



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 698 31 418 T2** 2006.06.22

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 033 937 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **698 31 418.2**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/IB98/02126**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **98 960 057.2**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 99/026541**

(86) PCT-Anmeldetag: **24.11.1998**

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **03.06.1999**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **13.09.2000**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **31.08.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **22.06.2006**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 8/00** (2006.01)

A61B 8/12 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

977543 25.11.1997 US

(73) Patentinhaber:

Boston Scientific Ltd., St. Michael, Barbados, BB

(74) Vertreter:

**WUESTHOFF & WUESTHOFF Patent- und
Rechtsanwälte, 81541 München**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, ES, FR, GB, IT

(72) Erfinder:

TEO, Tat-Jin, Sunnyvale, US

(54) Bezeichnung: **VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR ANZEIGE VON ROTATIONSBEDINGTEN VERZERRUN-
GEN BEI EINER ULTRASCHALLBILDERZEUGUNGSANORDNUNG**

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 eingelegt, 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

Hintergrund der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft hochauflösende intravaskuläre Bildgebung und insbesondere intravaskuläre Ultraschallbildgebung sowie Verfahren zur Verbesserung der Bildqualität.

[0002] Bei der intraluminalen oder intravaskulären Ultraschall-(auch als "IVUS" bezeichnet) Bildgebung erfordert die Erzeugung hochauflösender Bilder von Gefäßwandstrukturen eine Bildgebung bei hohen Ultraschallfrequenzen. In IVUS-Bildgebungssystemen können elektronische Abtastvorrichtungen oder mechanische Abtastvorrichtungen eingesetzt werden. IVUS-Systeme, bei denen eine elektronische Abtastung eingesetzt wird, umfassen typischerweise eine Anordnung von Ultraschallwandlern in dem distalen Ende eines Katheters, die sequenziell angeregt werden, um einen Ultraschallstrahl elektronisch abzutasten. Bei IVUS-Systemen, bei denen eine mechanische Abtastung eingesetzt wird (ein Beispiel eines solchen Systems ist in [Fig. 1](#) gezeigt) kann ein einziger rotierender Wandler **1** in dem distalen Ende eines in das Blutgefäß **20** eindringenden Katheters **3** eingesetzt werden, wobei eine Antriebswelle **5** den Wandler **1** mit einem Motor (nicht gezeigt) verbindet, welcher mit dem Katheter **3** an seinem proximalen Ende verbunden ist. IVUS-Systeme, bei denen eine mechanische Abtastung eingesetzt wird, haben hauptsächlich aufgrund der kleineren Größe der mechanischen Abtastvorrichtung im Vergleich zu einer elektronischen Abtastvorrichtung einen breiteren Anwendungsbereich, der es vorteilhafterweise ermöglicht, dass das System sowohl für kleinere Blutgefäße als auch für größere Blutgefäße eingesetzt werden kann.

[0003] Die vorliegende Erfindung betrifft IVUS-Bildgebungssysteme mit einer mechanischen Abtastung. Bei dieser Art von IVUS-Systemen wird ein unidirektionaler Ultraschallanreger/Detektor (beispielsweise Wandler) in einer in einem Blutgefäß positionierten Kathetersonde eingesetzt, um Signaldaten aus Echos der emittierten Ultraschallenergie aus dem Inneren des Blutgefäßes zu ermitteln. Genauer werden durch das radiale Leiten fokussierter Ultraschall-druckwellen **2** von einem Wandler in einen Katheter und das Sammeln von Echos **4** aus dem Zielbereich an dem gleichen Wandler, wie in [Fig. 1](#) gezeigt, Vektoren erzeugt. In einem exemplarischen IVUS-System mit einer mechanischen Abtastung wird der Wandler mechanisch mit einer gleichmäßigen Geschwindigkeit gedreht, wobei eine Mehrzahl von Auslösungen einer Ultraschallanregung erfolgt, um eine Mehrzahl gleichmäßig voneinander beabstandeter radialer Vektoren aus den gesammelten Echos zu erhalten. Die Mehrzahl radialer Vektoren von dem sich drehenden Wandler stellt einen Bildrahmen dar. Ein Signalprozessor führt dann eine Bildverarbeitung

(beispielsweise eine Stabilisierung eines sich bewegenden Bilds, eine temporäre Filterung für Blutflecken und andere Bildverbesserungstechniken) an den ermittelten Daten durch, um eine Anzeige des korrigierten und gefilterten intravaskulären Bilds auf einem Rasterabtastanzeigemonitor zu erhalten. Die Signalverarbeitung in einem intravaskulären Ultraschallbildgebungssystem unter Verwendung eines mechanisch gedrehten Wandlers arbeitet unter der Annahme, dass der Wandler mit einer gleichmäßigen Geschwindigkeit gedreht wird. Diese Annahme wird jedoch häufig verletzt, wenn sich der Katheter durch das Blutgefäß bewegt. Insbesondere die Reibung zwischen dem Katheter und den Gefäßwänden und/oder die Biegung der Gefäßwände verursacht ein Anhaften und/oder Schnalzen (engl. whipping) des Katheters, das zu einer nicht gleichmäßigen Drehung des Wandlers führt. Das System liest somit die reflektierten Echos von dem Blut/der Gefäßstruktur/dem Blutgefäß ungenau, als von einer nicht korrekten Position empfangen, wenn die Voraussetzung einer gleichmäßigen Drehgeschwindigkeit verletzt ist. Daher ist es wünschenswert, die nicht gleichmäßige Drehung zu erfassen und zu quantifizieren, um eine durch eine nicht gleichmäßige Drehung verursachte Bildverzerrung zu korrigieren und dadurch eine intravaskuläre Bilddarstellung mit einer verbesserten Genauigkeit bereitzustellen.

[0004] Einige konventionelle Techniken, die zur Erfassung einer nicht gleichmäßigen Drehung des Wandlers bei der intravaskulären Ultraschallbildgebung eingesetzt werden, umfassen eine Kalibrierung des Katheters **3** mit aktiven oder passiven Markierungspunkten oder Signalpunkten **7**, die, wie in [Fig. 1](#) zu sehen ist, allgemein an verschiedenen Punkten (in Umfangsrichtung oder wendelförmig) entlang des Umfangs eines Mantels **9** des Katheters **3** angeordnet sind. Die Position eines jeden Signalpunkts relativ zu dem Katheter ist bekannt. Passive Signalpunkte dienen als Reflektoren für von dem Katheter übertragenen Ultraschall und können unerwünschterweise reflektierende helle Punkte auf dem Bild verursachen, die Punkte in dem intravaskulären Feld hinter den Punkten verdecken. Aktive Signalpunkte übertragen Ultraschallenergie (gekennzeichnet durch Phase, Amplitude, Frequenz und/oder Pulswiederholungsrate zur Identifizierung des jeweiligen Signalpunkts) in der Richtung des sich drehenden Wandlers, so dass das Bildgebungssystem den jeweiligen Signalpunkt identifizieren kann, um die Winkelposition des Wandlers zu bestimmen. Derartige konventionelle Techniken unter Verwendung passiver oder aktiver Signalpunkte sind jedoch nicht immer wirksam, da die Signalpunkte eine Abdeckung des Gewebes hinter den Signalpunkten verursachen können oder Artefakte einbringen können, die das Bild der anatomischen Strukturen beeinträchtigen können.

[0005] Die US-A-5,485,845 beschreibt ein Ultra-

schallsystem, das eine Anordnung von Signalpunkten umfasst, die Ultraschallenergie in Richtung eines Bildgebungswandlers leiten. Die einzelnen Signalpunkte sind identifizierbar, um die Winkelposition des Bildgebungswandlers zu bestimmen.

[0006] Aus dem oben Beschriebenen wird ersichtlich, dass alternative Verfahren und Vorrichtungen zur Erfassung einer durch eine ungleichmäßige Rotation hervorgerufenen Verzerrung benötigt werden, um eine verbesserte Anzeige intravaskulärer Ultraschallbilder zu ermöglichen.

