, vorzugsweise ein 50-Elektroden Webster-Jenkins™ Korbkatheter von Cordis-Webster aus Baldwin Park, CA in eine Herzkammer vorgeschnitten. Anteroposte-

riore (AP) und laterale Fluorogramme werden erhalten, um die Position und die Ausrichtung jeder der Elektroden zu bestimmen. Elektrogramme werden aufgezeichnet von jeder der Elektroden im Kontakt mit der Herzoberfläche relativ zu einer temporalen Referenz, wie zum Beispiel das Einsetzen der P-Welle im Sinusrhythmus, von einem EKG der Körperoberfläche. Interessanterweise unterscheiden Triedman et al. zwischen denjenigen Elektroden, die elektrische Aktivität aufzeichnen, und denjenigen, die dies auf Grund des Fehlens einer großen Nähe zur endokardialen Wand nicht tun. Nachdem die anfänglichen Elektrogramme aufgezeichnet worden sind, wird der Katheter erneut positioniert, und Fluorogramme und Elektrogramme werden erneut aufgezeichnet. Aus den oben genannten Informationen wird dann eine elektrische Karte erstellt.

[0008] Die US-A-4,649,924 von Taccardi offenbart ein Verfahren für die Feststellung von intrakardialen elektrischen Potentialfeldern. Das '924 Patent veranschaulicht die kontaktlosen Verfahren, die vorgeschlagen worden sind, um gleichzeitig eine große Menge von kardialen elektrischen Informationen zu erhalten. Beim Verfahren des '924 Patents weist ein Katheter, der einen distalen Endabschnitt hat, eine Reihe von Sensorelektroden auf, die über seine Oberfläche verteilt sind. Die Elektroden sind mit isolierten elektrischen Leitern für den Anschluß an eine Vorrichtung für das Erfassen und Verarbeiten von Signalen verbunden. Die Größe und die Form des distalen Endabschnitts des Katheters sind dergestalt, daß die Elektroden im wesentlichen von der Wand der Herzkammer weg beabstandet sind. Die Elektroden sind vorzugsweise verteilt auf einer Reihe von Umkreisen, die auf Ebenen liegen, die voneinander beabstandet sind und senkrecht zur Hauptachse des Endabschnitts des Katheters verlaufen. Zumindest zwei zusätzliche Elektroden werden benachbart an die Enden der Hauptachse des Endabschnitts bereitgestellt. Das '924 Patent offenbart ein einziges Ausführungsbeispiel, bei welchem der Katheter acht Elektroden umfaßt, die gleichwinklig auf jedem der vier Umkreise beabstandet sind. Somit umfaßt der Katheter bei jenem Ausführungsbeispiel 34 Elektroden (32 Umkreis- und zwei End-Elektroden). Es heißt, daß das Verfahren des '924 Patents die intrakardialen Potentialfelder bei nur einem einzigen Herzschlag feststellt.

[0009] Die WO 99/06112 von Rudy offenbart eine elektrophysiologisches kardiales Abbildungssystem und ein Verfahren auf der Grundlage eines kontaktlosen, nicht erweiterten Mehrfachelektroden-Katheters. Elektrogramme werden mit Kathetern erhalten, die zwischen 42 und 122 Elektroden aufweisen. Zusätzlich zu dem oben beschriebenen Problem der Komplexität der Mehrfachelektroden-Katheter erfordert das Rudy-Verfahren eine vorherige Kenntnis der relativen Geometrie der Sonde und des Endokards,

die mittels einer unabhängigen Bildgebungsmodalität, wie zum Beispiel transösophageale Echokardiographie, beschafft werden muß. Beim Rudy-Verfahren werden nach der unabhängigen Bildgebung kontaktlose Elektroden eingesetzt, um kardiale Oberflächenpotentiale zu messen und Karten aus diesen zu erstellen.

[0010] Die US-A-5,297,549 von Beatty et al. offenbart ein Verfahren und eine Vorrichtung für das Abbilden der elektrischen Potentialverteilung einer Herzkammer. Beim Beatty-Verfahren wird eine intrakardiale Mehrfachelektroden-Abbildungskatheter-Anordnung in das Herz eingeführt. Die Abbildungskatheteranordnung schließt eine Mehrfachelektrodenanordnung mit einer integralen Referenzelektrode ein oder vorzugsweise einen begleitenden Referenzkatheter. Beim Gebrauch werden die Elektroden in Form einer im wesentlichen sphärischen Anordnung eingesetzt. Die Elektrodenanordnung wird räumlich bezogen auf einen Punkt auf der endokardialen Oberfläche durch die Bezugselektrode oder den Bezugskatheter, die in Kontakt mit der endokardialen Oberfläche gebracht werden. Der bevorzugte Elektrodenanordnungs-katheter soll mindestens 24 einzelne Elektrodenplätze aufweisen.

[0011] Die US-A-5,311,866 von Kagan et al. offenbart eine Herzabbildungs-Katheteranordnung, einschließlich einer Elektrodenanordnung, die eine Anzahl von Elektrodenplätzen begrenzt. Die Abbildungs-Katheteranordnung umfaßt ebenfalls ein Lumen für die Aufnahme eines Referenzkatheters mit einer Distalspitzelektrodenanordnung, die verwendet werden kann, um eine Sondierung der Herzwand vorzunehmen. Bei der bevorzugten Gestaltungsform umfaßt der Mappingkatheter eine Litze isolierter Drähte, vorzugsweise mit 24 bis 64 Drähten in der Litze, von denen jeder genutzt wird, um Elektrodenplatze auszubilden. Es heißt, daß der Katheter problemlos in einem Herzen positionierbar ist, um Informationen zur elektrischen Aktivität von einem ersten Satz kontaktloser Elektrodenplätze und/oder von einem zweiten Satz von im Kontakt stehenden Elektrodenplätzen zu erhalten.

[0012] Die US-A-5,385,146 und die US-A-5,450,846 von Goldreyer offenbaren einen Katheter, von dem es heißt, daß er von Nutzen für das Abbilden elektrophysiologischer Aktivität innerhalb des Herzens ist. Der Katheterkörper weist eine distale Spitze auf, geeignet für die Abgabe eines stimulierenden Impulses für den Schritt des Herzens, oder eine Ablationselektrode für die Ablation von Gewebe in Kontakt mit der Spitze. Der Katheter umfaßt weiterhin zumindest ein Paar orthogonaler Elektroden. Die orthogonalen Elektroden sind paarweise mit Differentialverstärkern verbunden, um Differenzsignale zu erzeugen, von denen es heißt, daß sie indikativ für die lokale kardiale elektrische Aktivität benachbart an

den orthogonalen Elektroden sind.

[0013] Die US-A-5,662,108 von Budd et al. offenbart ein Verfahren für das Messen von elektrophysiologischen Daten in einer Herzkammer. Das Verfahren involviert zum Teil das Plazieren eines Satzes aktiver und passiver Elektroden in das Herz, die Zuführung von Strom zu den aktiven Elektroden für die Erzeugung eines elektrischen Feldes in der Herzkammer sowie das Messen des sich ergebenden elektrischen Feldes an den Orten der passiven Elektroden. Bei einer der offenbarten Ausführungsformen befinden sich die passiven Elektroden in einer Anordnung, die auf einem aufblasbaren Ballon eines Ballonkatheters positioniert ist. Bei bevorzugten Ausführungsformen soll die Anordnung zwischen 60 und 64 Elektroden aufweisen.

[0014] Die EP-A-1 125 549 offenbart eine neuartige Vorrichtung und ein Verfahren für die schnelle Erstellung einer elektrischen Karte einer Herzkammer. Bei einer Ausführungsform verwenden die Vorrichtung und das Verfahren der '549 Anmeldung einen Katheter einschließlich einer an der Katheterdistalspitze positionierten Kontaktelektrode und eine Anordnung von kontaktlosen Elektroden, die vorzugsweise zwischen zirka 12 bis zirka 32 Elektroden umfaßt, die proximal von der Katheterdistalspitze positioniert sind. Der Katheter schließt weiterhin zumindest einen und vorzugsweise zwei Lagesensoren ein. Der Katheter wird verwendet für die schnelle Erstellung einer elektrischen Karte des Herzens innerhalb von zumindest einem Herzzyklus, und er schließt vorzugsweise eine Validierung der kardialen Ablation und der Postablation ein.

