

51

Int. Cl. 2:

G 01 T 1/202

A 61 B 6/00

19 **BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND**



DT 26 11 101 A 1

11

Offenlegungsschrift 26 11 101

21

Aktenzeichen: P 26 11 101.3

22

Anmeldetag: 16. 3. 76

49

Offenlegungstag: 14. 10. 76

30

Unionspriorität:

32 33 31

17. 3. 75 .USA 559227

54

Bezeichnung: Szintillationssonde mit zwei Szintillationskristallen

71

Anmelder: G.D. Searle & Co., Chicago, Ill. (V.St.A.)

74

Vertreter: Fleuchaus, L., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 8000 München

72

Erfinder: Groch, Mark Walter, Mount Prospect;
Whitehead, Frank Roger, Arlington Heights; Ill. (V.St.A.)

DT 26 11 101 A 1

8 MÜNCHEN 71, den 8. März 1976
Melchiorstraße 42

Mein Zeichen: SR15P-1400

G. D. Searle & Co.
P. O. Box 5110, Chicago,
Illinois, USA

Szintillationssonde mit zwei Szintillationskristallen

Die Erfindung betrifft eine Szintillationssonde zur Messung und Feststellung von Strahlung mit einem Wandler, der zumindest einen Szintillationskristall sowie optische Lichtführungselemente und zumindest einen zugeordneten Photodetektor umfaßt, der elektrische Signale in Abhängigkeit von Szintillationen erzeugt, und mit Aufzeichnungsvorrichtungen zur Registrierung der elektrischen Signale.

Für die medizinische Diagnose und die Behandlung verschiedener Herzleiden ist es für einen Kardiologen sehr vorteilhaft, bestimmte Informationen zu erhalten, die sowohl die Funktionen als auch die physikalischen Zustände von bestimmten Teilen des Herzens beschreiben. Die Verwendung nuklearer oder radioaktiver Medizin, d. h. die Verabreichung einer Dosis eines radioaktiven Materials, um das Blutvolumen festzustellen und den Transport des Blutes im Kreislauf zu verfolgen, waren bisher ein wesentliches Mittel zum Erhalten dieser Informationen. Die Informationen werden dem beobachtenden Arzt in Form eines Radiokardiogramms (RCG) geliefert, wobei sie als Datenkurven mit Hilfe eines Streifenschreibers festgehalten werden. Die vorhandene Technik zum Messen der interessierenden Herzparameter ist

Fs/mü jedoch

609842/0608

jedoch mit großen Nachteilen behaftet. In den meisten Fällen benötigt diese Technik einen Katheder, der in das Herz oder in eine Ader in der Nähe des Herzens beim lebenden Patienten eingeführt werden muß, damit eine Kapsel mit dem radiopharmazeutischen Mittel in das Herz des Patienten eingeführt werden kann. Diese Methode ist für den herzkranken Patienten äußerst unangenehm und riskant wegen der unvermeidlichen Transporte und der seelischen Belastung beim Einführen des Katheders. Aus diesen Gründen wurde häufig davon Abstand genommen, die gewünschten Informationen vom Zustand des Patienten mit Hilfe eines RCGs zu erlangen. Traditionelle Verfahren, um dynamische Herzparameter zu erhalten, verlangen auch das Einführen eines Katheders in das Herz mit anschließender Injektion von Kontrastmitteln für eine nachfolgende Durchleuchtung. Dieses Verfahren ist äußerst zeitaufwendig und riskant wegen der Injektion der Kontrastfarbstoffe, die eine Arrhythmie und sogar eine Änderung der dynamischen Herzparameter auslösen können. Das Verfahren ist besonders zeitaufwendig, da zur genauen Lokalisierung des Herzens im Brustkorb des Patienten, um anschließend aussagekräftige Messungen durchführen zu können, Röntgenaufnahmen gemacht werden müssen und bei den derzeitigen Verhältnissen hierfür etwa 45 Minuten benötigt werden. Außerdem ist mit den derzeitigen Methoden keine Möglichkeit geboten, alle gewünschten Daten mit einer einzigen Injektion einer Radioisotope zu erhalten, so daß aufeinanderfolgende Injektionen mit unterschiedlichen Dosen von Radioisotopen notwendig sind. Damit wird das Verfahren zum Erhalten eines RCG noch zeitlich in die Länge gezogen. Zur Korrektur einer Messung werden außerdem weitere Messungen mit unterschiedlichen Proben eines Radioisotops zu verschiedenen Zeiten notwendig. Wegen der Unstetigkeiten bei der Anwendung radioisotoper Injektionsmethoden sowie der Fluktuation des Herzschlages und Veränderungen des Kreislaufs geben die korrigierten Messungen aus dem RCG kein einheitliches genaues Bild der gemessenen Herzparameter für verschiedene Patienten.

Trotz dieser verschiedenen Schwierigkeiten gibt es Versuche, verschiedene Instrumente einzusetzen, um die Herzparameter der Patienten zu messen. Da-

bei ist es auch bekannt, eine Szintillationskamera zu verwenden (Journal of Nuclear Medicine, 1972, Band 13, Nr. 8, S. 585-592 "Cardiac Evaluation from Radioisotope Dynamics" von Donald Van Dyke u. a.). Das beschriebene Verfahren benötigt keinen Eingriff, jedoch sind auch die erzielbaren Resultate nicht von einer solchen Qualität, daß die erhaltenen Daten ausreichend zuverlässig sind, um als Grundlage für eine Herzdiagnose ohne weitere mit einem Eingriff verbundene Maßnahmen zu dienen. Außerdem ist das Verfahren sehr zeitaufwendig, indem es etwa sechs Stunden benötigt, um die erforderlichen Daten von einem Patienten zu erhalten und auszuwerten. Die Zählgeschwindigkeit erweist sich als sehr langsam, so daß die Statistik, die die Basis der Auswertung ist, naturgemäß zu keinen sehr zuverlässigen Ergebnissen führt. Bei der Durchführung des Verfahrens müssen spezielle interessierende Bereiche festgelegt werden, wobei die erzielbaren Ergebnisse auch noch von der Handhabung durch das Bedienungspersonal abhängig sind.

Ein weiteres Verfahren, um ein RCG zu erhalten, verwendet eine Sonde mit einem einzigen Szintillationskristall (British Heart Journal, 1974, Band 36, S. 122-133 "Simple and Safe Bedside Method for Serial Measurement of Left Ventricular Ejection Fraction, Cardiac Output and Pulmonary Blood Volume", v. Peter P Steele u. a.). Bei diesem Verfahren ist die Injektion einer radioaktiven Kapsel erforderlich, und zwar mit Hilfe eines Katheters. Insofern ist das Verfahren auch mit einem Eingriff verbunden. Ferner sind zwei Injektionen des verwendeten Radiopharmazeutikums nacheinander erforderlich.