Zusammenfassung der Erfindung

[0007] Die vorliegende Erfindung stellt eine Vorrichtung bereit, die eine ungleichmäßige Rotation in einer verbesserten Art und Weise erfasst, ohne Signalpunkte einzusetzen, die eine Abdeckung von Gewebe hinter den Signalpunkten oder andere unerwünschte Artefakte in dem Bild verursachen können. In spezifischen Ausführungsformen kann die vorliegende Erfindung eine besonders einfache und nützliche Lösung zur Adressierung des Problems einer durch eine ungleichmäßige Rotation hervorgerufenen Verzerrung bei der intravaskulären Ultraschallbildgebung in Systemen bereitstellen, bei denen eine mechanische Abtastung eingesetzt wird.

[0008] Gemäß einer spezifischen Ausführungsform stellt die vorliegende Erfindung eine Vorrichtung zur Erfassung einer durch eine ungleichmäßige Rotation hervorgerufenen Verzerrung in einem intravaskulären Ultraschallblutgefäßbild bereit, wie sie in Anspruch 1 definiert ist. Die Vorrichtung umfasst eine Kathetersonde in einem Blutgefäß, wobei die Kathetersonde einen Mantel und einen mechanisch in dem Katheter gedrehten Wandler umfasst. Die Kathetersonde umfasst ferner eine blasige Flüssigkeit zwischen dem Mantel und dem Wandler. Der Wandler emittiert einen Ultraschallstrahl, um Echos zu erzeugen, die von der blasigen Flüssigkeit und dem Mantel reflektiert werden, um einen gegebenen Bildvektor zu erhalten. Die Echos können für den gegebenen Bildvektor in einer Mehrzahl von Zeitfenstern erfasst werden. Die erfassten Echos können in der Mehrzahl von Zeitfenstern korreliert werden, um das Vorhandensein einer nicht gleichmäßigen Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers zu bestimmen.

[0009] Gemäß einer weiteren spezifischen Ausführungsform stellt die vorliegende Erfindung eine Vorrichtung zur Erfassung einer durch eine ungleichmäßige Rotation hervorgerufenen Verzerrung in einem intravaskulären Ultraschallblutgefäßbild bereit, wie sie in Anspruch 5 definiert ist. Die Vorrichtung umfasst eine Kathetersonde in einem Blutgefäß, wobei die Kathetersonde einen darin angeordneten Wandler aufweist und der Wandler mechanisch gesteuert wird. Eine Mehrzahl von Ultraschallstrahlen wird

emittiert, um Echos zu erzeugen, die von einem Blutbereich in dem Blutgefäß reflektiert werden, um eine Mehrzahl von aufeinanderfolgenden Bildvektoren zu erhalten, und die Echos werden bei einem vorbestimmten Bereich (r_p) für jeden der aufeinanderfolgenden Bildvektoren erfasst. Der r_p für jeden der aufeinanderfolgenden Bildvektoren ist in dem Blutbereich angeordnet. Korrelationskoeffizienten werden für die erfassten Echos bei r_p zwischen jedem der aufeinanderfolgenden Bildvektoren erhalten, um Veränderungen in einer Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers zu bestimmen.

[0010] Diese Ausführungsformen sowie ihre Vorteile und Merkmale werden detaillierter im Zusammenhang mit dem nachfolgenden Text und den beigefügten Figuren beschrieben.

Kurzbeschreibung der Zeichnungen

[0011] [Fig. 1](#) ist eine Querschnittsansicht eines Blutgefäßes und einer darin angeordneten Kathetersonde eines exemplarischen IVUS-Systems gemäß dem Stand der Technik, bei dem eine mechanische Abtastung eingesetzt wird;

[0012] [Fig. 2](#) ist ein Blockdiagramm eines intravaskulären Ultraschallbildgebungssystems gemäß einer spezifischen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

[0013] [Fig. 3](#) ist eine Querschnittsansicht eines Blutgefäßes und einer darin angeordneten Kathetersonde eines erfindungsgemäßen IVUS-Systems, bei dem eine mechanische Abtastung eingesetzt wird;

[0014] [Fig. 4](#) ist eine detaillierte Querschnittsansicht einer Kathetersonde mit einer darin enthaltenen blasigen Flüssigkeit gemäß einer spezifischen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

[0015] [Fig. 5\(a\)](#) und [Fig. 5\(b\)](#) sind exemplarische Diagramme der Amplitude einer Mehrzahl von Echos, die an einem Wandler **22** über die Zeit entsprechend einem Abstand $r < r_s$ empfangen werden, wenn der Wandler **22** gemäß der in [Fig. 4](#) dargestellten spezifischen Ausführungsform gleichmäßig rotiert bzw. nicht gleichmäßig rotiert;

[0016] [Fig. 6\(a\)](#) ist ein exemplarisches Diagramm, das aufeinanderfolgende Vektoren für einen gleichmäßig rotierenden Wandler gemäß einer weiteren spezifischen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt;

[0017] [Fig. 6\(b\)](#) – [Fig. 6\(c\)](#) sind exemplarische Diagramme, die aufeinanderfolgende Vektoren für einen ungleichmäßig rotierenden Wandler zeigen, wobei die Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers im Vergleich zu der in [Fig. 6\(a\)](#) gezeigten gleichmäßigen

Rotationsgeschwindigkeit zunimmt bzw. abnimmt;

[0018] [Fig. 7\(a\)](#) ist ein exemplarisches Diagramm, das aufeinanderfolgende Vektoren für einen gleichmäßig rotierenden Wandler gemäß einer noch weiteren spezifischen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt; und

[0019] [Fig. 7\(b\)](#) – [Fig. 7\(c\)](#) sind exemplarische Diagramme, die aufeinanderfolgende Vektoren für einen ungleichmäßig rotierenden Wandler zeigen, wobei die Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers im Vergleich zu der in [Fig. 7\(a\)](#) gezeigten gleichmäßigen Rotationsgeschwindigkeit zunimmt bzw. abnimmt.

Beschreibung der spezifischen Ausführungsformen

[0020] Die vorliegende Erfindung sorgt für eine Erfassung einer durch ungleichmäßige Rotation hervorgerufenen Verzerrung zur verbesserten Bildverarbeitung in intravaskulären Ultraschallbildgebungssystemen. Die vorliegende Erfindung stellt eine Bildverarbeitungsvorrichtung bereit, die dazu eingesetzt werden kann, eine durch ungleichmäßige Rotation hervorgerufene Verzerrung in dem dargestellten Bild mit dem intravaskulären Ultraschallbildgebungssystem (in [Fig. 2](#) gezeigt) zu erfassen, bei dem eine mechanische Abtastung ohne aktive oder passive Signale eingesetzt wird.

[0021] In [Fig. 2](#) ist ein Blockdiagramm eines Typs eines intravaskulären Ultraschallbildgebungssystems **10** gezeigt, das für eine intravaskuläre Bildanzeige gemäß einer spezifischen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung eingesetzt werden kann. [Fig. 3](#) zeigt eine Querschnittsansicht eines Blutgefäßes und einer darin angeordneten Kathetersonde eines erfindungsgemäßen, eine mechanische Abtastung verwendenden IVUS-Systems. Wie in [Fig. 2](#) zu sehen ist, wird eine spezialisierte Signalverarbeitungseinrichtung **10** mit einem Ultraschallbildgebungssystem **12** eingesetzt, das eine Kathetersonde **13** umfasst, wobei Ultraschallstrahlen **14** von einem Ultraschallsender oder Anreger **16** des Wandlers **22** emittiert werden, welcher am distalen Ende des Katheters **13** angeordnet und über eine Antriebswelle **5** mit einem Motor (nicht gezeigt) am proximalen Ende des Katheters **13** verbunden ist. Die Ultraschallsignale **14** von beispielsweise 5 Megahertz (MHz) bis 50 MHz werden auf ein intravaskuläres Ziel gelenkt, um Reflexionen in Form von Ultraschallechosignalen **18** von den intravaskulären Strukturen, einschließlich Blut, zu verursachen. Radiale Speichen (engl. spokes) oder Vektoren **18** von Informationen werden von einem Ziel **20** (die Innenwände eines Blutgefäßes) auf der Basis von an einem Wandler **22** empfangener Ultraschallreflexionen gesammelt. Genauer werden Informationen gesammelt, indem schmale Ultraschallabtaststrahlen **14** (einer vorbestimmten Bandbreite) von dem Anreger **16** in das Blutgefäß **20** ge-