[0015] Die US-A-4 911 174 offenbart ein Verfahren für die Identifizierung des Übergangs vom Atrium zum Ventrikel. Das Verfahren verwendet einen intrakardialen Katheter mit multiplen Elektroden auf diesem. Spannungen zwischen den benachbarten Elektroden-Paaren werden gemessen, und die sich ergebenden Wellenformen werden mit denen des distalsten Elektroden-Paars in Bezug auf Phasenverhältnis und Morphologie verglichen. Ein ausgeprägter Unterschied gibt den Übergang an.

[0016] Mehrfach-Elektroden-Verfahren zum Erlangen von elektrischen Herzsignalen bieten die Möglichkeit der Reduzierung der Zeit, die für die Erstellung einer elektrischen Karte benötigt wird, insbesondere bezogen auf Einpunktkontakt-Messungen. Ein Problem bei den kontaktlosen Verfahren besteht jedoch in der Schwäche des elektrischen Signals im Vergleich zu Kontaktmessungen, insbesondere, wenn die Elektroden sich weiter vom Endokard weg entfernen. Häufig ist die Stärke eines kontaktlosen Signals nur geringfügig größer als der Rauschpegel. Somit ist es oft schwierig, das elektrische Potential an benachbarten Elektroden genau abzugrenzen, und

dies hat negative Auswirkungen auf die Genauigkeit der mit solchen Messungen erstellten Karte des Herzens. Daher besteht die Notwendigkeit genauerer Messungen von schwachen elektrischen Signalen, insbesondere der Art und der Größenordnung, die bei kontaktlosen intrakardialen Messungen angetroffen werden.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0017] Eine Ausführungsform der Erfindung ist gerichtet auf eine Vorrichtung zum Messen einer Vielzahl elektrischer Signale von einer Elektrodenanordnung. Die erfindungsgemäße Vorrichtung umfaßt einen ersten Verstärker zum Messen einer Spannung, bezogen auf eine Referenzspannung oder auf Masse, an einer ersten Elektrode der Anordnung. Die Vorrichtung umfaßt weiterhin eine Kaskade von Differentialverstärkern, von denen jeder eine Spannungsdifferenz zwischen zwei aufeinander folgenden Elektroden der Anordnung mißt. Die Spannung, V_n , an der Elektrode n wird durch den Ausdruck

$$V_n = a_1 + \sum_{i=2}^n a_i ,$$

angegeben, wobei a_1 die Spannung an der ersten Elektrode ist, wie durch den ersten Verstärker gemessen, und jedes a_i eine Differentialspannung zwischen der Elektrode i und der Elektrode ($i - 1$) der Anordnung ist, wie durch die Differentialverstärker gemessen. Die Vorrichtung umfaßt weiterhin einen Rechenprozessor zum Berechnen der Spannungen an den Elektroden.

[0018] Eine weitere Ausführungsform der Erfindung ist gerichtet auf eine Vorrichtung zum Messen elektrischer Signale, die von einem Körper eines Patienten ausgehen. Die Vorrichtung umfaßt einen Katheter, auf welchem sich die Elektrodenanordnung befindet.

[0019] Bei einigen Ausführungsformen umfaßt die Katheter-Elektrodenanordnung zumindest eine Kontaktelektrode und eine Vielzahl von kontaktlosen Elektroden. Bei diesen Ausführungsformen wird der erste Verstärker vorzugsweise zum Messen des Signals an der Kontaktelektrode verwendet.

[0020] Bei einigen Ausführungsformen umfaßt der bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung verwendete Katheter des weiteren zumindest einen Positionssensor. Bei einigen Ausführungsformen umfaßt der Katheter einen ersten Positionssensor nahe der Katheterdistalspitze und einen zweiten Positionssensor nahe der Elektrodenanordnung. Der zumindest eine Positionssensor wird vorzugsweise ausgewählt aus akustischen Sensoren, magnetischen Sensoren, elektromagnetischen Sensoren oder Kombinationen derselben. Zumindest einer der Positionssensoren ist vorzugsweise ein elektromagnetischer Positionssen-

sor.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0021] Die vorliegende Erfindung wird anhand der nachfolgenden detaillierten Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen zusammen mit den Zeichnungen besser verstanden werden. Es zeigt:

[0022] [Fig. 1](#) eine schematische Zeichnung von ausgewählten Elementen eines kardialen Elektrophysiologie-Systems, welches die Vorrichtung der Erfindung umfaßt;

[0023] [Fig. 2](#) zusätzliche Elemente des kardialen Elektrophysiologie-Systems von [Fig. 1](#);

[0024] [Fig. 3A](#) eine Ausführungsform eines distalen Endes eines Katheters, welcher in einigen Ausführungsformen der erfindungsgemäßen Vorrichtung enthalten ist;

[0025] [Fig. 3B](#) eine weitere Ansicht des Katheters von [Fig. 3B](#);

[0026] [Fig. 3C](#) den Katheter von [Fig. 3A](#) und [Fig. 3B](#) im longitudinalen Querschnitt;

[0027] [Fig. 4](#) das distale Ende einer weiteren Ausführungsform eines Katheters, welcher in einigen Ausführungsformen der erfindungsgemäßen Vorrichtung eingeschlossen ist;

[0028] [Fig. 5](#) das distale Ende einer dritten Ausführungsform eines Katheters, welcher in einigen Ausführungsformen der erfindungsgemäßen Vorrichtung eingeschlossen ist; und

[0029] [Fig. 6](#) einen Signalverarbeitungskreis, von dem Bauteile in der erfindungsgemäßen Vorrichtung eingeschlossen sind.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER BEVOR-ZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0030] Bei einer Ausführungsform ist die erfindungsgemäße Vorrichtung auf das Messen einer Vielzahl elektrischer Signale von einer Elektrodenanordnung gerichtet. Bei bevorzugten Ausführungsformen befindet sich die Elektrodenanordnung auf einem Katheter und wird zum Messen elektrischer Signale verwendet, die vom Körper und insbesondere vom Herzen eines Patienten ausgehen.

[0031] Ein System für das Messen der elektrischen Aktivität in einem Herzen unter Verwendung einer kathetergestützten Elektrodenanordnung wird in [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) gezeigt. Das System, im allgemeinen mit 18 bezeichnet, wie am besten in [Fig. 1](#) gezeigt wird, umfaßt einen Katheter für diagnostisches Abbilden

und therapeutische Zuführung 20 für die Einführung in den menschlichen Körper und vorzugsweise in eine Kammer eines menschlichen Herzens 29 ([Fig. 2](#)). Der Katheter 20 schließt einen Katheterkörper 20a mit einem distalen Ende 22 ein. Das distale Ende 22 schließt eine Elektrode 24 an der Distalspitze 26 für das Kontaktieren mit dem Herzgewebe und das Messen von elektrischen Eigenschaften desselben ein. Die Elektrode 24 ist ebenfalls nützlich für das Aussenden von elektrischen Signalen an das Herz für diagnostische Zwecke, zum Beispiel für Schritt-Abilden und/oder für therapeutische Zwecke, zum Beispiel für die Ablation von defektem Herzgewebe. Das distale Ende 22 des Katheters 20 schließt weiterhin kontaktlose Elektroden 25 für das Messen elektrischer Fernfeld-Signale in der Herz-Kammer ein. Die kontaktlosen Elektroden 25 sind linear parallel zur longitudinalen Achse 47 ([Fig. 3A](#)) des distalen Endes 22 des Katheters angeordnet. Die Spitzenelektrode 24 umfaßt zusammen mit den kontaktlosen Elektroden 25 eine Elektrodenanordnung 23. Das distale Ende 22 des Katheters 20 schließt weiterhin zumindest einen Lagesensor 28 ein, welcher Signale erzeugt, die genutzt werden für die Feststellung der Position und der Ausrichtung des Katheters innerhalb des Körpers. Der Lagesensor 28 befindet sich vorzugsweise benachbart an die Distalspitze 26 des Katheters 20. Es gibt vorzugsweise ein festes Positions- und Ausrichtungsverhältnis des Lagesensors 28, der Spitze 26 und der Elektrode 24.