Für den Kardiologen ist die linke Herzkammer von größtem Interesse, da diese Kammer für die Versorgung des Kreislaufes mit Blut verantwortlich ist. Eine über der linken Herzkammer angeordnete Sonde liefert hochfrequente Daten sowohl von der linken Herzkammer als auch vom Herzgang. Eine über der linken Herzkammer angebrachte Sonde erfaßt aufgrund der Geometrie der Herzkammern auch zumindest teilweise den rechten Teil des Herzens und kann auch Informationen aus dem Lungenbereich liefern.

Aus diesem Grund der Erfassung des rechten Herzteiles wird es notwendig, Korrekturen vorzusehen, um die Aktivität der linken Herzkammer zu analysieren. Die Ableitung solcher notwendigen Korrekturen ist nicht einfach. Vielmehr sehr kompliziert und führt zu Messungen, die unvereinbar bzw. nicht überzeugend wegen der hierfür notwendigen Technik unter Verwendung anderer konventioneller Instrumente sind. Dieses bekannte Verfahren hat daher eine enge Korrelation mit der Kontrastangiographie.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Einrichtung für die Herzdiagnose zu schaffen, die zuverlässigere und genauere Daten von der linken Herzkammer zu liefern in der Lage ist im Vergleich mit den bisher bekannten Verfahren und Einrichtungen. Dabei soll es mit Hilfe einer Szintillationssonde möglich sein, Herzdaten bei der Notwendigkeit von nur einer einzigen Injektion einer radioaktiven Dosis zu sammeln. Diese Daten sollen mit Korrekturinformationen ohne die Notwendigkeit von Berechnungen oder Umformungen aussagekräftig sein.

Diese Aufgabe wird ausgehend von der eingangs erwähnten Szintillationssonde erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß im Wandler eine Mehrzahl von optisch gegeneinander isolierten Szintillatoren vorhanden ist, mit welchen Szintillationen getrennt von zugeordneten Photodetektoren erfaßbar sind, daß Kollimatoreinrichtungen sich teilweise überlappende, räumliche Gesichtsbereiche für die einzelnen Szintillatoren definieren, so daß die von durch radioaktive Ereignisse in bestimmten räumlichen Bereichen erzeugten Szintillationen abgeleiteten elektrischen Signale getrennt registrierbar sind.

Weitere Ausgestaltungen der Erfindung sind Gegenstand von weiteren Ansprüchen.

Die Vorteile und Merkmale der Erfindung ergeben sich auch aus der nachfolgenden Beschreibung von Ausführungsbeispielen in Verbindung mit den Ansprüchen und der Zeichnung. Es zeigen:

- Fig. 1 ein medizinisches Gerät mit einer Szintillationssonde gemäß der Erfindung;
- Fig. 2 einen Schnitt durch eine Szintillationssonde gemäß der Erfindung; die über einem schematisch angedeuteten Brustkorb angeordnet ist;
- Fig. 3 einen Schnitt durch eine weitere Ausführungsform einer Szintillationssonde;
- Fig. 4 ein Blockdiagramm der Auswerteeinrichtung für eine Szintillationssonde gemäß der Erfindung;
- Fig. 5 eine perspektivische Ansicht der Lichtführungselemente für eine Szintillationssonde gemäß Fig. 3;
- Fig. 6 eine weitere Ansicht der Lichtführungselemente gemäß Fig. 5.

In Fig. 1 ist eine Szintillationszähleinrichtung dargestellt, bei der an dem senkrechten Pfosten 13 eines Ständers 22 auslegerartig zwei über ein Gelenk 12 miteinander verbundene Arme 14 und 15 angeordnet sind. Am äußeren Ende des Armes 14 ist eine Szintillationssonde 11 angeordnet, die über elektrische Leitungen 23 und 24 mit einem elektronischen Verarbeitungsgerät 18 verbunden ist. Dieses elektronische Verarbeitungsgerät 18 ist auf einem Bord 16 angeordnet, der am senkrechten Pfosten 13 befestigt mit einer Strebe 17 abgestützt ist. Das elektronische Verarbeitungsgerät 18 umfaßt mehrere Einstell-elemente 19 sowie impulsverarbeitende Schaltungen, die in Form von Modulbausteinen 21 in das Gerät einsetzbar sind. Ferner ist eine Aufzeichnungsvorrichtung 20 vorgesehen, welche vorzugsweise als optischer Streifenschreiber ausgebildet ist. Dieser optische Streifenschreiber hat eine Übertragungsfrequenz bis zu 120 Hz. Die Maximalfrequenz, welche jemals benötigt wird, liegt etwa bei 180 Schwingungen pro Minute bzw. 3 Hz. Um jedoch eine exakte Aufzeich-

nung hochfrequenter Herzdaten, z.B. einen Dichroismus sicherzustellen, wird ein optischer Streifenschreiber bevorzugt, obwohl auch Stiftschreiber ausreichend sind.

Die in Fig. 2 dargestellte Szintillationssonde 11' befindet sich in einer schematisch angedeuteten Meßposition über der Brust eines Patienten, die im Schnitt angedeutet ist. Der Brustkorb 52, das Brustbein 53 sowie die rechte Herzkammer 56 und die linke Herzkammer 55 des Herzes 54 eines Patienten sind angedeutet. Die Szintillationssonde 11' umfaßt ein Gehäuse 35', das einen Photoelektronen-Vervielfacher 31 umgibt. Die elektrische Leitung 24 erstreckt sich durch eine Endkappe 49 auf der Vorverstärkerseite des Photoelektronen-Vervielfachers 31. Ein zentraler Szintillationskristall 41 aus einem thalliumaktivierten Natriumjodid wird seitlich von einem ringförmigen, längs dem Umfang verlaufenden Szintillator 42 umgeben, der in gleicher Weise aus einem thalliumaktivierten Natriumjodid hergestellt ist. Dieser Ringszintillator 42 ist optisch von dem zentralen Szintillator 41 mit Hilfe eines ringförmigen inneren Bleikollimators 39 getrennt. Dieser innere ringförmige Kollimator 39 und ein äußerer ringförmiger Bleikollimator 38 bilden die sogenannten Kollimationseinrichtungen 37. Wie man aus der Darstellung entnehmen kann, absorbiert der innere Kollimator 39 eine auf den zentralen Szintillationskristall 41 aus einem Winkelbereich kommende Strahlung, welche räumlich außerhalb eines konischen Raumbereichs liegt, der durch die ausgezogenen Linien 58 gekennzeichnet ist. Der äußere Kollimator 38 und der innere Kollimator 39 absorbieren die Strahlung, welche auf den Ringkollimator 42 aus einem Bereich einfällt, der räumlich außerhalb eines Ringbereiches liegt, der durch die gestrichelten Linien 66 und 57 angedeutet ist. Dieser zweite Bereich, aus dem Strahlung absorbiert wird, ist verschieden vom ersten Bereich, jedoch überlappt er sich teilweise mit diesem. Entsprechend überlappen sich auch die Empfangsbereiche für den Szintillationskristall 41 und den Ringszintillator 42. Bei dieser Anordnung der Kollimationseinrichtungen 37 wird vom Kollimator 39 auch die Strahlung absorbiert, welche aus einem Bereich kommt, der innerhalb der gestrichelten