leitet werden, wenn er (um einen Winkel θ) in dem Katheter **13** gedreht wird. Die Reflexionen steigen in der Amplitude über einen Bereich und werden durch den Wandler **22** als Funktion eines Einheitsabstands (r) entlang des Radius eines jeden Vektors aufgezeichnet. Das Bild ist repräsentativ für eine Querschnitts-"Scheibe" der Struktur des Blutgefäßes **20** und umfasst Wandstrukturen (Blut-Wand-Grenzfläche) **26** und Lumen von Blut (Blutbereich) **24**, wie in den [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) zu sehen ist. Diese Bilddaten können in Abhängigkeit des spezifischen eingesetzten Systems entweder als analoge oder digitale Informationen gesammelt werden. Die gesammelten Daten werden in Pixel umgewandelt, die Punkte in einem abgetasteten (geschwenkten oder gedrehten) zweidimensionalen Bild repräsentieren. Diesen Pixeln wird ein Wert auf beispielsweise einer Graustufenskala zwischen schwarz und weiß zugewiesen. Selbstverständlich kann der zugewiesene Wert in anderen Ausführungsformen auf einer Farbskala liegen. Nachdem das intravaskuläre Ultraschallbildgebungssystem die Bilddaten gesammelt hat, führt der Signalprozessor **10** eine Signalverarbeitung der gesammelten Bilddaten und eine Scan-Konvertierung der Bilddaten in x-y gerasterte Bilddaten zur Speicherung in einem Anzeigespeicher **32** und zur anschließenden Bereitstellung des Rasterbilds zur Betrachtung auf einer mit dem Signalprozessor **10** verbundenen Anzeigeeinrichtung **30** durch. Der Signalprozessor **10** umfasst darüber hinaus einen Programmspeicher **38**, der dazu eingesetzt werden kann, das/die computerlesbare(n) Programm(e) zur Implementierung einer spezifischen Ausführungsform/spezifischer Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung zu speichern, wie nachfolgend diskutiert werden wird. Alternativ dazu kann/können das/die computerlesbare(n) Programm(e) zur Implementierung spezifischer Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung in einem mit dem Signalprozessor **10** verbundenen Speicher gespeichert werden. Beispielsweise kann der Speicher ein Read-only-Speicher, ein Festplattenlaufwerk oder ein Wechsellaufwerk sein.

[0022] In dem in den [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) gezeigten IVUS-System wird der Wandler **22** mechanisch mit einer gleichmäßigen Geschwindigkeit von beispielsweise ungefähr 1800 Umdrehungen pro Minute in dem Mantel **9** des Katheters **13** gedreht, wobei ungefähr 300 Ultraschallanregungen abgefeuert werden, um eine Mehrzahl gleichmäßig voneinander beabstandeter radialer Vektoren von den gesammelten Echos für einen Bildrahmen zu erhalten. Für jeden abgefeuerten Ultraschallstrahl wird die Amplitude für einen jeweiligen Abstand r in dem radialen Vektor erhalten, indem die an dem Wandler **22** empfangenen Reflexionen abgetastet werden, mit $r = (tc)/2$ (wobei t die Zeit zwischen den Abschüssen der Ultraschallstrahlen und dem Empfang der jeweiligen abgetasteten Amplitude ist, und c die Schallgeschwindigkeit in dem Blut/Gewebe/Wasser-Medium ist, die unter an-

derem in Abhängigkeit der Temperatur und der Art des Mediums ungefähr 1500 Meter/Sekunde \pm 20% Abweichung betragen kann). Intravaskuläre Bildrahmen werden durch das Abtasten der an dem Wandler **22** für $r > r_s$ empfangene Reflexionen erhalten, wobei r_s der Abstand zwischen dem Wandler **22** und dem Mantel **9** des Katheters **13** ist.

[0023] Gemäß einer spezifischen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird der Katheter **13** mit einer blasigen Flüssigkeit gespült, die beispielsweise Mikroblasen enthält, wie in [Fig. 4](#) zu sehen ist. [Fig. 4](#) ist eine detaillierte Querschnittsansicht einer Kathetersonde mit einer darin enthaltenen blasigen Flüssigkeit gemäß dieser spezifischen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. In der vorliegenden Ausführungsform ist der Mantel **9** so nicht-reflektierend (d.h. so durchlässig) für Ultraschall wie möglich, so dass Ultraschall durch den Mantel **9** emittiert und Echos durch den Mantel **9** für Bildgebungszwecke empfangen werden können. Zum Zwecke der Erfassung einer ungleichmäßigen Rotation ist jedoch zumindest ein Abschnitt des Mantels **9** Ultraschall reflektierend, um das in der vorliegenden Ausführungsform eingesetzte Ultraschallecho bereitzustellen. Beispielsweise kann ein erster Abschnitt entlang der Länge des Mantels **9**, der für Ultraschall durchlässig ist, zu Bildgebungszwecken eingesetzt werden, während ein zweiter Abschnitt entlang der Länge des Mantels **9**, der Ultraschall reflektierend ist, für die nicht gleichmäßige Rotation eingesetzt werden kann. Durch das Spülen des Katheters **13** mit einer Flüssigkeit **40**, die Mikroblasen **42** enthält, wird ein Ultraschallecho zwischen dem Wandler **22** und dem Mantel **9** erzeugt. AlbunexTM, erhältlich von Molecular Bioscience Inc., oder TaligentTM, erhältlich von Alliance Pharmaceutical, sind exemplarische blasige Flüssigkeiten, die in der vorliegenden Erfindung als Kontrastmittel eingesetzt werden können. Bei der vorliegenden Ausführungsform nützliche Mikroblasen **42** haben einen mittleren Durchmesser im Bereich von ungefähr 4 μ m oder weniger mit einem Verteilungsbereich zwischen ungefähr 1-10 μ m. Der Wandler **22** empfängt somit eine Mehrzahl von Echos von dem Mantel **9** und den Mikroblasen **42**, die aus verschiedenen Umläufen des in dem Mantel **9** wiederhallenden Ultraschallstrahls stammen.

[0024] Gemäß der vorliegenden Ausführungsform nach [Fig. 4](#) sind die [Fig. 5\(a\)](#) und [Fig. 5\(b\)](#) exemplarische Diagramme der Amplitude dieser Mehrzahl von Echos, die an dem Wandler **22** über der dem Abstand $r < r_s$ entsprechenden Zeit empfangen werden, wenn der Wandler **22** eine gleichmäßige bzw. eine ungleichmäßige Drehung ausführt. Gemäß der vorliegenden Ausführungsform würden gleichmäßig voneinander beabstandete Segmente (Amplitude in der Zeit/Tiefendimension) entlang eines Bildvektors innerhalb von r_s miteinander korreliert sein. Da die tieferen Segmente des Bildvektors von mehreren Um-