[0032] Der Katheter 20 schließt vorzugsweise eine Handhabe 30 ein, welche Steuerungen 32 für das Steuern des distalen Endes 22 des Katheters 20 in eine gewünschte Richtung einschließt, wie zum Beispiel das Auslenken des distalen Endes 22, oder dessen Positionierung und/oder Ausrichtung, wie gewünscht.

[0033] Das System 18, wie es in [Fig. 1](#) gezeigt wird, umfaßt weiterhin eine Konsole 34, die es dem Nutzer ermöglicht, die Funktionen des Katheters 20 zu beobachten und zu steuern. Die Konsole 34 schließt vorzugsweise einen Rechner 36 ein, der als Signalverarbeiter fungiert, die Tastatur 38, Signalverarbeitungskreise 40, die sich typischerweise innerhalb des Rechners 36 befinden, und einen Anzeige 42. Die Signalverarbeitungskreise 40 empfangen typischerweise Signale vom Katheter 20, verstärken, filtern und digitalisieren diese, einschließlich von Signalen, die vom Lagesensor 28, der Spitzenelektrode 24 und den kontaktlosen Elektroden 25 erzeugt werden, woraufhin diese digitalisierten Signale vom Rechner 36 genutzt werden, um die Position und/oder die Ausrichtung des Katheters sowie die elektrischen Merkmale der Herzkammer zu berechnen. Alternativ kann eine geeignete Schaltungsanordnung mit dem Katheter 20 selbst so assoziiert sein, daß der Rechner 36 Signale empfängt, die bereits verstärkt, gefiltert und/oder digitalisiert worden sind.

[0034] Der Katheter **20** ist mit dem Rechner **36** über ein Verlängerungskabel **21** verbunden, welches an seinem proximalen Ende einen Steckverinder **44** umfaßt, der in eine entsprechende Steckbuchse **46** auf der Konsole **34** paßt. Das distale Ende des Kabels **21** umfaßt eine Steckbuchse **33**, die mit der Katheterhandhabe **30** verbunden ist. Die Steckbuchse **33** ist vorzugsweise so gestaltet, daß sie Katheter eines speziellen Modells aufnimmt, und sie schließt vorzugsweise eine für den Nutzer offensichtliche Identifizierung des speziellen Modells ein. Einer der Vorteile der Verwendung von Kabel **21** ist die Möglichkeit des Anschlusses an die gleiche Konsole **34** für verschiedene Modelle und Typen von Kathetern, wie zum Beispiel Katheter mit unterschiedlichen Handhabe-Gestaltungen. Unterschiedliche Kabel **21** können verwendet werden für den Anschluß einer großen Vielfalt von Kathetern an Konsole **34**. Ein weiterer Vorteil der Verwendung eines separaten Kabels **21** ist die Tatsache, daß das Kabel **21** nicht in Kontakt mit dem Patienten kommt. Es ist daher möglich, das Kabel **21** ohne Sterilisation erneut zu verwenden.

[0035] Kabel **21** enthält weiterhin einen oder mehr Trenntransformatoren (in den Abbildungen nicht gezeigt), welche elektrisch den Katheter **20** von der Konsole **34** trennen. Die Trenntransformatoren sind vorzugsweise in der Steckbuchse **33** enthalten. Alternativ können die Trenntransformatoren in der assoziierten Systemelektronik enthalten sein.

[0036] Zusätzliche Komponenten, die im System **18** mit dem erfindungsgemäßen Katheter **20** verwendet werden, werden schematisch in [Fig. 2](#) veranschaulicht. Ein Arzt **100** führt den Katheter **20** durch einen Einschnitt in das Gefäßsystem, d. h. unter Nutzung eines intravaskulären Zugangs, in eine Herzkammer **29** eines Patienten **110** so ein, daß der Lagesensor **28** und die Elektrodenanordnung **23**, welche die Distalspitzen-Elektrode **24** und die kontaktlosen Elektroden **25** umfaßt, sich innerhalb der Kammer befinden. Gemäß einem beispielhaften Lagesensor, der in der WO 96/05768 und in der US-A-5,391,199 beschrieben wird, erzeugt der Sensor **28** Signale als Reaktion auf von außen aufgebrachte Magnetfelder, die durch elektromagnetische Feldgeneratospulen **27** erzeugt werden, die sich nahe dem Patienten **110** befinden, wie zum Beispiel am Operationstisch **31** befestigt. Die Stärke der vom Sensor **28** erzeugten Signale hängt von der Position und der Ausrichtung des Sensors im aufgebrachten Magnetfeld ab. Die Feldgeneratospulen **27** sind über das Kabel **41** mit den Ansteuerschaltkreisen **43** verbunden. Die Kreise **43** sind mit dem Rechner **36** ([Fig. 1](#)) verbunden, welcher die Arbeitsweise der Erzeugungsspulen steuert. Alternativ kann das erfindungsgemäße System Feldgeneratospulen in dem Katheter und Sensoren einsetzen, die vom Patienten entfernt positioniert sind.

[0037] Der Katheter, der bei einigen Ausführungs-

formen der erfindungsgemäßen Vorrichtung verwendet wird, wird hierin zwar unter Bezugnahme auf elektromagnetische Sensoren beschrieben, jedoch kann jeder andere Lagesensor, der dreidimensionale Positionsinformationen und, optional, Ausrichtungs-informationen bereitstellt, bei der praktischen Umsetzung der Erfindung verwendet werden. Veranschau-lichende Sensoren, die ebenfalls nützlich sind, schließen akustische Sensoren und magnetische Sensoren ein.

[0038] Vorzugsweise sind die Messungen durch den Lagesensor **28** im Wesentlichen mit dem Herzzyklus synchronisiert, so daß die sich ergebenden Karten der elektrischen Aktivität der Herzkammer die Kammergeometrie an einem einzigen Punkt im Herzzyklus darstellen. Vorzugsweise stellen die Karten das Herz **29** am Enddiastolenpunkt im Herzzyklus dar. Die Synchronisation der Lagen auf einen Punkt im Herzzyklus eliminiert Fehler, die ansonsten bei der Bestimmung von Positionen der Kontakttelektrode **24** und der kontaktlosen Elektroden **25** aufgrund der Be-wegung des Herzens **29** auftreten können.

[0039] [Fig. 3A](#) ist eine Draufsicht des distalen Endes einer bevorzugten Ausführungsform eines Katheters, der bei der Vorrichtung und dem Verfahren der Erfindung zum Einsatz kommt. [Fig. 3B](#) stellt den Katheter von [Fig. 3A](#) um 90° um seine longitudinale Achse **47** gedreht dar. [Fig. 3C](#) stellt den Katheter von [Fig. 3B](#) im longitudinalen Querschnitt entlang der Linie 3C-3C dar. Wie in [Fig. 3A](#) gezeigt wird, umfaßt der Katheter die Spitzen-Elektrode **24** und die Ring-Elektrode **45**. Gemeinsam fungieren diese zwei Elektroden als eine bipolare Kontakttelektrode. Kontaktlose Elektroden **25** sind in einer Anordnung angeordnet, die ein proximales Ende **49** und ein distales Ende **50** aufweist. Der Katheter umfaßt eine Mehrzahl von kontaktlosen Elektroden **25**, zum Beispiel sechzehn Punkt-Elektroden **25**. Jede Elektrode **25** hat einen kreisförmigen Querschnitt und einen Durchmesser von 1 mm. Die kontaktlosen Elektroden **25** in der Anordnung **23** sind in vier Säulen angeordnet, die umkreisförmig rund um das Katheterdistalende **22** in Inkrementen von 90° beabstandet sind. Die Lage der Elektroden **25** in jeder Säule ist longitudinal versetzt bezogen auf die Lage der entsprechenden Elektroden in benachbarten Säulen. Diese Anord-nung von kontaktlosen Elektroden **25** in der Anord-nung **23** ermöglicht es, daß die kontaktlosen Elektroden **25** gleichzeitig elektrische Fernfeld-Signale von allen Wänden der Kammer erhalten, in welcher der Katheter **20** vorgeschoben wird. Der Katheter **20** umfaßt weiterhin zwei Lagesensoren **28** und **48**, wobei sich der Sensor **28** an der Katheterdistalspitze befin-det, und der Sensor **48** sich nahe dem proximalen Ende **49** der Anordnung **23** befindet. Nicht gezeigt in [Fig. 3C](#) werden Drähte, welche jeden der Sensoren **28** und **48** und jede der Elektroden **24**, **25** und **45** mit der Handhabe **30** verbinden, von der aus Signale