Linien 57 liegt und auf den Ringszintillator gerichtet ist. Damit ist der räumliche Empfangsbereich des Ringszintillators 42 auf einen kegelförmig sich verbreiternden Bereich begrenzt, der einen zylindrischen Zentrumsbereich umgibt.

Die beiden Szintillatoren 41 und 42 sind optisch mit dem Photoelektronen-Vervielfacher 31 gekoppelt, wobei die Szintillationen vom Ringszintillator 42 eine Ringscheibe 59 aus einem lichtabsorbierenden Material durchdringen. Die Amplitude der elektrischen Impulse, welche vom Photoelektronen-Vervielfacher 31 in Abhängigkeit von den Szintillationen des Ringszintillators 42 erzeugt werden, sind daher von geringerer Amplitude, und zwar in einem solchen Umfang, daß man sie von den Impulsen unterscheiden kann, die aufgrund von Szintillationen im Szintillationskristall 41 erzeugt werden. Dieses Prinzip der Filterung von Licht kann dazu benutzt werden, einen von mehreren Szintillatoren zu unterscheiden und festzustellen, von welchem die einzelne Szintillation stammt. Eine Beschreibung dieses Prinzips ist aus der US-PS 3 859 525 bekannt. Es sei jedoch erwähnt, daß die Amplitude der Spannung eines elektrischen Impulses, wie er im Photoelektronen-Vervielfacher 31 aufgrund einer Szintillation im Ringszintillator 42 erzeugt wird, nur einen Bruchteil der Amplitude des Impulses hat, welcher in Abhängigkeit von einer Szintillation im Szintillationskristall 41 bei gleicher Intensität erzeugt wird. Dies rührt her von der Dämpfung durch die Ringscheibe 59. Dadurch wird der Szintillator, der bestimmte Spannungsimpulse erzeugt, durch die Amplitude dieser Spannungsimpulse identifiziert. Die Spannungsimpulse vom Photoelektronen-Vervielfacher 31 werden mit Hilfe der elektrischen Leitung 24 an das elektronische Verarbeitungsgerät übertragen, um die Szintillationen im Ringszintillator 42 einerseits und im Szintillationskristall 41 andererseits getrennt zu tabellieren, und zwar in einer Weise, wie dies in der erwähnten US-PS erläutert ist.

Eine andere Ausführungsform einer Szintillationssonde zur Feststellung und Messung von Strahlung gemäß der Erfindung ist in Fig. 3 dargestellt. Die

Szintillationssonde 11 hat ein Gehäuse 35, in welchem Photoelektronen-Vervielfacher 31 und 32 angeordnet sind. Ferner sind in dem Gehäuse zylindrische Lichtführungselemente 33 und 34 angebracht. Die Kollimatoren 38 und 39 sind mit Hilfe eines Flansches 36 mit dem Gehäuse 35 verbunden. Bei dieser Ausführungsform der Szintillationssonde 11 ist ein zentraler Szintillationskristall 41 und ein ringförmiger Szintillationskristall 42 vorgesehen, die beide aus einem thalliumaktivierten Natriumjodid hergestellt und in Aluminiumbehältern 44 und 45 angeordnet sind. Diese Behälter sind an Glasscheiben 43 und 46 befestigt. Der zentrale Szintillator 41 hat parallele Endflächen 67 und 69 mit senkrecht dazu verlaufenden Seitenwänden 71, so daß sich eine rechtwinklige zylindrische Form ergibt. Der Ringszintillator 42 ist mit parallelen Endflächen 68 und 70 versehen, zu denen senkrecht zylindrische Seitenwände 72 und 73 verlaufen. Diese Seitenwände sind parallel zu der Seitenwand 71 angeordnet, so daß sich ein Ringzylinder ergibt, der den zentralen Szintillator 41 umgibt. Diese Anordnung hat somit eine ringförmige Endfläche 68, die die zentrale Endfläche 67 umgibt. Die Aluminiumbehälter 44 und 45 stellen zusammen mit dem zentralen Ringkollimator 39 eine zwischen den zentralen Szintillationskristall 41 und den ringförmigen Szintillationskristall 42 angeordnete optische Barriere dar. Die Kollimatoren 38 und 39 begrenzen den Winkelbereich, aus dem Strahlung auf die Szintillationskristalle auftreffen kann.

Bei der Ausführungsform gemäß Fig. 3 sind mehrere Photoelektronen-Vervielfacher 31 und 32 vorgesehen. Jeder Vervielfacher erzeugt elektrische Impulse in Abhängigkeit von auftreffenden Szintillationen bzw. einfallenden Lichtblitzen. Die elektrischen Leitungen 23 und 24 werden mit Hilfe isolierender Durchführungen 51 durch die Endkappen 49 und 50 geführt und gewährleisten einen lichtdichten Abschluß durch diese Endkappen. Der Photoelektronen Vervielfacher 31 ist optisch mit dem zentralen Szintillator 41 über ein Glasfenster bzw. eine Glasscheibe 43, eine optische Klebmasse 48 und das zylindrische Lichtführungselement 33 gekoppelt. Der Photoelektronen-Vervielfacher 32 ist mit dem ringförmigen Szintillationskristall 42 optisch über

eine ringförmige Glasscheibe 46, eine ringförmige optische Klebmasse 47 und ein Lichtführungselement 34 gekoppelt, das eine geometrische Form aufweist, wie sie aus den Fig. 3, 5 und 6 hervorgeht.