läufen des Ultraschalls zwischen dem Wandler **22** und dem Mantel **9** stammen, ist die Korrelation oder deren Fehlen in den verschiedenen Segmenten des empfangenen Signals ein Maß für die Rotationsgeschwindigkeit. Für eine nicht rotierende Umgebung wäre die Korrelation zwischen zwei Segmenten des Bildvektors, die von verschiedenen Umläufen zwischen dem Wandler und dem Mantel stammen, hoch. Beispielsweise sind, wie in [Fig. 5\(a\)](#) zu sehen ist, gleichmäßig voneinander beabstandete Segmente in dem Bildvektor als Fenster (w_1 , w_2 , w_3 und w_4) über der Zeit gezeigt. Die Zeit t_0 zwischen dem Beginn eines Fensters und dem Beginn des nächsten darauffolgenden Fensters ist vorzugsweise größer als die Zeit $t_s = (2 r_s)/c$ zwischen einem durch den Wandler emittierten Ultraschallstrahl und einem von dem Wandler empfangenen ersten Echo. Jedes Zeitfenster sollte so kurz wie möglich sein, aber eine ausreichende Breite haben (d.h. eine Zeitdauer), um ausreichend Informationen aus einem Echo zu sammeln, um eine adäquate Korrelation durchzuführen. In dem Beispiel nach [Fig. 5\(a\)](#) führt eine Korrelation eines jeden Segments des Bildvektors mit dem vorhergehenden Segment zu Korrelationskoeffizienten von ungefähr 0,72, 0,71 und 0,73 für w_2 , w_3 bzw. w_4 . Somit zeigen die stark korrelierten Segmente, dass sich der Wandler **22** in einer im Wesentlichen gleichmäßigen Art und Weise dreht. Jede Ungleichmäßigkeit der Drehung des Wandlers **22** würde sich in einer merklichen Veränderung des Korrelationskoeffizienten in den Segmenten des Bildvektors manifestieren. Insbesondere würde eine Zunahme des Korrelationskoeffizienten von einem Fenster zu einem darauffolgenden Fenster anzeigen, dass sich die Rotationsbewegung des Wandlers verlangsamt hat, und eine Abnahme des Korrelationskoeffizienten von einem Fenster zu einem darauffolgenden Fenster würde anzeigen, dass sich die Rotationsbewegung des Wandlers beschleunigt hat. In dem Beispiel nach [Fig. 5\(b\)](#) führt eine Korrelation eines jeden dieser Segmente des Bildvektors mit dem darauffolgenden Segment zu Korrelationskoeffizienten von ungefähr 0,73, 0,53 und 0,91 für w_2 , w_3 bzw. w_4 . Wie in den [Fig. 5\(a\)](#) bis [Fig. 5\(b\)](#) zu sehen ist, tritt von dem Fenster w_3 zu w_2 eine ungleichmäßige Rotation, genauer, eine Zunahme der Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers auf, während von dem Fenster w_4 zu w_3 eine ungleichmäßige Rotation, genauer, eine Abnahme der Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers auftritt. Die vorliegende Ausführungsform ist zur Verwendung mit Kathetern geeignet, wenn der Abstand r_s zwischen dem Mantel **9** und dem Wandler **22** groß genug ist, um für lückenlose Ultraschallechos zu sorgen, wobei jedes Fenster ausreichend breit ist, um nur ein Echo einzufangen. Beispielsweise kann ein Katheter mit einem verglichen mit dem Mantel kleinen Wandler, der Abmessungen hat, wie sie für die spezielle intravaskuläre Anwendung erforderlich sind, für die vorliegende Ausführungsform nützlich sein.

[0025] Gemäß anderen spezifischen Ausführungsformen, bei denen flüssigkeitsgespülte Katheter **13** eingesetzt werden, wobei die Flüssigkeit mit Mikrobubbles gefüllt ist, kann ebenfalls eine Korrelation über einen größeren Zeitsabstand über verschiedene Segmente in verschiedenen Bildvektoren durchgeführt werden. Wenn sich der Wandler **22** mit einer gleichmäßigen Geschwindigkeit dreht, bleibt der Korrelationskoeffizient für einen gegebenen Zeitabstand und eine Strahlbreite gleich. In anderen Ausführungsformen können mehrere Korrelationskoeffizienten für eine gegebene Zeitseparation erstellt werden, und der Durchschnitt kann verwendet werden, um die Genauigkeit der Messung zu verbessern.

[0026] Beispiele für Korrelationstechniken, die gemäß der vorliegenden Erfindung eingesetzt werden können, werden detailliert von Daniel I. Barnea und Harvey F. Silverman in einem Artikel mit dem Titel "A Class of Algorithms for Fast Digital Image Registration", Seiten 179-186 in IEEE Transactions on Computers, Vol. C-21, Nr. 2, Februar 1972 und von Petros Maragos in einem Artikel mit dem Titel "Morphological Correlation and Mean Absolute Error Criteria", Seiten 1568-1571 in IEEE Proceedings 1989 auf der International Conference on Acoustic Speech and Signal Processing diskutiert. Beispielsweise kann in den oben diskutierten spezifischen Ausführungsformen (beispielsweise den Ausführungsformen, die mit [Fig. 4](#) im Zusammenhang stehen) der allgemeine Korrelationsausdruck verwendet werden, der in Gleichung 6 oder 11 des Artikels von Barnea angegeben ist, aber in dem 1-dimensionalen Zeit/Tiefenbereich.

[0027] Gemäß einer weiteren spezifischen Ausführungsform nutzt die vorliegende Erfindung die Korrelation von Blutflecken, um die Rotation des Wandlers zu verfolgen. Bei dieser Ausführungsform könnte der in Gleichung 6 oder 11 des Artikels von Barnea angegebene allgemeine Korrelationsausdruck in dem 1-dimensionalen Zeit/Tiefenbereich für eine gegebene Tiefe (r_p) in aufeinanderfolgende Bildvektoren eingesetzt werden. Gemäß dieser Ausführungsform wird ein Bereich **50** in der Bildszene, in dem die Bildtextur voller Flecken ist, ausgewählt. Innerhalb des Blutfleckenbereichs **50** sollte der Korrelationskoeffizient für jeweilige Punkte r_p (in aufeinanderfolgenden Bildvektoren) niedrig sein, die einen Abstand voneinander haben, der größer ist als die Ultraschallstrahlbreite (gemessen als Winkel), wohingegen innerhalb des Blutfleckenbereichs **50** der Korrelationskoeffizient für jeweilige Punkte r_p (in aufeinanderfolgenden Bildvektoren) hoch sein sollte, die einen Abstand voneinander haben, der kleiner ist als die Ultraschallstrahlbreite. [Fig. 6\(a\)](#) ist ein exemplarisches Diagramm, in dem aufeinanderfolgende Vektoren für einen sich gleichmäßig drehenden Wandler **22** gemäß dieser spezifischen Ausführungsform dargestellt sind. Aus Gründen der Vereinfachung ist der Wandler **22** im Wesentlichen in der Mitte des Blutgefäßes **20**

angeordnet, es sollte jedoch berücksichtigt werden, dass die Diskussion auch zutrifft, wenn sich der Wandler **22** versetzt zum Mittelpunkt befindet, solange der Bereich **50** von Blutflecken zur Verwendung mit dieser vorliegenden Ausführungsform vorhanden ist. Wie in [Fig. 6\(a\)](#) zu sehen ist, rotiert der Wandler **22** mit einer gleichmäßigen Rotationsgeschwindigkeit ω , wobei aufeinanderfolgende Bildvektoren (genauer Bildvektor **52** für θ_i , Bildvektor **54** für θ_{i+1} und Bildvektor **56** für θ_{i+2}) durch einen gleichmäßigen Winkelabstand $\Delta\theta$ gleichmäßig voneinander beabstandet sind. Die Korrelation zwischen jedem aufeinanderfolgenden Bildvektor (zwischen **52** und **54** und zwischen **54** und **56**) bei dem gleichen vorbestimmten Bereich r_p (wir legen fest, dass diese Korrelation für eine gleichmäßige Rotationsgeschwindigkeit ω C_ω ist) sollte relativ hoch und zwischen aufeinanderfolgenden Bildvektoren, zwischen denen ungefähr der gleiche Winkelabstand beibehalten wird, im Wesentlichen ähnlich sein. Eine fehlende Schwankung des Korrelationskoeffizienten in aufeinanderfolgenden Bildvektoren zeigt eine fehlende Schwankung in der Rotationsgeschwindigkeit (d.h. eine gleichmäßige Rotation) des Wandlers **21** an.