über Kabel **21** an die Schaltkreise **40** übermittelt werden. Gleichfalls nicht gezeigt wird eine Auslenkungsvorrichtung, welche die Auslenkung der Katheterspitze über die Steuerung **32** auf der Katheterhandhabe **30** gestattet. Die spezielle Gestaltung der Katheter-Auslenkungsvorrichtung ist nicht von entscheidender Bedeutung für die Erfindung, und sie kann jede der Gestaltungsformen für Katheter-Auslenkungsvorrichtungen haben, die auf dem Fachgebiet bekannt sind. Katheter-Steuerungs-/Auslenkungsvorrichtungen werden zum Beispiel offenbart in der US-A-5,964,757; der US-A-5,897,529; der US-A-5,938,603; der EP-A-0 900 547; der EP-A-0 900 548 und der WO 98/43530.

[0040] [Fig. 4](#) zeigt eine alternative Ausführungsform eines distalen Endes **22a** eines Katheters **20a**, welcher nützlich bei der Vorrichtung und dem Verfahren der Erfindung ist. Der Katheter **20a** besteht aus einer Spitzen-Elektrode **24** und einer Ring-Elektrode **45**. Insgesamt sind vierundzwanzig kontaktlose Elektroden **25a** in vier Säulen von je sechs Elektroden angeordnet und umkreisförmig in 90° Inkrementen um das Katheterdistalende **22a** beabstandet. Bei der in [Fig. 4](#) gezeigten Ausführungsform haben die kontaktlosen Elektroden **25a** eine rechteckige Form, Abmaße von 1 mm × 3 mm, und sie sind innerhalb einer Säule in einem Abstand von 8mm zwischen den Mittten beabstandet. Das Katheterdistalende **22a** von [Fig. 4](#) enthält gleichermaßen zwei Lagesensoren (nicht gezeigt), einen an der Katheterspitze **26** und der andere am proximalen Ende der Elektrodenanordnung **23a**.

[0041] Die Elektrodenanordnung **23a** umfaßt vorzugsweise von zirka zwölf bis zirka **32** kontaktlose Elektroden **25a**. Noch bevorzugter umfaßt die Anordnung **23a** von zirka sechzehn bis zirka vierundzwanzig kontaktlose Elektroden **25a**. Bei einer bevorzugten Ausführungsform umfaßt die Anordnung **23a** weniger als zwanzig kontaktlose Elektroden **25a**.

[0042] Wie in [Fig. 3A](#), [Fig. 3B](#), [Fig. 3C](#) und [Fig. 4](#) gezeigt wird, sind die kontaktlosen Elektroden **25** und **25a** in den Elektrodenanordnungen **23** und **23a** diskontinuierlich rund um den Umkreis der Katheterdistalenden **22** bzw. **22a**. [Fig. 5](#) ist eine schematische, bildliche Veranschaulichung eines distalen Abschnitts **22b** eines weiteren bevorzugten Katheters **20b**, der nützlich für die Vorrichtung und das Verfahren der vorliegenden Erfindung ist. Der Katheter **20b** von [Fig. 5](#) ist im Wesentlichen in der Bauart und dem Einsatz ähnlich dem Katheter **20** und **20a**, der hierin oben im Detail beschrieben ist, außer daß der Katheter **20b** anstelle von Punkt-Elektroden **25** oder rechteckigen Plättchen **25a** eine Mehrzahl von Ring-Elektroden **25b** umfaßt. Die Ring-Elektrode **25b**, die der Spitzen-Elektrode **24** am nächsten ist, kann in Verbindung mit der Spitzen-Elektrode **24** verwendet werden, um bipolare Potentiale an der kardialen Oberfläche zu messen. Bei einem Ausführungsbeispiel hat der Katheter zweiunddreißig Ring-Elektroden, die mit zirka 0,5 mm von einander beabstandet sind.

[0043] Während die Katheterdistalenden **22** und **22a**, die in [Fig. 3A](#), [Fig. 3B](#), [Fig. 3C](#), [Fig. 4](#) und [Fig. 5](#) gezeigt werden, bipolare Distalspitzen-Kontaktelektroden aufweisen, versteht es sich, daß Katheterdistalenden, die unipolare Distalspitzen-Elektroden aufweisen, ebenfalls als nützlich bei der Anwendung des Verfahrens und der vorliegenden Erfindung betrachtet werden.

[0044] Beim Gebrauch ist es wünschenswert, die Position und die Ausrichtung jeder kontaktlosen Elektrode **25**, **25a** und **25b** zu kennen, welche in der Anordnung **23**, **23a** und **23b** der Katheter **20**, **20a** und **20b** enthalten sind. Um die Lage und Ausrichtung jeder der Elektroden zu kennen, verwendet der Katheter, der in der erfindungsgemäß Vorrichtung genutzt wird, vorzugsweise zwei oder mehr Lagesensoren, wie zum Beispiel die Sensoren **28** und **48**, wie sie in [Fig. 3](#) gezeigt werden. Einer dieser Sensoren wird vorzugsweise in der Katheterdistalspitze **26** platziert, während ein zweiter Sensor vorzugsweise am proximalen Ende **49** der Elektrodenanordnung **23** platziert wird. Vorzugsweise stellt zumindest einer dieser Lagesensoren sechs Grade von Lage- und Ausrichtungsinformationen bereit, d. h. drei Positionscoordinaten (x, y und z) und die drei Orientierungs- bzw. Orientierungskoordinaten (Neigung, Rotationsposition, seitliche Drehung). Ein geeigneter Lagesensor **28** und **48**, der sechs Grade von Ortinformationen bereitstellt, wird zum Beispiel in, der WO 96/05768 beschrieben.

[0045] Wenn die dreidimensionale Position und Orientierung bzw. Ausrichtung jeder der Sensoren und die Geometrie der Elektroden **25** am Katheterdistalende **22** bekannt sind, können die Position und die Ausrichtung jeder der Elektroden **25** berechnet werden, zum Beispiel unter Einsatz von Spline-Verfahren.

[0046] Unter geeigneten Umständen, zum Beispiel wenn die Steifigkeitsmerkmale des Katheters, andere Bildinformationen und der Einsatz steifer, kurzer kontaktloser Elektrodenanordnungen bekannt sind, kann es möglich sein, einen Katheter mit nur einem einzigen Positionssensor bei der praktischen Umsetzung des Verfahrens der vorliegenden Erfindung zu verwenden. In diesen Fällen befindet sich der Sensor vorzugsweise an der Katheterdistalspitze **26**.