Die von dem Lichtführungselement 33 aufgenommenen Szintillationen werden optisch zum Photoelektronen-Vervielfacher 31 weitergeleitet. Entsprechendes gilt für die Szintillationen, die über das Lichtführungselement 34 vom ringförmigen Szintillationskristall 42 empfangen und zum Photoelektronen-Vervielfacher 32 weitergeleitet werden. Bei dieser Ausführungsform kann man sehen, daß durch die beiden Lichtführungselemente 33 und 34 eine optische Verbindung zwischen dem Szintillationskristall 41 und dem Szintillationskristall 42 einerseits und den Photoelektronen-Vervielfachern 31 bzw. 32 andererseits hergestellt wird, um die in den beiden Szintillationskristallen erzeugten Lichtblitze separat zu den zugeordneten Photoelektronen-Vervielfachern zu übertragen. Zwischen den Lichtführungselementen 33 und 34 ist eine optische Barriere angeordnet. Diese optische Barriere kann, wie in der Darstellung gezeigt, aus Luft bestehen, jedoch sind auch feste Materialien wie z. B. Aluminium verwendbar. Damit ist sichergestellt, daß die Lichtführungselemente 33 und 34 das vom jeweils zugeordneten Szintillator 41 bzw. 42 kommende Licht übertragen.

Wie im Detail aus Fig. 5 entnehmbar, besteht das Lichtführungselement 33 aus einem zylindrischen transparenten Teil, dessen Enden optisch einerseits mit dem zentralen Szintillationskristall 41 und andererseits mit dem Photoelektronen-Vervielfacher 31 gekoppelt sind. Ein ringförmiger zylindrischer und transparenter Teil 34 ist um diesen zylindrischen Teil herum verlaufend angeordnet und durch einen Luftspalt optisch gegenüber diesem isoliert. Die innere Seitenwand des ringförmigen Lichtführungselementes 34 steht somit nicht in unmittelbarer Kontaktverbindung mit der Mantelfläche des Lichtführungselementes 33. Das Lichtführungselement 34 ist geometrisch derart geformt, daß es eine totale Reflektion der über die Endfläche eintreten-

den Lichtstrahlen zum Photoelektronen-Vervielfacher 32 hin bewirkt. Dies wird durch eine unter einem Winkel von 45° gegen die Achse des Elementes geneigte ebene Fläche 61 bewirkt. Eine weitere ebene Fläche 60 verläuft unter einem Winkel von 21° zu einer parallel zur Achse des Elementes verlaufenden vertikalen Linie. Ferner sind zwei planare Flächen 62 vorgesehen, die unter einem rechten Winkel zur planaren Fläche 60 verlaufen und V-förmig aufeinanderstehen, so daß eine Einkerbung in die planare Fläche 60 entsteht und die sich schneidenden Flächen unter einem Winkel von etwa 44° verlaufen. Der Photoelektronen-Vervielfacher 32 liegt auf einer Kreisfläche 63 gemäß Fig. 6 auf. Eine planare Oberfläche 64 verläuft unter einem Winkel von etwa 10° , bezogen auf die Achse des Lichtführungselementes 34. Die zylindrische Seitenwand 65 begrenzt die zylindrische Durchführung durch das Zentrum des Lichtführungselementes 34.

Der ringförmige Kollimator 39 dient zur Begrenzung des Gesichtsfeldes des zentralen Szintillators 41, wobei dieses Gesichtsfeld primär auf die linke Herzkammer begrenzt sein soll. Die äußere konisch sich erweiternde Wand 94 des Kollimators 39 hilft die linke Herzkammer gegen den Ringszintillator 42 abzudecken. Der äußere ringförmige Kollimator 38 begrenzt das Gesichtsfeld des äußeren Ringszintillators 42 auf die zu der linken Herzkammer peripheren Teile. Auf diese Weise kann mit Hilfe der Kollimationseinrichtungen 37 die linke Herzkammer 55 und etwas vom nicht zur linken Herzkammer gehörigen Umfeld mit Hilfe des zentralen Szintillators 41 erfaßt werden, während der Ringszintillator 42 gegen die linke Herzkammer 55 abgedeckt ist und den Bereich erfaßt, der als Umfeld im zentralen Szintillationskristall 41 auftritt und die rechte Herzkammer 56 enthält.

Wie aus Fig. 3 entnehmbar, werden die beiden Kollimatoren 38 und 39 mit Hilfe von Stahlschrauben 40 starr miteinander verbunden, die in aus Wolfram bestehenden und in die Kollimatoren eingesetzten Einsätze eingepreßt sind. Die aus Wolfram bestehenden Einsätze sind mit Hilfe eines Epoxy-Klebers in die Kollimatorringe aus Blei eingeklebt und bieten somit einen harten

Metallkern für das Einsetzen der Stiftschrauben 40. Ferner dienen die Wolframeinsätze dazu, das Austreten von Gammastrahlung über die Stahlschrauben zu reduzieren. Die vorzugsweise drei Stahlschrauben absorbieren einen unbedeutenden Anteil der Gammastrahlung, verglichen mit der Gesamtgammastrahlung, die von dem Ringszintillator 42 erfaßt wird, so daß dadurch keine ungleichförmige Auszählung der Szintillationen verursacht wird.

Die Kollimatoreinrichtungen 37 definieren aufgrund des Vorausstehenden also einen räumlichen Bereich, aus dem die Strahlung auf den zentralen Szintillationskristall einerseits und den ringförmigen Szintillationskristall andererseits auftreffen kann.

In Fig. 4 ist schematisch ein Schaltbild des elektronischen Verarbeitungsgerätes dargestellt, das mit der Szintillationssonde 11 gekoppelt ist, um die in Abhängigkeit von Szintillationen in den beiden Szintillationskristallen 41 und 42 erzeugten elektrischen Impulse separat zu tabellieren. Die elektrische Leitung 24 verbindet den Photoelektronen-Vervielfacher 31 mit einem Verstärker 25, der seinerseits mit einem Diskriminator 27 verbunden ist. Mit Hilfe des Diskriminators 27 werden alle Impulse eliminiert, die unterhalb einer bestimmten Amplitudenschwelle liegen. Der Diskriminator 27 ist seinerseits mit einem Bewertungsmeßgerät 29 verbunden, das den Ausschlag eines Galvanometers 89 auf dem Streifen 95 des optischen Streifenschreibers 20 steuert. Änderungen des Bewertungsmessers 29 erzeugen Änderungen des Ausschlags des Galvanometers 89, das einen Lichtstrahl entsprechend auf den Streifen 95 aus einem lichtempfindlichen Papier richtet. Das Aufzeichnungsgerät braucht jedoch nicht in Form eines optischen Streifenschreibers aufgebaut sein, vielmehr kann auch ein normaler Streifenschreiber Verwendung finden. Der Photoelektronen-Vervielfacher 32 ist entsprechend über die elektrische Leitung 23 mit einem Verstärker 26 verbunden, der über einen Diskriminator 28 ein Bewertungsmeßgerät 30 ansteuert, das den Ausschlag des Galvanometers 90

steuert und damit die Aufzeichnung auf dem Streifen 95 der Aufzeichnungs-
vorrichtung bewirkt.