[0028] Die [Fig. 6\(b\)](#) – [Fig. 6\(c\)](#) sind exemplarische Diagramme, die aufeinanderfolgende Vektoren für einen sich ungleichmäßig drehenden Wandler zeigen, dessen Rotationsgeschwindigkeit im Vergleich zu der in [Fig. 6\(a\)](#) gezeigten gleichmäßigen Rotationsgeschwindigkeit zunimmt bzw. abnimmt. Wie in [Fig. 6\(b\)](#) zu sehen ist, rotiert der Wandler **22** mit einer gleichmäßigen Rotationsgeschwindigkeit ω von dem Bildvektor **52** für θ_i zu dem Bildvektor **54** für θ_{i+1} , die durch einen gleichmäßigen Winkelabstand $\Delta\theta$ gleichmäßig voneinander beabstandet sind. Der Wandler **22** beginnt jedoch von dem Bildvektor **54** für θ_{i+1} zu dem Bildvektor **62** für θ_{i+2} mit einer zunehmenden Rotationsgeschwindigkeit $\omega + \Delta\omega_1$ zu rotieren. Die Korrelation zwischen den aufeinanderfolgenden Bildvektoren **52** und **54** bei dem gleichen vorbestimmten Bereich r_p sollte relativ hoch sein und wird durch C_ω definiert. Die Korrelation zwischen den aufeinanderfolgenden Bildvektoren **54** und **62** bei dem gleichen vorbestimmten Bereich r_p sollte jedoch niedriger sein als die Korrelation C_ω zwischen den Vektoren **52** und **54**, da die aufeinanderfolgenden Bildvektoren **54** und **62** verglichen mit der Strahlbreite einen breiteren Winkelabstand aufweisen. Die Abnahme des Korrelationskoeffizienten von C_ω in aufeinanderfolgenden Bildvektoren zeigt eine Zunahme der Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers **21** an.

[0029] In [Fig. 6\(c\)](#) dreht sich der Wandler **22** mit einer gleichmäßigen Rotationsgeschwindigkeit ω von dem Bildvektor **52** für θ_i zu dem Bildvektor **54** für θ_{i+1} , die durch einen gleichmäßigen Winkelabstand $\Delta\theta$ gleichmäßig voneinander beabstandet sind. Der Wandler **22** beginnt jedoch von dem Bildvektor **54** für θ_{i+1} zu dem Bildvektor **64** für θ_{i+2} mit einer abnehmen-

den Rotationsgeschwindigkeit $\omega - \Delta\omega_2$ zu rotieren. Wiederum sollte die Korrelation zwischen den aufeinanderfolgenden Bildvektoren **52** und **54** bei dem gleichen vorbestimmten Bereich r_p relativ hoch sein und wird durch C_ω definiert. Die Korrelation zwischen den aufeinanderfolgenden Bildvektoren **54** und **64** bei dem gleichen vorbestimmten Bereich r_p sollte jedoch höher sein als die Korrelation C_ω zwischen den Vektoren **52** und **54**, da die aufeinanderfolgenden Bildvektoren **54** und **64** verglichen mit der Strahlbreite sogar einen kleineren Winkelabstand aufweisen als die Bildvektoren **52** und **54**. Die Zunahme des Korrelationskoeffizienten von C_ω in aufeinanderfolgenden Bildvektoren zeigt eine Abnahme der Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers **21** an.

[0030] Gemäß weiterer spezifischer Ausführungsformen, die der oben für die [Fig. 6\(a\)](#) – [Fig. 6\(c\)](#) diskutierten Ausführungsform ähneln, wird eine Korrelation von Blutflecken dazu verwendet, die Drehung des Wandlers zu verfolgen. Bei diesen Ausführungsformen könnte ebenfalls der in Gleichung 6 oder 11 des Artikels von Barnea angegebene allgemeine Korrelationsausdruck in dem 1-dimensionalen Zeit/Tiefenbereich für mehrere gegebene Bereiche oder Tiefen (r_{p1} , r_{p2} , r_{p3} , etc.) in aufeinanderfolgenden Bildvektoren eingesetzt werden, um für eine größere Erfassungsgenauigkeit verschiedene Messungen der ungleichmäßigen Rotation bereitzustellen. Die vorliegenden Ausführungsformen, die im Zusammenhang mit den [Fig. 7\(a\)](#) – [Fig. 7\(c\)](#) beschrieben werden, werden hier lediglich aus Gründen der Vereinfachung der Erläuterung für zwei gegebene Tiefen (r_{p1} und r_{p2} , wobei r_{p1} näher an dem Wandler liegt als r_{p2}) diskutiert. In ähnlicher Weise wie bei der Ausführungsform gemäß den [Fig. 6\(a\)](#) – [Fig. 6\(c\)](#) wird für die Ausführungsform nach den [Fig. 7\(a\)](#) – [Fig. 7\(c\)](#) der Bereich **50** in der Bildszene ausgewählt, in dem die Bildtextur voller Flecken ist.

[0031] [Fig. 7\(a\)](#) ist ein exemplarisches Diagramm, das gemäß der vorliegenden spezifischen Ausführungsform aufeinanderfolgende Vektoren für einen sich gleichmäßig drehenden Wandler **22** zeigt. Die [Fig. 7\(b\)](#)–[Fig. 7\(c\)](#) sind exemplarische Diagramme, die aufeinanderfolgende Vektoren für einen ungleichmäßig rotierenden Wandler zeigen, dessen Rotationsgeschwindigkeit im Vergleich zu der in [Fig. 7\(a\)](#) gezeigten gleichmäßigen Rotationsgeschwindigkeit zunimmt bzw. abnimmt. Aus Gründen der Vereinfachung ist der Wandler **22** im Wesentlichen in der Mitte des Blutgefäßes **20** angeordnet, es sollte jedoch berücksichtigt werden, dass die Diskussion auch zutrifft, wenn sich der Wandler **22** versetzt zum Mittelpunkt befindet, solange der Bereich **50** von Blutflecken zur Verwendung mit der vorliegenden Ausführungsform vorhanden ist. Wie in [Fig. 7\(a\)](#) zu sehen ist, dreht sich der Wandler **22** mit einer gleichmäßigen Rotationsgeschwindigkeit ω , wobei aufeinanderfolgende Bildvektoren (genauer Bildvektor **72** für θ_i ,

Bildvektor **74** für θ_{i+1} und Bildvektor **76** für θ_{i+2}) durch einen gleichmäßigen Winkelabstand $\Delta\theta$ gleichmäßig voneinander beabstandet sind. Die Korrelationen zwischen jedem aufeinanderfolgenden Bildvektor (zwischen **52** und **54** und zwischen **54** und **56**) bei den gleichen vorbestimmten Bereichen r_{p1} und r_{p2} (wir definieren die Korrelation bei r_{p1} zwischen aufeinanderfolgenden Bildvektoren für eine gleichmäßige Rotationsgeschwindigkeit ω als $C_{\omega1}$ und die Korrelation bei r_{p2} zwischen aufeinanderfolgenden Bildvektoren für eine gleichmäßige Rotationsgeschwindigkeit ω als $C_{\omega2}$) sollte relativ hoch und zwischen aufeinanderfolgenden Bildvektoren, bei denen ungefähr der gleiche Winkelabstand beibehalten wird, im Wesentlichen ähnlich sein. Die fehlende Schwankung des Korrelationskoeffizienten in aufeinanderfolgenden Bildvektoren zeigt eine fehlende Schwankung in der Rotationsgeschwindigkeit (d.h. eine gleichmäßige Rotation) des Wandlers **22** an.

[0032] In dem Bereich **50** sollte der Korrelationskoeffizient bei einem spezifischen Bereich zwischen aufeinanderfolgenden Bildvektoren für Werte des Bereichs niedrig sein, die einen Abstand haben, der größer ist als die Ultraschallstrahlbreite. Im Gegensatz dazu sollte in dem Blutfleckenbereich **50** der Korrelationskoeffizient bei einem spezifischen Bereich zwischen aufeinanderfolgenden Bildvektoren für Werte des Bereichs hoch sein, die einen Abstand haben, der geringer ist als die Ultraschallstrahlbreite.

[0033] Die Bestimmung der Korrelationskoeffizienten bei mehr als einem Bereichswert zwischen aufeinanderfolgenden Bildvektoren ermöglicht eine höhere Genauigkeit der Erfassung einer ungleichmäßigen Rotation.