[0047] Bei Kathetern mit multiplen Lagesensoren müssen nicht alle Sensoren sechs Grade von Lageinformationen bereitstellen. Zum Beispiel, wie in [Fig. 3C](#) gezeigt, erfaßt und übermittelt Sensor **28** vorzugsweise Signale, die indikativ für sechs Grade von Lageinformationen sind. Während der Sensor **48** ein

Sechs-Grad-Sensor sein kann, kann ein Sensor, welcher weniger als sechs Grade an Lageinformationen bereitstellt, ebenfalls verwendet werden. Zum Beispiel wird ein Sensor, der fünf Grade an Lageinformationen bereitstellt (drei Positions-Koordinaten, Neigung und seitliche Drehung) in der US-A-5,913,820 beschrieben. Diese Sensoren können als zweiter Sensor nahe dem proximalen Ende **49** der Elektroden-Anordnung **23** verwendet werden. Alternativ kann eine Vielzahl von Lagesensoren, die jeweils weniger als sechs Grade von Lageinformationen bereitstellen, verwendet werden. Zum Beispiel können drei oder mehr Lagesensoren, die jeweils drei Grade von Lageinformationen bereitstellen, eingesetzt werden, um die Lage aller Punkte auf dem Katheter zu definieren.

[0048] Der Katheter, der bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung verwendet wird, hat vorzugsweise einen Durchmesser von zwischen zirka 1,67 mm (5 French) und zirka 3,67 mm (11 French) (3 French = 1 mm). Noch bevorzugter hat der erfindungsgemäße Katheter einen Durchmesser von zwischen zirka 2 mm (6 French) und zirka 2,67 mm (8 French).

[0049] Bei herkömmlichen Systemen des Standes der Technik, welche elektrische Potentiale von multiplen Elektroden messen, wird das Signal von jeder Elektrode typischerweise in einen einzelnen, selbständigen Verstärker eingespeist, wo die Momentanspannung gemessen wird. Die Signale von jeder Elektrode werden typischerweise gegen eine Referenz gemessen, wie zum Beispiel die Körperoberflächen-Elektrode des rechten Beines oder gegen Wilson's Zentralterminal (WCT), welches ein zusammengesetztes Signal basierend auf Körperoberflächen-Signalen des rechten Armes, des linken Armes und des linken Beines ist. Alternativ wird das Signal von jeder Elektrode gegen Masse gemessen. Auf jeden Fall wird bei multiplen Elektroden jedes Signal typischerweise parallel von seinem eigenen Verstärker bezogen auf eine gemeinsame Referenz oder auf Masse gemessen. Dieses Verfahren funktioniert gut im Falle von Kontakt-Elektroden, wo die Amplitude des Signals, das an jeder Elektrode erzeugt wird, weit oberhalb der Rauschschwelle liegt. Im Falle von kontaktlosen Elektroden, besonders wenn die Elektroden eng beabstandet sind und aus dem Kontakt mit dem Endokard gebracht werden, kann der Differenz bei den Ablesungen von zwei benachbarten Elektroden von der gleichen Größenordnung sein, wie der Rauschpegel der Meßgeräte. Zum Beispiel kann bei Elektroden, die zwei mm beabstandet sind und die zwischen zirka einem bis zirka 2 Zentimeter vom Endokard positioniert sind, die Differenz zwischen den Signalen bei jeder der Elektroden in der Größenordnung von ungefähr 10 bis ungefähr 50 Mikrovolt sein, was dieselbe Größenordnung des Rauschpegels der Geräte ist, die ungefähr die Größenordnung von ungefähr 20 bis ungefähr 40 Mikrovolt ist. Die Vorrich-

tung der Erfindung ermöglicht die genaue Abgrenzung dieser Signale.

[0050] Ein Teil der Signalverarbeitungsschaltkreise **40**, die in der erfindungsgemäßen Vorrichtung für das Messen von Signalen von einer Elektrodenanordnung verwendet werden, wird in [Fig. 6](#) gezeigt. Wie in [Fig. 6](#) gezeigt, sammelt die Vorrichtung Signale des Mehrfachelektroden-Katheters **20**, der eine Anordnung von insgesamt m Elektroden enthält. Die erfindungsgemäße Vorrichtung umfaßt insgesamt m Verstärker, gekennzeichnet als amp(1) bis amp(m) in [Fig. 6](#), wobei die Anzahl der Verstärker der Anzahl von Elektroden in der Elektrodenanordnung entspricht. Die Verstärker amp(2) bis amp(m) umfassen eine Kaskade von Differentialverstärkern, wobei jeder Verstärker in der Kaskade eine Differentialspannung zwischen seiner entsprechenden Elektrode und der vorhergehenden Elektrode in der Elektrodenanordnung mißt. Verstärker **3**, amp(3) mißt zum Beispiel die Differentialspannung von Elektrode **3 e₃** und Elektrode **2 e₂**.

[0051] Die Katheter-Elektroden sind mit den Verstärkern durch Drähte verbunden, die sich im Inneren des Katheters befinden und welche jede der Elektroden mit einem Terminal in der Katheterhandhabe **30** verbinden. Von der Handhabe aus wird der Schaltkreis zu den Verstärkern durch das Kabel **21** geschlossen, welches das Terminal in der Katheterhandhabe **30** mit den Signalverarbeitungsschaltkreisen **40** verbindet.

[0052] Der distale Endabschnitt **22** von Katheter **20** von [Fig. 6](#) enthält eine Spitzen-Elektrode, gekennzeichnet als **e₁**, und eine Vielzahl von Ring-Elektroden, gekennzeichnet als **e₂** bis **e_m**. Das Signal von der Spitzen-Elektrode **e₁** wird vom Verstärker amp(1) gemessen, entweder bezogen auf eines der oben aufgezählten Referenzsignale oder bezogen auf Masse. Das Ausgangssignal von amp(1), **a₁**, ist somit eine Direktmessung von **V₁**, dem Potential an der Elektrode **e₁**.

$$a_1 = V_1$$

[0053] Der Differentialverstärker amp(2), das erste Element der Verstärkerkaskade, mißt die Spannungsdifferenz **a₂** zwischen der Elektrode **e₂** und der Elektrode **e₁**.

$$a_2 = V_2 - V_1$$

[0054] Durch Neuanordnung und Austausch für **V₁** wird das Potential **V₂** an der Elektrode **e₂** angegeben durch den Ausdruck:

$$V_2 = a_1 + a_2$$

[0055] Der Differentialverstärker amp(**m** – 1) ist der

vorletzte Verstärker in der Kaskade, und er mißt das Differentialsignal zwischen den Elektroden e_{m-1} und e_{m-2} . Schließlich mißt der Verstärker $\text{amp}(m)$ das Differentialsignal zwischen den Elektroden e_m und e_{m-1} .

[0056] Durch die Analogie der obigen Gleichungen für das Potential an der Elektrode e_2 kann gezeigt werden, daß das Potential, V_n , jeder Elektrode e_n der Elektrodenanordnung angegeben werden kann durch den Ausdruck:

$$V_n = a_1 + \sum_{i=2}^n a_i ,$$

wobei a_1 das Potential an der ersten Elektrode ist, wie durch den ersten Verstärker gemessen, und jedes a_i eine Differentialspannung zwischen der Elektrode i und der Elektrode ($i - 1$) der Anordnung ist, wie durch die entsprechenden Differentialverstärker gemessen.

[0057] Wie weiter in [Fig. 6](#) veranschaulicht wird, schließen die Signalverarbeitungsschaltkreise **40** typischerweise weiterhin Filter ein, um den Signal-Ausgang jeder der Verstärker zu filtern. Typischerweise werden die Signale gefiltert sowohl mit Hochpaßfiltern (gekennzeichnet HPF(1) bis HPF(M) und Tiefpaßfiltern (gekennzeichnet LPF(1) bis LPF(M)). Die Signale werden dann in einen Multiplexer (MUX) eingespeist, von dem sie dann digitalisiert werden durch einen Analog-Digital-Wandler (A/D). Die digitalisierten Elektrodensignale werden dann zur weiteren Verarbeitung zu anderen Abschnitten der Signalverarbeitungsschaltkreise übermittelt. Die digitalisierten Signale werden zum Beispiel an einen Rechenprozessor zum Berechnen der Potentiale der einzelnen Elektroden in der Anordnung übermittelt.