Für den Betrieb und den Einsatz der beschriebenen Herzsonde muß zu-
nächst der Mittelpunkt der linken Herzkammer 55 festgelegt werden. Dies
kann ohne Eingriff mit Hilfe einer Ultraschallabtastung erfolgen, die nach
einem Verfahren durchgeführt wird, wie es in der Zeitschrift Circulation,
Band 51, Nr. 1, v. Jan. 1975 v. Dr. Harvey Feigenbaum unter der Be-
zeichnung "Echocardiographic Examination of the Left Ventricle" beschrie-
ben wurde. Dabei wird zur Auffindung die Mitralis 91 verwendet und das Echo-
gramm zur Lokalisierung des Mittelpunktes 92 der linken Herzkammer be-
nutzt. Dieser Punkt wird auf der Brust des Patienten gekennzeichnet und ist
in Fig. 2 mit 93 angedeutet. Anschließend wird über dieser Kennzeichnung
die Szintillationssonde 11 bzw. 11' angebracht und dem Patienten in die
Halsader Technetium 9m injiziert. Dabei ist eine Dosis von 1 Millicurie
ausreichend. Nach der Injektion wird die Szintillationseinrichtung einge-
schaltet und mit Hilfe der optischen Galvanometer 89 und 90 auf dem Streifen
95 die abgetasteten Ereignisse in der linken Herzkammer und in dem Um-
gebungsbereich festgehalten. Die Sonde wird in der eingestellten Position
für eine ausreichend lange Zeitdauer festgehalten, damit die eingeführte
Substanz sich gleichmäßig über das gesamte Blutvolumen verteilen kann.
Dadurch wird ein Gleichgewicht bewirkt, so daß sich eine gleichförmige
Radioaktivität im gesamten Kreislaufsystem einstellen kann. In der Zwi-
schenzeit werden Blutvolumenmessungen durchgeführt, um die ermittelten
Herzwerte zu eichen. Eine Gleichgewichtslage stellt sich etwa nach 8 bis
10 Minuten ein. Die Daten von der linken Herzkammer werden lediglich
von dieser in einer ersten Phase für jeden Herzschlag ermittelt, wobei
die Phase etwa 10 Herzschläge umfassen kann. Die erste Rezirkulation wird
nur für die zeitliche Feststellung der Rezirkulation ermittelt, wobei nur
eine Rezirkulation notwendig ist. Die verschiedenen Messungen werden
primär nur deshalb durchgeführt, um die Blutzirkulationszeit des
Patienten festzustellen.

In der vorausstehenden Beschreibung wurden zwei Ausführungsbeispiele der Erfindung erläutert. Es sind jedoch eine Vielzahl von Variationen dieser Ausführungsbeispiele möglich, ohne den Bereich der Erfindung zu verlassen. So können beispielsweise die Geometrie der Kollimatoren, die Szintillationsdetektoren, die Lichtführung und weitere Teile der Ausführungsbeispiele verändert werden, ohne daß das Grundprinzip der Erfindung verlassen wird.

Patentansprüche

1. Szintillationssonde zur Messung und Feststellung von Strahlung mit einem Wandler, der zumindest einen Szintillationskristall sowie optische Lichtführungselemente und zumindest einen zugeordneten Photodetektor umfaßt, der elektrische Signale in Abhängigkeit von Szintillationen erzeugt, und mit Aufzeichnungsvorrichtungen zur Registrierung der elektrischen Signale, dadurch gekennzeichnet, daß im Wandler eine Mehrzahl von optisch gegeneinander isolierten Szintillatoren (41, 42) vorhanden ist, mit welchen Szintillationen getrennt von zugeordneten Photodetektoren (27, 28) erfaßbar sind, daß Kollimatoreinrichtungen (37) sich teilweise überlappende, räumliche Gesichtsbereiche für die einzelnen Szintillatoren definieren, so daß die von durch radioaktive Ereignisse in bestimmten räumlichen Bereichen erzeugten Szintillationen abgeleiteten elektrischen Signale getrennt registrierbar sind.

2. Szintillationssonde nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Wandler einen zentralen Szintillator mit einer zentralen Strahleneintrittsfläche und einen peripheren Szintillator mit einer peripheren Strahleneintrittsfläche umfaßt, daß die Kollimatoreinrichtungen einerseits einen im wesentlichen räumlich konisch verlaufenden Erfassungsbereich, der auf das Zentrum der zentralen Strahleneintrittsfläche ausgerichtet ist, und andererseits einen zylindrischen, koaxial zum konischen Erfassungsbereich angeordneten Absorptionsbereich definieren, und daß im konisch verlaufenden Erfassungsbereich erzeugte und auf die zentrale Strahleneintrittsfläche gerichtete Strahlung von den Kollimatoreinrichtungen nicht absorbiert wird, während im zylindrischen Bereich erzeugte und auf die periphere Strahleneintrittsfläche gerichtete Strahlung von den Kollimatoreinrichtungen absorbiert wird.

3. Szintillationssonde nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet daß der zentrale Szintillator (41) gegenüber dem peripheren Szintillator (42) optisch isoliert ist, und daß die Kollimatoreinrichtungen den Erfassungsbereich des zentralen Szintillators und des peripheren Szintillators derart festlegen, daß der periphere Szintillator einen von dem zentralen Szintillator verschiedenen Erfassungsbereich hat, wobei der Erfassungsbereich des peripheren Szintillators den Erfassungsbereich des zentralen Szintillators teilweise überlappt.
4. Szintillationssonde nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Seitenwände des peripheren Szintillators koaxial zu der Seitenwand des zentralen Szintillators verlaufen.
5. Szintillationssonde nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Kollimatoreinrichtungen (37) einen ersten ringförmigen Kollimator (39) aus einem Strahlung absorbierenden Metall aufweisen, der zwischen den zentralen Szintillator und den peripheren Szintillator eingefügt ist und zumindest über eine Endfläche sowohl des zentralen Szintillators als des peripheren Szintillators hinausragt, um Strahlung von dem zentralen Szintillator fernzuhalten, die außerhalb des konisch verlaufenden Erfassungsbereiches liegt, und daß die Kollimatoreinrichtungen ferner einen zweiten ringförmigen Kollimator (38) aus einem Strahlung absorbierenden Metall umfassen, der den peripheren Szintillator umgibt und zumindest über eine Endfläche des peripheren Szintillators hinausragt, um Strahlung zu absorbieren, die außerhalb des Erfassungsbereichs des peripheren Szintillators liegt.
6. Szintillationssonde nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß der erste ringförmige Kollimator (39) einen im wesentlichen kegelförmig sich erweiternden Erfassungsbereich definiert, der auf die zentrische Strahleneintrittsfläche zentriert ist, und daß der erste ringförmige Kollimator (39) Strahlung absorbiert, die auf den peripheren

Szintillator gerichtet ist und aus einem zylindrischen Raumbereich stammt, welcher koaxial zum kegelförmig sich erweiternden Erfassungsbereich liegt.