[0034] Wenn die als Winkel gemessene Strahlbreite bei jedem der ausgewählten Bereiche r_{p1} und r_{p2} in dem in den Bereich **50** fallenden Strahl konstant bleibt, dann sollten die Korrelationskoeffizienten sowohl bei r_{p1} als auch bei r_{p2} zwischen aufeinanderfolgenden Vektoren im Wesentlichen gleich sein, wenn die aufeinanderfolgenden Vektoren ungefähr den gleichen Winkelabstand beibehalten (d.h. eine gleichmäßige Rotation des Wandlers **21**). Beispielsweise können die Korrelationskoeffizienten zwischen aufeinanderfolgenden Vektoren **72** und **74** an den Punkten r_{p1} und r_{p2} $C_{\omega1} = 0,9$ bzw. $C_{\omega2} = 0,9$ sein und diese Korrelationskoeffizienten bleiben für aufeinanderfolgende Vektoren **74** und **76** im Wesentlichen konstant, wenn sich der Wandler gleichmäßig dreht. Wie in [Fig. 7\(b\)](#) zu sehen ist, dreht sich der Wandler **22** von dem Bildvektor **72** für θ_i zu dem Bildvektor **74** für θ_{i+1} , die durch einen gleichmäßigen Winkelabstand $\Delta\theta$ gleichmäßig voneinander beabstandet sind, mit einer gleichmäßigen Rotationsgeschwindigkeit ω . Der Wandler **22** beginnt jedoch von dem Bildvektor **74** für θ_{i+1} zu dem Bildvektor **82** für θ_{i+2} mit einer zunehmenden Rotationsgeschwindigkeit $\omega + \Delta\omega_1$ zu ro-

tieren. Die Korrelationen zwischen den aufeinanderfolgenden Bildvektoren **74** und **82** bei den vorbestimmten Bereichen r_{p1} und r_{p2} (z.B. die Korrelationen bei r_{p1} und bei r_{p2} zwischen den Vektoren **74** und **82** sind jeweils ungefähr 0,4) sollten beide niedriger sein als die Korrelationen $C_{\omega1}$ und $C_{\omega2}$ zwischen den Vektoren **72** und **74**, da die aufeinanderfolgenden Bildvektoren **74** und **82** verglichen mit der Strahlbreite einen breiteren Winkelabstand aufweisen. Die Abnahme der Korrelationskoeffizienten von $C_{\omega1}$ und $C_{\omega2}$ in den aufeinanderfolgenden Bildvektoren **74** und **82** zeigt eine Zunahme der Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers **22** an. In [Fig. 7\(c\)](#) dreht sich der Wandler **22** von dem Bildvektor **72** für θ_i zu dem Bildvektor **74** für θ_{i+1} , die durch einen gleichmäßigen Winkelabstand $\Delta\theta$ gleichmäßig voneinander beabstandet sind, mit einer gleichmäßigen Rotationsgeschwindigkeit ω . Von dem Bildvektor **74** für θ_{i+1} zu dem Bildvektor **84** für θ_{i+2} beginnt der Wandler **22** jedoch mit einer abnehmenden Rotationsgeschwindigkeit $\omega - \Delta\omega_2$ zu rotieren. Wiederum sollte die Korrelation zwischen den aufeinanderfolgenden Bildvektoren **72** und **74** bei den gleichen vorbestimmten Bereichen r_{p1} und r_{p2} relativ hoch sein und ist als $C_{\omega1}$ bzw. $C_{\omega2}$ definiert. Die Korrelationen zwischen den aufeinanderfolgenden Bildvektoren **74** und **84** bei den gleichen vorbestimmten Bereichen r_{p1} und r_{p2} (beispielsweise sind die Korrelationen bei r_{p1} und bei r_{p2} zwischen den Vektoren **74** und **84** jeweils ungefähr 0,95) sollten jedoch höher sein als die Korrelationen $C_{\omega1}$ und $C_{\omega2}$ zwischen den Vektoren **72** und **74**, da die aufeinanderfolgenden Bildvektoren **74** und **84** verglichen mit der Strahlbreite sogar einen kleineren Winkelabstand haben als die Bildvektoren **72** und **74**. Die Zunahme der Korrelationskoeffizienten von $C_{\omega1}$ und $C_{\omega2}$ in den aufeinanderfolgenden Bildvektoren **74** und **84** zeigt eine Abnahme der Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers **21** an. Da die Korrelationen bei r_{p1} und bei r_{p2} zwischen den Vektoren **74** und **82** unabhängig von der Zunahme oder Abnahme von den Korrelationen zwischen den Vektoren **72** und **74** die gleichen sein sollten (unter der Annahme, dass die als Winkel gemessene Strahlbreite bei jedem der ausgewählten Bereiche r_{p1} und r_{p2} konstant bleibt), kann der Wert der Korrelation bei r_{p1} und der Wert der Korrelation bei r_{p2} gemittelt werden, wenn die Werte voneinander abweichen (wobei die Abweichung in den Werten einem Rauschen zugeschrieben wird).

[0035] Wenn die als Winkel gemessene Strahlbreite von dem ausgewählten Bereich r_{p1} nach r_{p2} in dem in den Bereich **50** fallenden Strahl zunimmt, dann hat der Korrelationskoeffizient zwischen aufeinanderfolgenden Vektoren bei r_{p1} typischerweise die gleiche prozentuale Änderung wie der Korrelationskoeffizient zwischen aufeinanderfolgenden Vektoren bei r_{p2} , da der Abstand zwischen Punkten bei r_{p2} in aufeinanderfolgenden Vektoren um einen größeren Betrag geringer ist als die Strahlbreite bei r_{p2} als der Abstand zwischen Punkten bei r_{p1} in aufeinanderfolgenden Vektoren

geringer ist als die Strahlbreite bei r_{p1} . Beispielsweise können die Korrelationskoeffizienten zwischen den aufeinanderfolgenden Vektoren **72** und **74** an Punkten r_{p1} und r_{p2} $C_{\omega1} = 0,8$ bzw. $C_{\omega2} = 0,9$ sein und diese Koeffizienten bleiben für die aufeinanderfolgenden Vektoren **74** und **76** im Wesentlichen konstant, wenn sich der Wandler gleichmäßig dreht. Wie in [Fig. 7\(b\)](#) zu sehen ist, dreht sich der Wandler **22** von dem Bildvektor **72** für θ_i zu dem Bildvektor **74** für θ_{i+1} , die durch einen gleichmäßigen Winkelabstand $\Delta\theta$ gleichmäßig voneinander beabstandet sind, mit einer gleichmäßigen Rotationsgeschwindigkeit ω . Von dem Bildvektor **74** für θ_{i+1} zu dem Bildvektor **82** für θ_{i+2} beginnt der Wandler **22** jedoch mit einer zunehmenden Rotationsgeschwindigkeit $\omega + \Delta\omega_1$ zu rotieren. Die Korrelationen zwischen den aufeinanderfolgenden Bildvektoren **74** und **82** bei den vorbestimmten Bereichen r_{p1} und r_{p2} (die Korrelation bei r_{p1} zwischen den Vektoren **74** und **82** ist beispielsweise ungefähr 0,72 und die Korrelation bei r_{p2} zwischen den Vektoren **74** und **82** ist beispielsweise ungefähr 0,81) sollten jedoch beide um einen ähnlichen Prozentsatz niedriger sein als die Korrelationen $C_{\omega1}$ und $C_{\omega2}$ zwischen den Vektoren **72** und **74**, da die aufeinanderfolgenden Bildvektoren **74** und **82** bei r_{p2} verglichen mit der vergrößerten Strahlbreite bei r_{p2} einen engeren Winkelabstand haben, und die aufeinanderfolgenden Bildvektoren **74** und **82** bei r_{p1} verglichen mit der verringerten Strahlbreite bei r_{p1} einen breiteren Winkelabstand haben. Die Abnahme der Korrelationskoeffizienten von $C_{\omega1}$ und $C_{\omega2}$ in den aufeinanderfolgenden Bildvektoren **74** und **82** zeigt eine Zunahme der Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers **22** an. In [Fig. 7\(c\)](#) dreht sich der Wandler **22** von dem Bildvektor **72** für θ_i zu dem Bildvektor **74** für θ_{i+1} , die durch einen gleichmäßigen Winkelabstand $\Delta\theta$ gleichmäßig voneinander beabstandet sind, mit einer gleichmäßigen Rotationsgeschwindigkeit ω . Von dem Bildvektor **74** für θ_{i+1} zu dem Bildvektor **84** für θ_{i+2} beginnt der Wandler **22** jedoch mit einer abnehmenden Rotationsgeschwindigkeit $\omega - \Delta\omega_2$ zu rotieren. Wiederum sollte die Korrelation zwischen den aufeinanderfolgenden Bildvektoren **72** und **74** bei den gleichen vorbestimmten Bereichen r_{p1} und r_{p2} relativ hoch sein und wird als $C_{\omega1}$ bzw. $C_{\omega2}$ definiert. Die Korrelationen zwischen den aufeinanderfolgenden Bildvektoren **74** und **84** bei den gleichen vorbestimmten Bereichen r_{p1} und r_{p2} (beispielsweise ist die Korrelation bei r_{p1} zwischen den Vektoren **74** und **82** ungefähr 0,88 und die Korrelation bei r_{p2} zwischen den Vektoren **74** und **82** ist ungefähr 0,99) sollte jedoch höher sein als die Korrelation $C_{\omega1}$ und $C_{\omega2}$ zwischen den Vektoren **72** und **74**, da die aufeinanderfolgenden Bildvektoren **74** und **84** verglichen mit der Strahlbreite sogar einen kleineren Winkelabstand aufweisen als die Bildvektoren **72** und **74**. Die Zunahme der Korrelationskoeffizienten von $C_{\omega1}$ und $C_{\omega2}$ in den aufeinanderfolgenden Bildvektoren **74** und **84** zeigt eine Abnahme der Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers **21** an.