[0058] Die Vorteile, die in Verbindung mit der erfundungsgemäßen Vorrichtung zu erwarten sind, schließen ein verbessertes Signal-Rausch-Verhältnis für schwache Signale ein, besonders von kontaktlosen Elektroden, die fern von der endokardialen Oberfläche positioniert sind. Zusätzliche Vorteile schließen die Möglichkeit ein, die einzelnen Elektrodenpotentiale von den Differentialmessungen, wie hierin beschrieben, wiederzugewinnen.

[0059] Die EP-A-1 125 549 und die EP-A-1 166 714 offbaren Verfahren des Abbilden der elektrischen Aktivität des Herzens. Beim Einsatz der hierin offen gelegten Verfahren können die elektrischen Potentiale, die an den kontaktlosen Elektroden **25** von Katheter **20** erfaßt werden, verwendet werden, um die Potentiale auf der endokardialen Oberfläche zu berechnen. Diese endokardialen Potentiale können verwendet werden, um lokale endokardiale Elektrogramme zu rekonstruieren oder um ein elektrisches Merkmal des kardialen Gewebes, wie zum Beispiel die Spitzenspannung oder die lokale Aktivierungszeit (LAT) zu bestimmen. Die LAT wird typischerweise bestimmt

als ein Merkmal des lokalen Elektrogramms, wie zum Beispiel die Zeit der maximalen Depolarisation des Gewebes. Die LAT wird ebenfalls üblicherweise bezogen auf die Zeit im Verhältnis zu einem Referenzereignis, wie zum Beispiel ein besonderes Merkmal des Körper-Oberfläche-Elektrogramms. Das sich ergebende elektrische Merkmal des kardialen Gewebes kann als Funktion der kardialen Geometrie aufgetragen werden, um eine Karte des Merkmals zu erstellen.

[0060] Bei Nutzung der in der EP-A-0 974 936 und der EP-A-1 070 480 offbarten Verfahren können die Daten zur kardialen Geometrie, gesammelt von den Lagesensoren **28** und **48**, und die elektrischen Merkmale des kardialen Gewebes, wie hierin beschrieben, verwendet werden, um eine dreidimensionale Rekonstruktion der elektrischen Aktivität der Herzkammer zu erstellen. Diese Rekonstruktionen sind sehr nützlich für die Identifizierung von abartigen elektrischen Pfaden, die verantwortlich sind für potentiell lebensbedrohliche Zustände, wie zum Beispiel Ventrikel-Tachykardie. Wenn aus der Rekonstruktion ein abartiger Pfad identifiziert worden ist, kann der bei dem Verfahren und der Vorrichtung der Erfindung verwendete Katheter weiter benutzt werden, um das Gewebe zu behandeln, wie zum Beispiel die Ablation des Gewebes mit Energie, die dem Gewebe über die Kontaktelktrode **24** zugeführt wird.

[0061] Während bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung hierin gezeigt und beschrieben worden sind, wird es für Fachleute offensichtlich sein, daß diese Ausführungsformen nur als Beispiel angegeben sind. Zahlreiche Abänderungen, Änderungen und Substitutionen werden jetzt für Fachleute erkennbar sein, ohne von der Erfindung abzuweichen. Demgemäß ist beabsichtigt, daß die Erfindung nur durch den Schutzmfang der beigefügten Ansprüche eingeschränkt wird.

Patentansprüche

1. Vorrichtung (**18**) zum Messen einer Vielzahl elektrischer Signale von einer Elektrodenanordnung (**23**), wobei die Vorrichtung umfaßt:
einen ersten Verstärker ($\text{amp}(1)$) zum Messen einer Spannung, bezogen auf eine Referenzspannung oder auf Masse, an einer ersten Elektrode (e_1) der Anordnung (**23**); und eine Kaskade von Differentialverstärkern ($\text{amp}(2)$ bis $\text{amp}(m)$), wobei jeder Differentialverstärker der Kaskade eine Spannungsdifferenz zwischen zwei aufeinanderfolgenden Elektroden (e_{m-1} , e_m) der Anordnung (**23**) mißt;
wobei die Spannung, V_n , an der Elektrode n angegeben wird durch den Ausdruck

$$V_n = a_1 + \sum_{i=2}^n a_i ,$$

wobei a_i die Spannung an der ersten Elektrode (e_1) ist, wie durch den ersten Verstärker (amp(1)) gemessen, und jedes a_i eine Differentialspannung zwischen der Elektrode i und der Elektrode ($i - 1$) der Anordnung (23) ist, wie durch die Differentialverstärker (amp(2) bis amp(m)) gemessen;

wobei die Vorrichtung weiterhin einen Rechenprozessor (36) zum Berechnen der Spannungen (V_m) an den Elektroden (e_1 bis e_m) aufweist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1 zum Messen elektrischer Signale, die von einem Körper eines Patienten (110) ausgehen, wobei sich die Elektrodenanordnung (23) an einem Katheter (20) befindet.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrodenanordnung (23) zumindest eine Kontaktelektrode (24; 45) und eine Vielzahl kontaktloser Elektroden (25) aufweist.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß der erste Verstärker (amp(1)) verwendet wird, um das Signal an der Kontaktelektrode (24; 45) zu messen.

5. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Katheter (20) weiterhin zumindest einen Positionssensor (28; 48) umfaßt.

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Katheter (20) einen ersten Positionssensor (28) nahe der Katheterdistalspitze (26) und einen zweiten Positionssensor (48) nahe der Elektrodenanordnung (23) aufweist.

7. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der zumindest eine Positionssensor (28; 48) ausgewählt wird aus akustischen Sensoren, magnetischen Sensoren, elektromagnetischen Sensoren oder Kombinationen derselben.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß zumindest einer der zumindest einen Positionssensoren (28; 48) ein elektromagnetischer Positionssensor ist.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