7. Szintillationssonde nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen dem zentralen Szintillator und dem peripheren Szintillator eine optische Barriere zwischengeschaltet ist, und daß die Photodetektoren derart mit den Szintillatoren gekoppelt sind, daß elektrische Impulse in Abhängigkeit von den Szintillationen der beiden Szintillatoren erzeugbar sind, wobei die elektrischen Impulse vom zentralen Szintillator verschieden von denjenigen vom peripheren Szintillator sind.
8. Szintillationssonde nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß Lichtführungselemente zwischen die Photodetektoren und den zentralen Szintillator bzw. den peripheren Szintillator derart gestaltet sind, daß die von dem zentralen Szintillator und dem peripheren Szintillator erfaßten Szintillationen zu verschiedenen Photodetektoren übertragbar sind.
9. Szintillationssonde nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtführungselemente aus einem rechtwinklig zylindrischen zentralen Teil (33) und einem rechtwinklig hohlzylindrischen Teil (34) bestehen, wobei der hohlzylindrische Teil den zylindrischen Teil umgibt, und daß der hohlzylindrische Teil derart geometrisch geformt ist, daß er an einer zweiten der Eintrittsfläche gegenüberliegenden Fläche eine totale Reflektion bewirkt.
10. Szintillationssonde nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß der zylindrische Teil gegenüber der Innenwand des hohlzylindrischen Teils durch einen ringförmig verlaufenden Abstand separiert ist.

11. Szintillationssonde nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß der zentrale Szintillator über den zylindrischen Teil (33) mit dem zugeordneten Photodetektor und der ringförmige Szintillator über den hohlzylindrischen Teil (34) mit dem zugeordneten Photodetektor gekoppelt ist.