[0036] Bei den oben für die [Fig. 6\(a\)](#) – [Fig. 6\(c\)](#) und für die [Fig. 7\(a\)](#) – [Fig. 7\(c\)](#) diskutierten Ausführungsformen sollte berücksichtigt werden, dass die Korrelation zwischen Vektoren durch die gegebene Strahlbreite des Wandlers bestimmt wird. Da die Strahlbreite (gemessen als Winkel) des Wandlers mit r variieren kann, wird r_p vorzugsweise so gewählt, dass es außerhalb des Fernfelds des Wandlers liegt. Das Fernfeld des Wandlers wird durch den Ausdruck

$$r_{\text{Fernfeld}} = (A^2)/\lambda$$

bestimmt, wobei A der Radius des kreisförmigen Wandlers und λ die Wellenlänge der mittleren Frequenz f_0 des Wandlers ist.

[0037] Sobald eine ungleichmäßige Rotation entweder durch Korrelieren von Echos in einem mit Flüssigkeit gespülten Katheter oder durch Korrelieren von Blutflecken erfasst wird, können konventionell bekannte korrigierende Tätigkeiten eine Umverteilung der Bildvektoren entweder bei der Übertragung oder der Anzeige umfassen, um die nicht gleichmäßige Rotationsgeschwindigkeit zu kompensieren und die Verzerrung des Bilds zu verringern oder zu entfernen.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Erfassung einer durch eine ungleichmäßige Rotation hervorgerufenen Verzerrung in einem intravaskulären Ultraschall-Blutgefäßbild, wobei die Vorrichtung umfasst:

– einen Katheter (13) zur Verwendung in einem Blutgefäß, wobei der Katheter (13) umfasst:
einen Mantel (9),
eine blasige Flüssigkeit (40) in dem Katheter (13) und
einen Wandler (22), der mechanisch in dem Katheter (13) rotiert wird, wobei sich die blasige Flüssigkeit (40) zwischen dem Wandler (22) und dem Mantel (9) befindet und der Wandler (22) einen Ultraschallstrahl (14) emittiert und Echos (18) des Ultraschallstrahls von Mikroblasen (42) in der blasigen Flüssigkeit (40) und dem Mantel (9) empfängt, und
– einen Bildprozessor (12), der dazu in der Lage ist, mit dem Wandler (22) verbunden zu werden, wobei der Bildprozessor (12) einen computerlesbaren Programmcode umfasst, der auf einem greifbaren computerlesbaren Medium zum Speichern des computerlesbaren Programms festgelegt ist, wobei das computerlesbare Medium zum Lesen durch den Bildprozessor verbunden ist, wobei der computerlesbare Programmcode eine Korrelation an einer Mehrzahl von Segmenten (52, 54, 56) in einem Bildvektor von den Echos (18) des Ultraschallstrahls durchführt, um eine Ungleichmäßigkeit der Rotation des Wandlers (22) zu erfassen.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der die blasige Flüssigkeit (40) Mikroblasen (42) mit einem Durchmesser von ungefähr 1 bis 10 μm enthält.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der die Mehrzahl von Segmenten (52, 54, 56) in einem Bildvektor als eine Mehrzahl von Fenstern ($W1$, $W2$, $W3$, $W4$) gezeigt ist und die Zeit t_0 zwischen dem Beginn eines Fensters und dem Beginn des nächsten Fensters größer ist als die Zeit $t_s = (2 r_s)/c$ zwischen der Emission des Ultraschallstrahls durch den Wandler und dem Empfang eines ersten Echos durch den Wandler, wobei r_s der Abstand zwischen dem Wandler und dem Mantel und c die Schallgeschwindigkeit in der blasigen Flüssigkeit ist.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, die dazu eingerichtet ist, einen ersten Korrelationskoeffizienten zwischen einem ersten Fenster und einem zweiten Fenster und einen zweiten Korrelationskoeffizienten zwischen dem zweiten Fenster und einem dritten Fenster zu berechnen, und die dazu eingerichtet ist, aus einer Abnahme der Korrelationskoeffizienten zu bestimmen, dass die Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers (22) zugenommen hat und/oder aus einer Zunahme der Korrelationskoeffizienten zu bestimmen, dass eine Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers (22) abgenommen hat.

5. Vorrichtung zur Erfassung einer durch eine ungleichmäßige Rotation hervorgerufenen Verzerrung in einem intravaskulären Ultraschall-Blutgefäßbild, wobei die Vorrichtung umfasst:

– einen Katheter (13) zur Verwendung in einem Blutgefäß, wobei der Katheter (13) umfasst:
einen Mantel (9) und
einen Wandler (22), der mechanisch in dem Katheter (13) rotiert wird, wobei der Wandler (22) zur Erzeugung von Echos, die von einem Blutbereich (50) in dem Blutgefäß (20) reflektiert werden, eine Mehrzahl von Ultraschallstrahlen (14) emittiert, um eine Mehrzahl von aufeinanderfolgenden Bildvektoren (72, 74, 76) zu erhalten, und
– einen Bildprozessor (12), der dazu in der Lage ist, mit dem Wandler (22) verbunden zu werden, wobei der Bildprozessor (12) einen computerlesbaren Programmcode umfasst, der auf einem greifbaren computerlesbaren Medium zum Speichern des computerlesbaren Programms festgelegt ist, wobei das computerlesbare Medium zum Lesen durch den Bildprozessor verbunden ist, wobei der computerlesbare Programmcode die Echos (18) bei einem vorbestimmten Bereich (r_p) für jeden der aufeinanderfolgenden Bildvektoren (72, 74, 76) abtastet, wobei r_p für jeden der aufeinanderfolgenden Bildvektoren in dem Blutbereich (50) angeordnet ist, und wobei der computerlesbare Programmcode darüber hinaus Korrelationskoeffizienten für die abgetasteten Echos bei r_p zwischen jedem der aufeinanderfolgenden Bildvektoren erhält, um Veränderungen in einer Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers (22) zu bestimmen.

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, bei der der com-

puterlesbare Programmcode aus einer Abnahme der Korrelationskoeffizienten bestimmt, dass die Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers (22) zugenommen hat und/oder aus einer Zunahme der Korrelationskoeffizienten bestimmt, dass die Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers abgenommen hat.