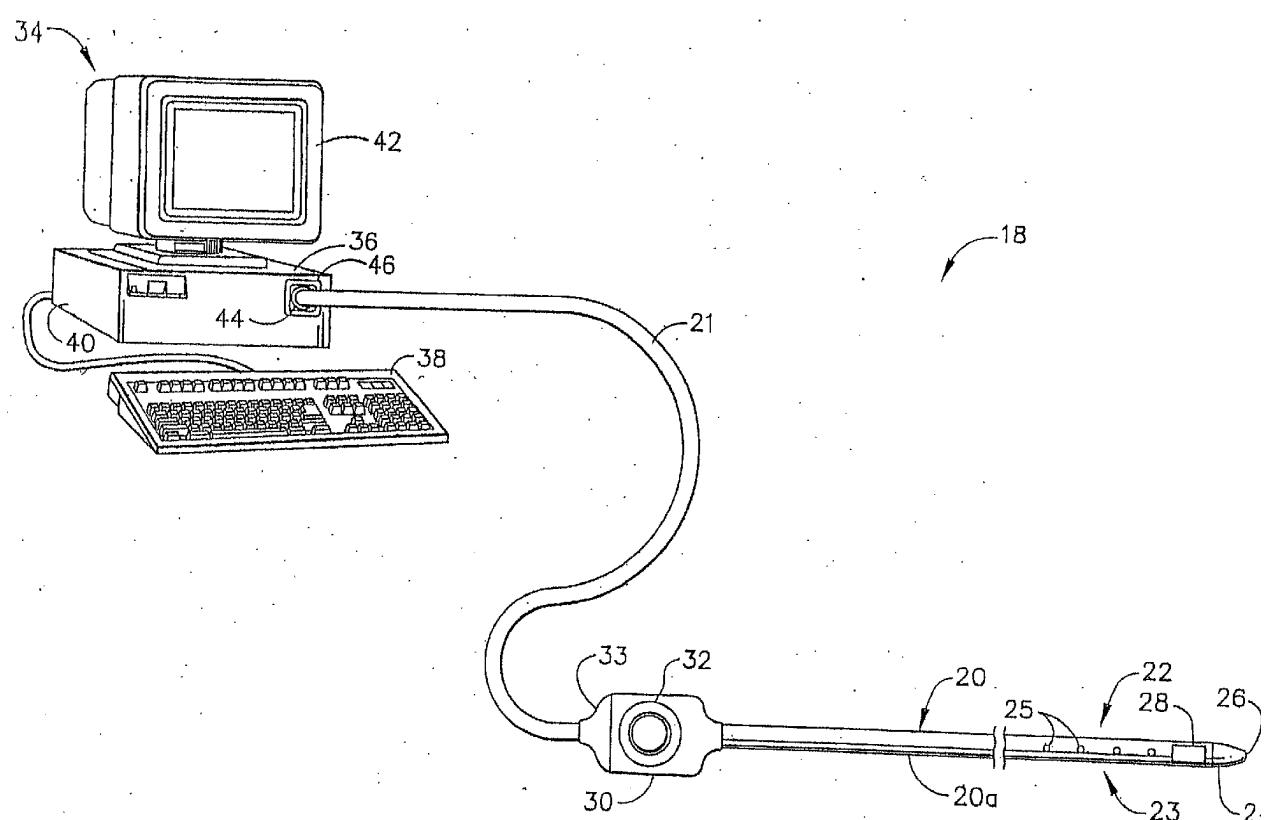


FIG. 1

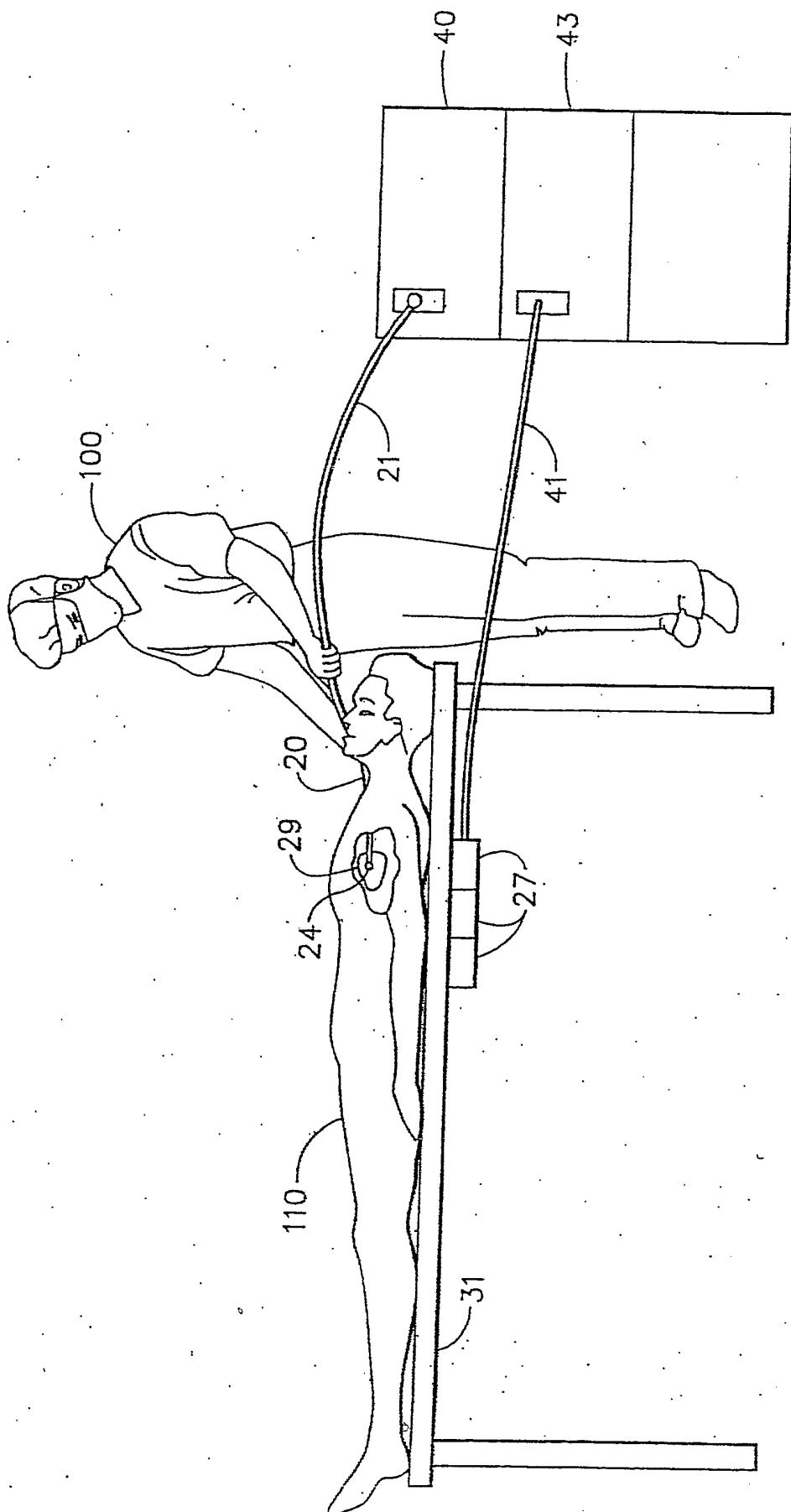


FIG. 2

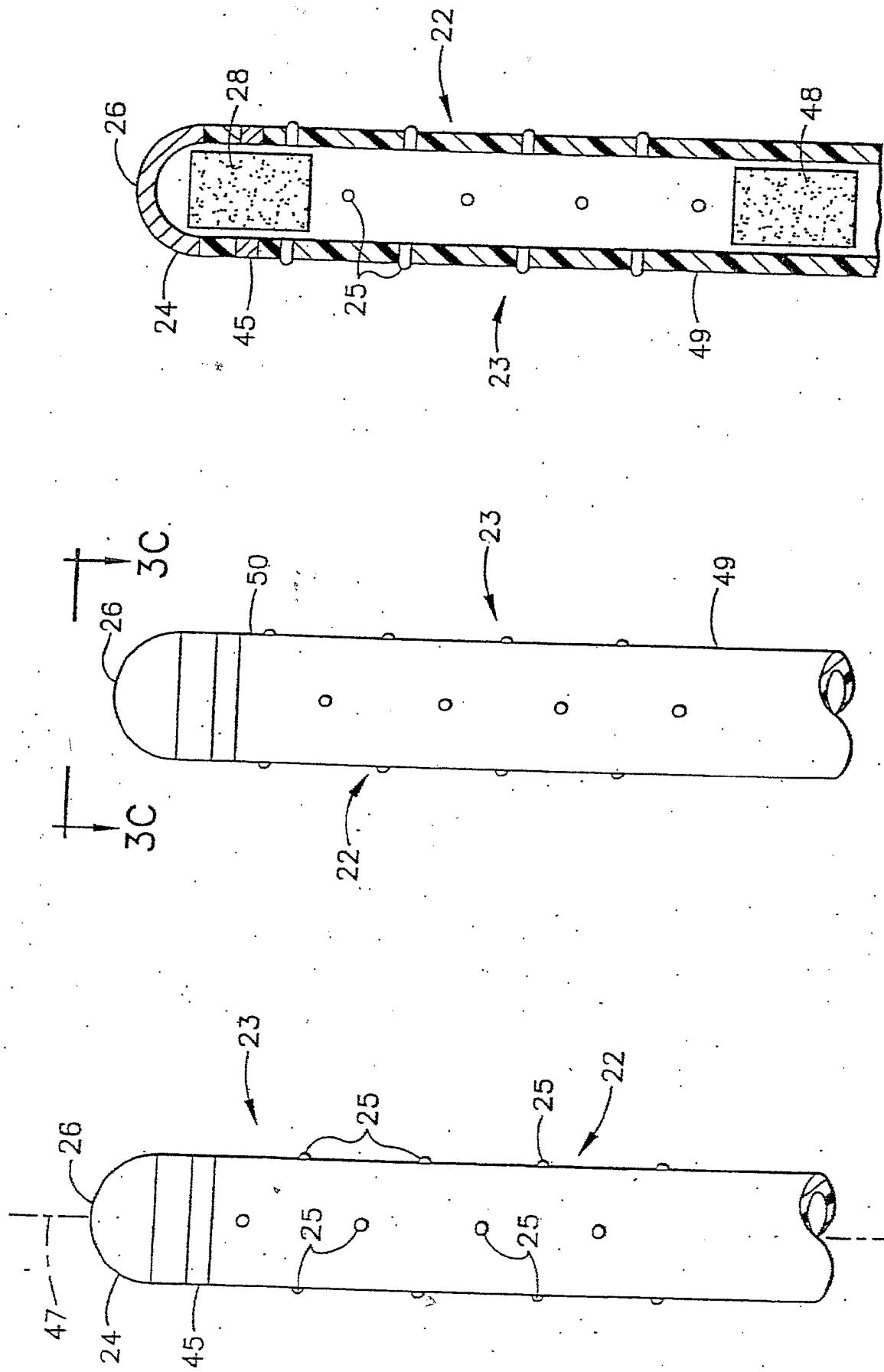


FIG. 3A

FIG. 3B