-

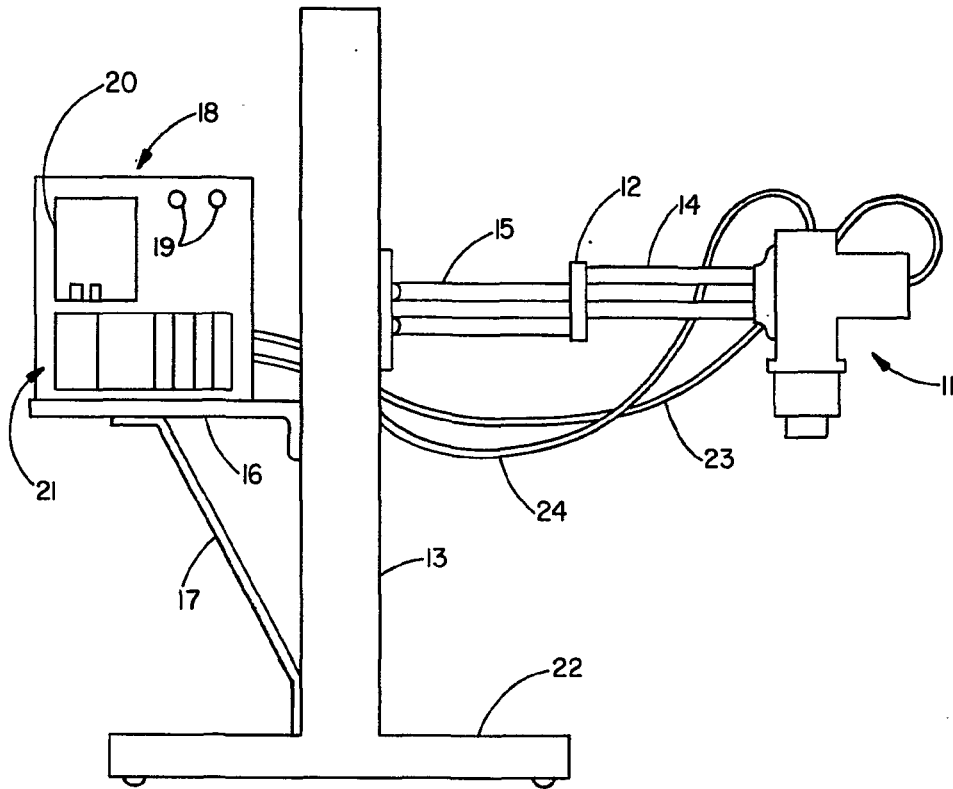


FIG. 1

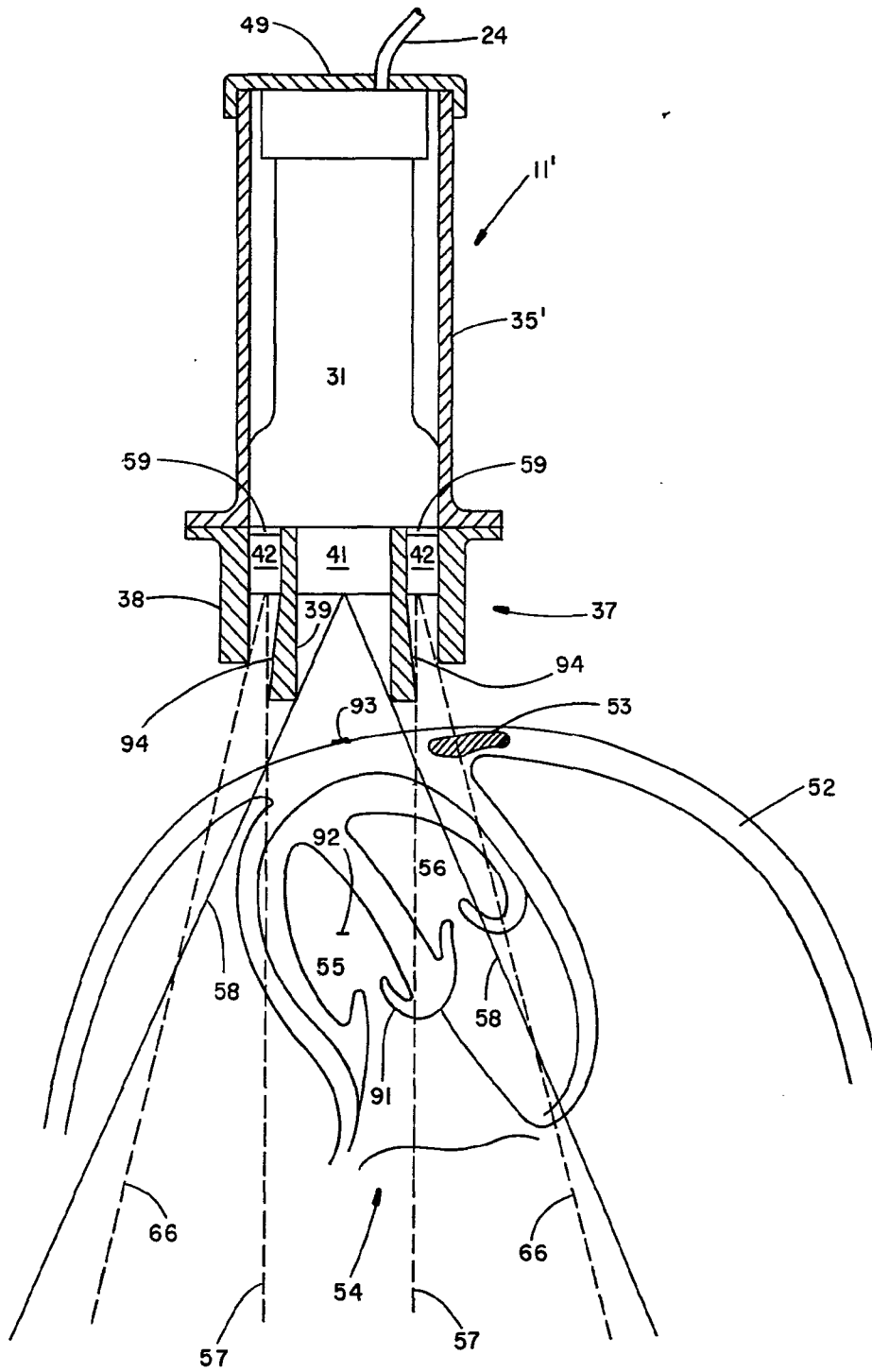
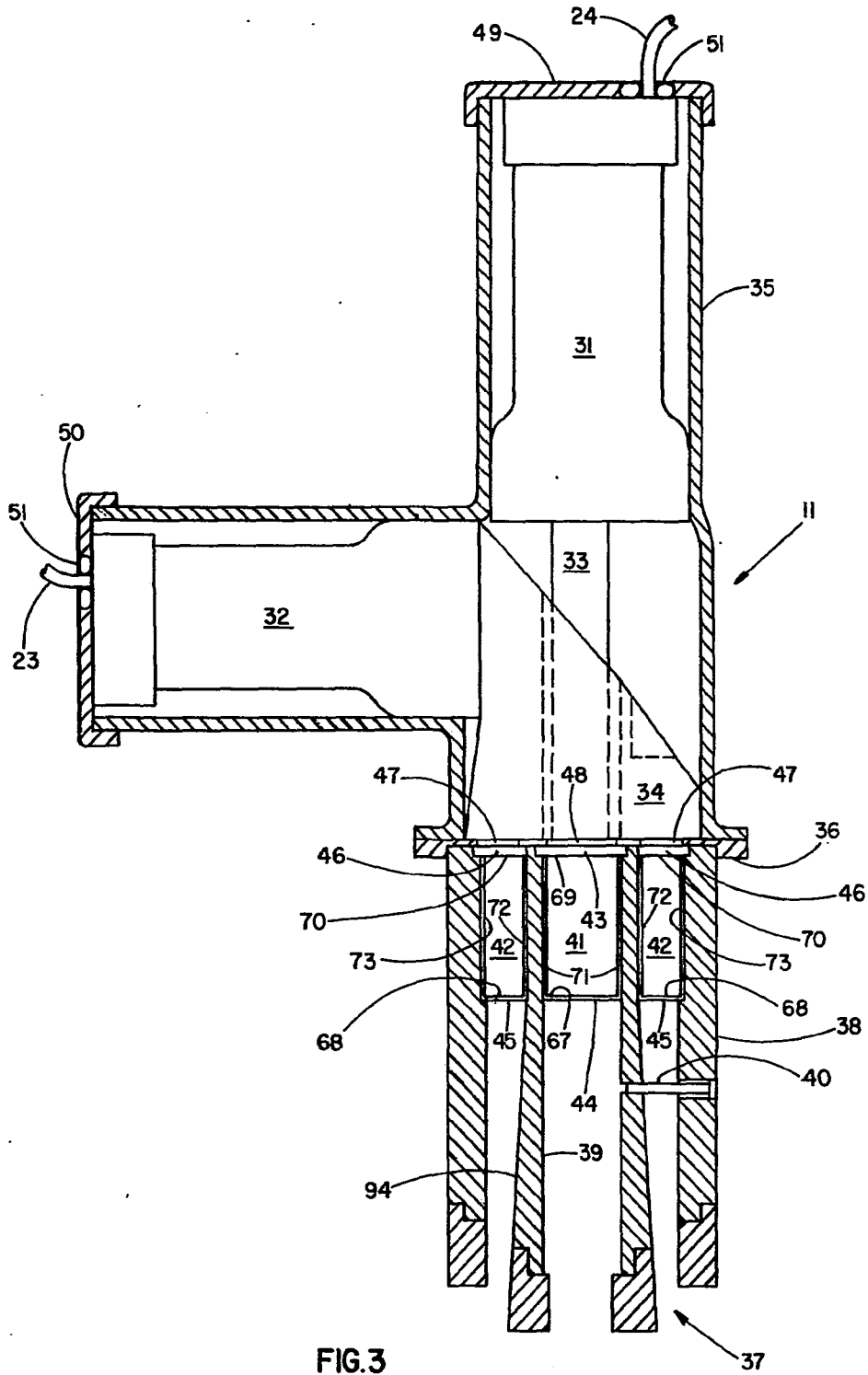