FIG. 3C

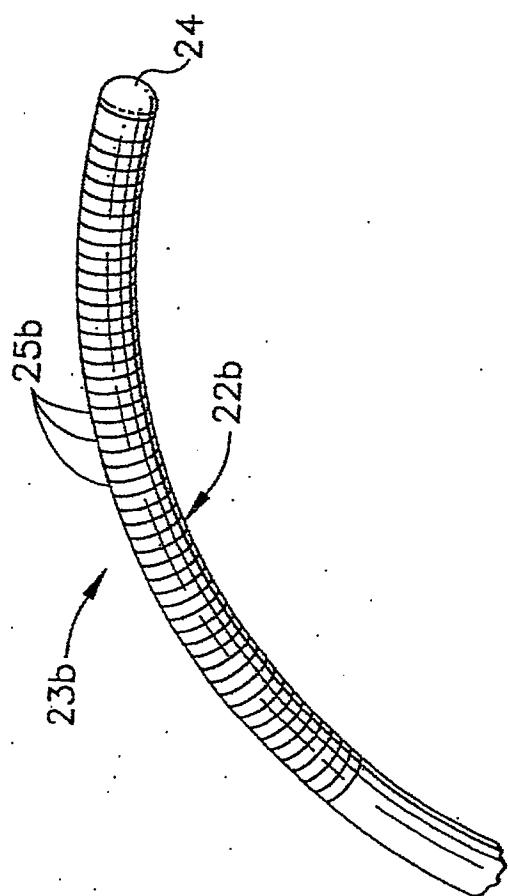


FIG. 5

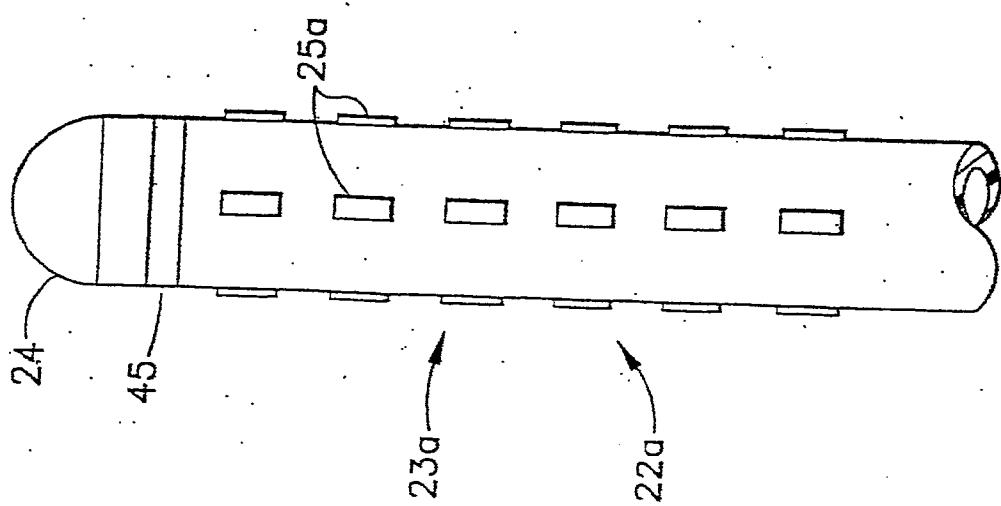


FIG. 4

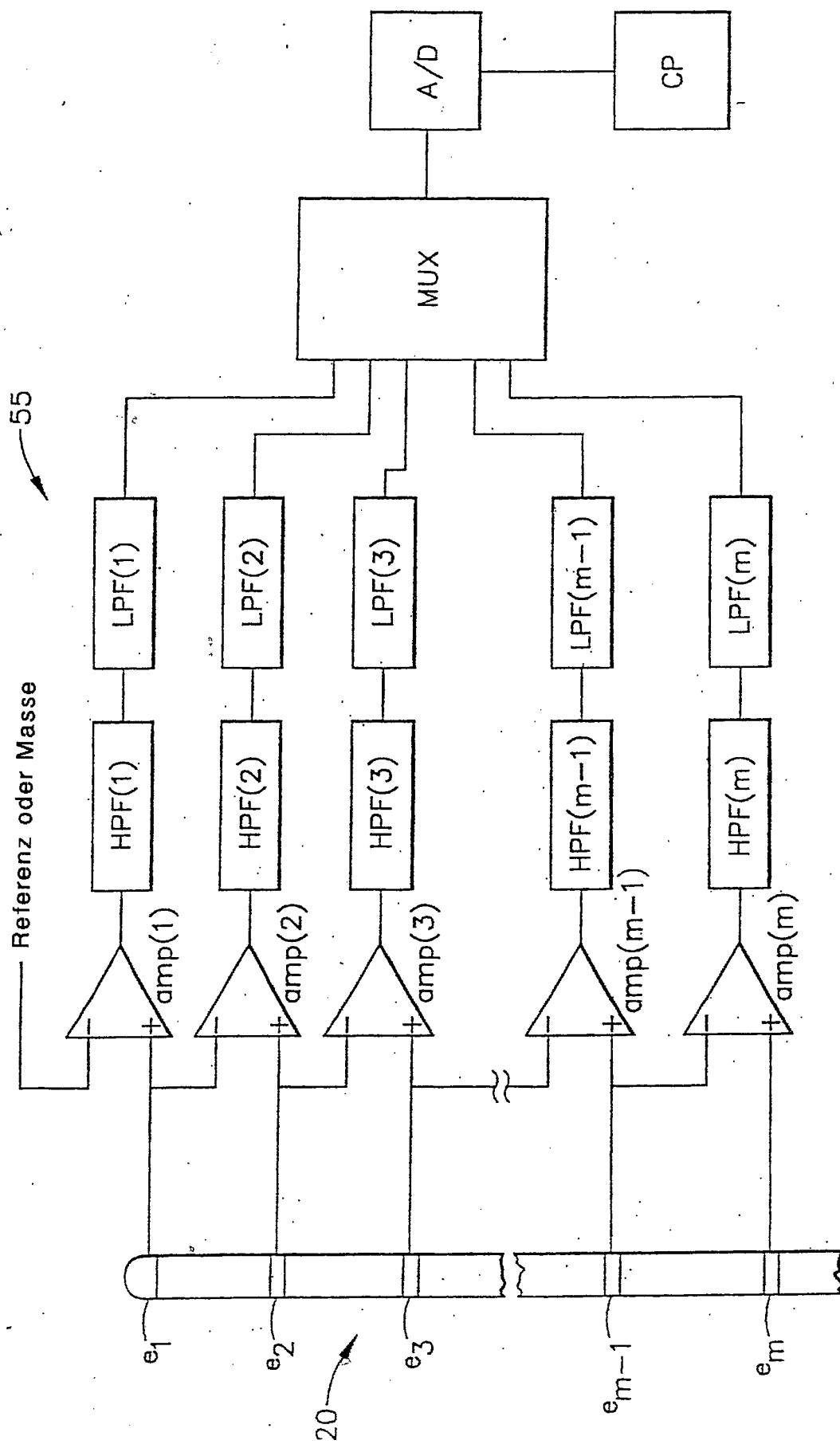


FIG. 6