FIG. 2



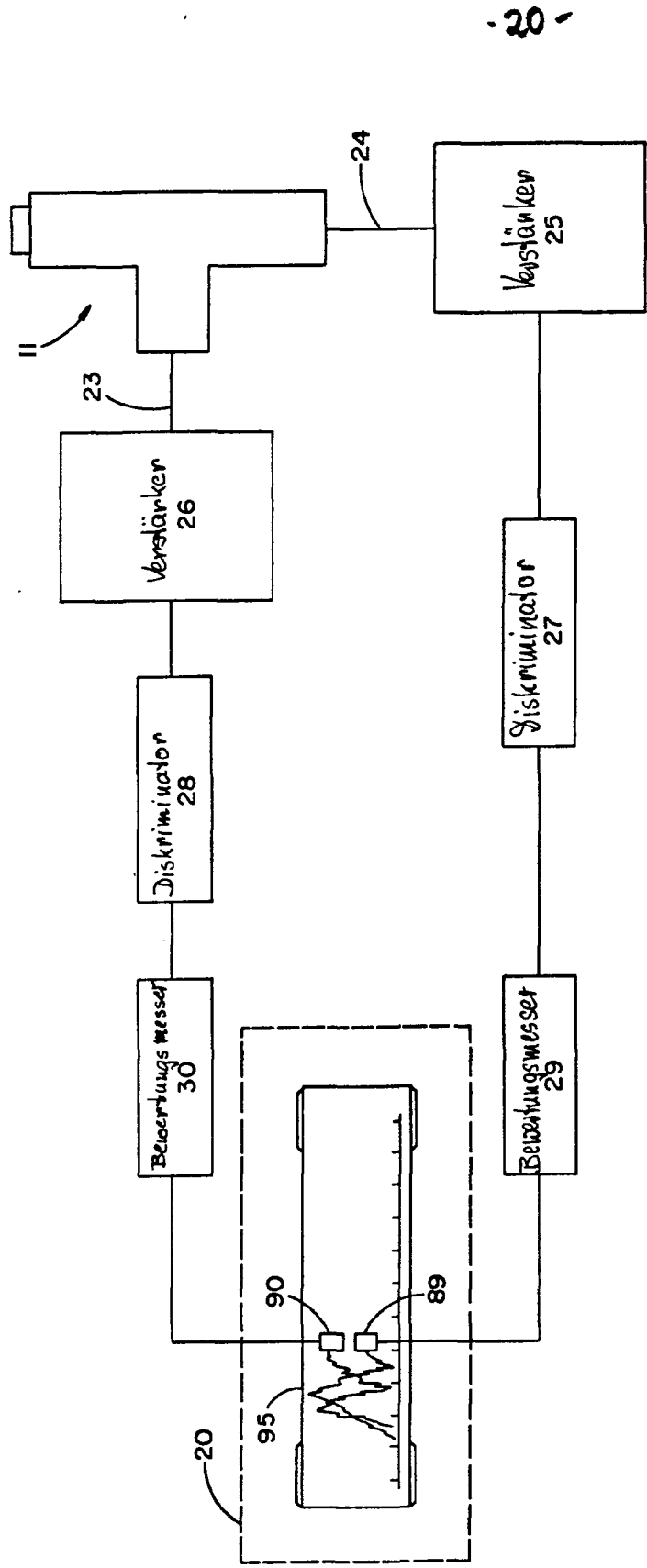


FIG. 4

609842/0608

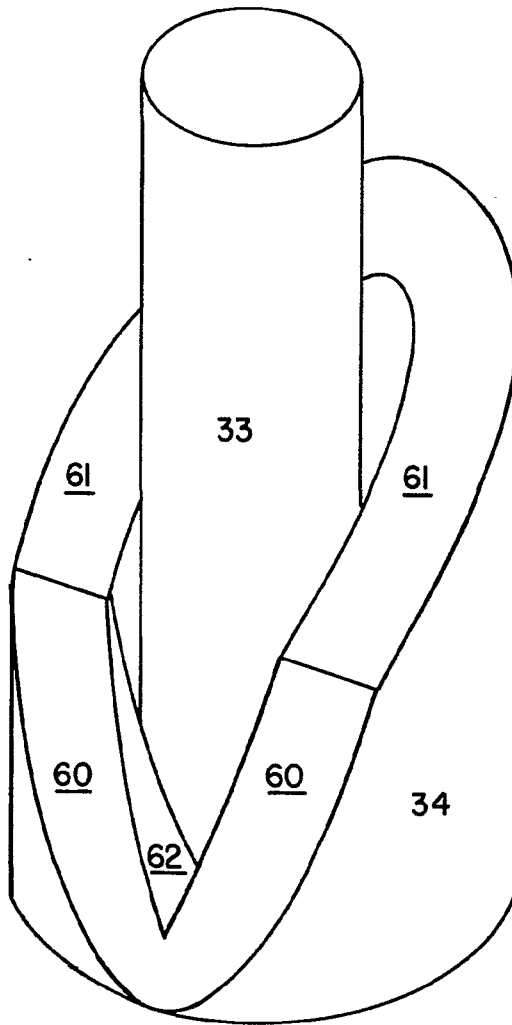


FIG. 5

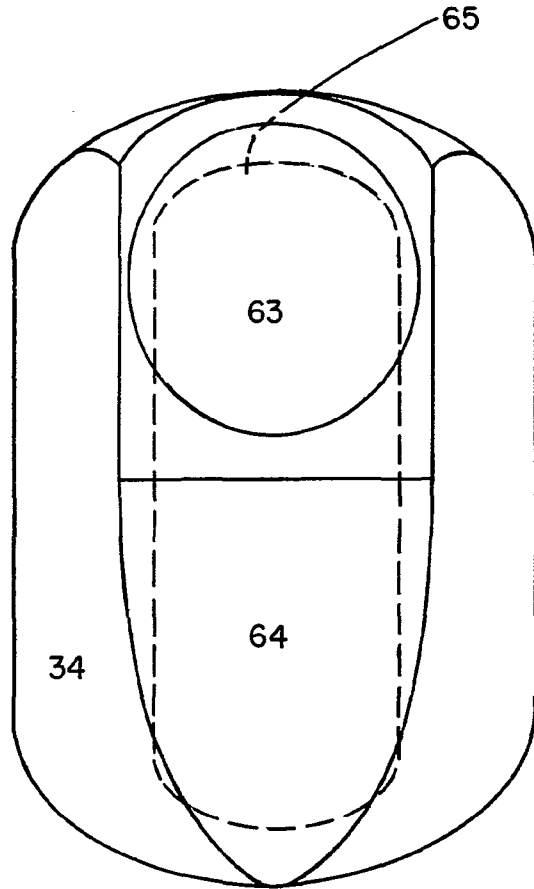


FIG. 6