Bereich r_p zu dem zweiten vorbestimmten Bereich r_{p2} zunimmt.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

7. Vorrichtung nach Anspruch 5 oder Anspruch 6, bei der der vorbestimmte Bereich r_p so gewählt ist, dass er jenseits des Fernfelds des Wandlers liegt.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 5 bis 7, bei der der computerlesbare Programmcode die Echos (18) bei einer Mehrzahl von vorbestimmten Bereichen für jeden der aufeinanderfolgenden Bildvektoren (72, 74, 76) abtastet, wobei der vorbestimmte Bereich r_p einer der Mehrzahl von vorbestimmten Bereichen und ein zweiter vorbestimmter Bereich r_{p2} ein weiterer der Mehrzahl von vorbestimmten Bereichen ist, wobei r_{p2} so gewählt ist, dass er in dem Blutbereich (50) in einem größeren Abstand von dem Wandler liegt als r_p , und wobei der computerlesbare Programmcode darüber hinaus Korrelationskoeffizienten für die abgetasteten Echos bei r_{p2} erhält.

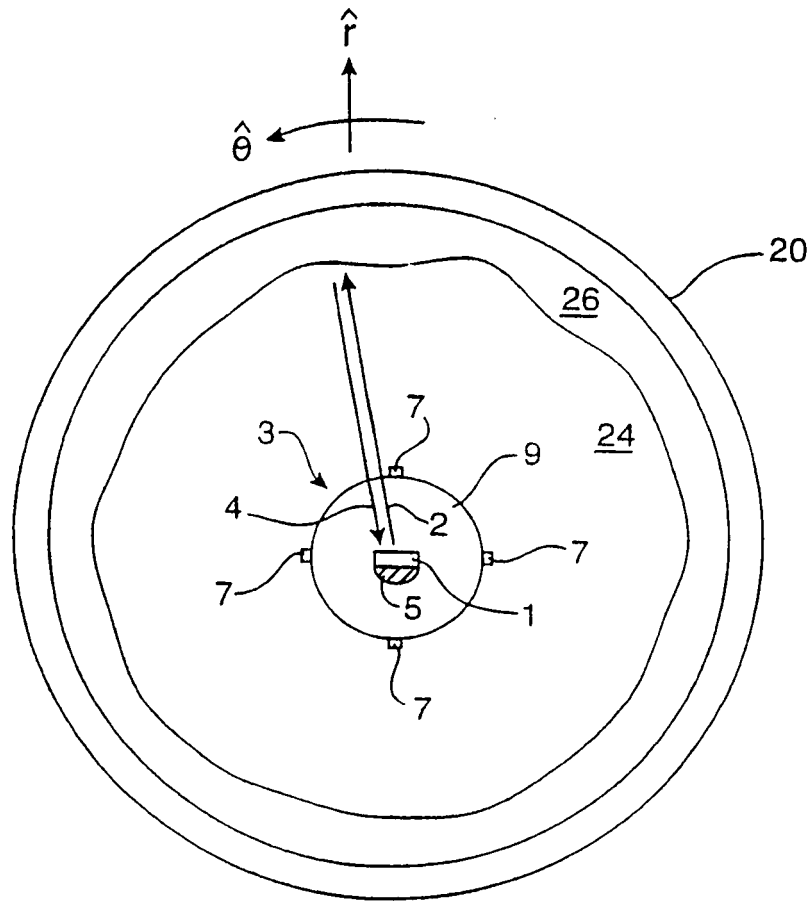
9. Vorrichtung nach Anspruch 8, bei der der vorbestimmte Bereich r_p und der zweite vorbestimmte Bereich r_{p2} jeweils so gewählt sind, dass sie jenseits des Fernfelds des Wandlers liegen.

10. Vorrichtung nach Anspruch 8 oder Anspruch 9, bei der eine in einem Winkel der Ultraschallstrahlen gemessene Strahlbreite bei jedem der vorbestimmten Bereiche r_p und r_{p2} konstant bleibt.

11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 8 bis 10, bei der der computerlesbare Programmcode bestimmt, dass die Korrelationskoeffizienten sowohl bei r_p als auch bei r_{p2} im Wesentlichen die gleichen sind, und dass somit die aufeinanderfolgenden Vektoren ungefähr den gleichen Winkelabstand beibehalten haben und folglich die Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers unverändert ist.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 8 bis 10, bei der der computerlesbare Programmcode aus einer Abnahme der Korrelationskoeffizienten sowohl bei r_p als auch bei r_{p2} bestimmt, dass die aufeinanderfolgenden Vektoren ihren Winkelabstand erhöht haben und folglich die Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers (22) zugenommen hat und/oder aus einer Zunahme der Korrelationskoeffizienten sowohl bei r_p als auch bei r_{p2} bestimmt, dass die aufeinanderfolgenden Vektoren ihren Winkelabstand gesenkt haben und folglich die Rotationsgeschwindigkeit des Wandlers abgenommen hat.

13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 8 bis 12, bei der eine in einem Winkel der Ultraschallstrahlen gemessene Strahlbreite von dem vorbestimmten



(STAND DER TECHNIK)

FIG. 1

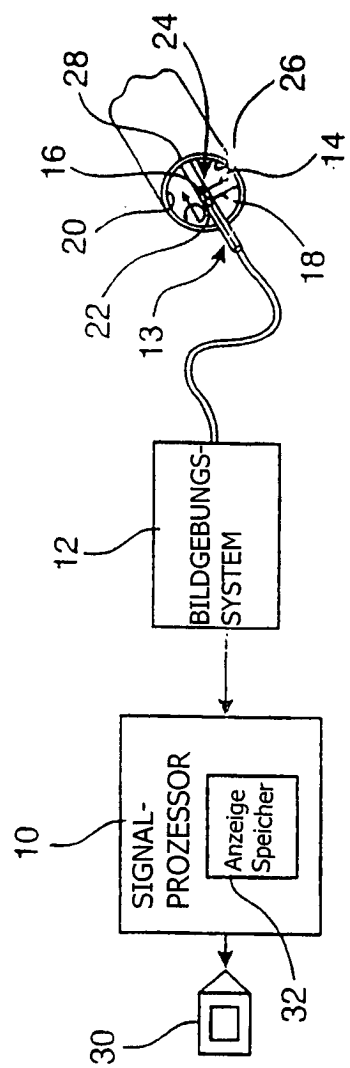


FIG. 2

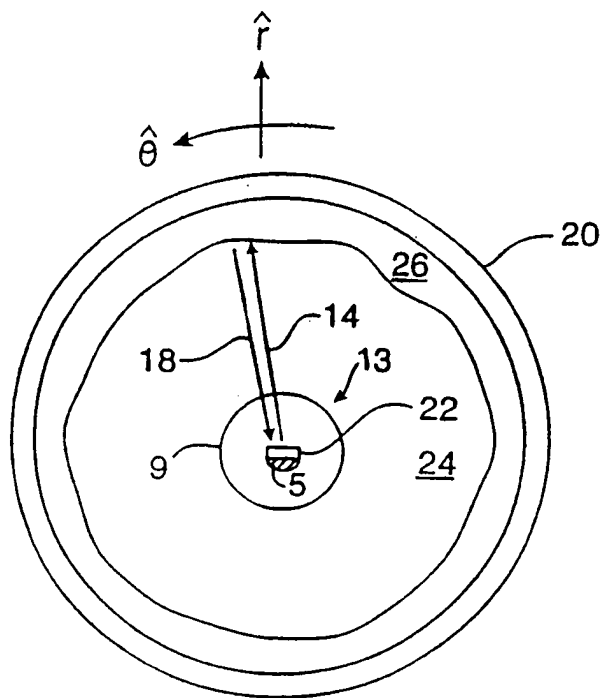


FIG. 3

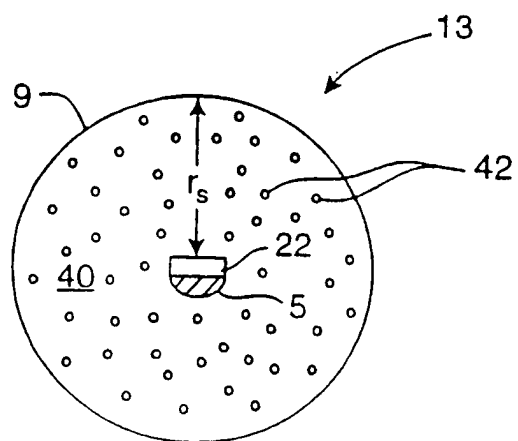


FIG. 4

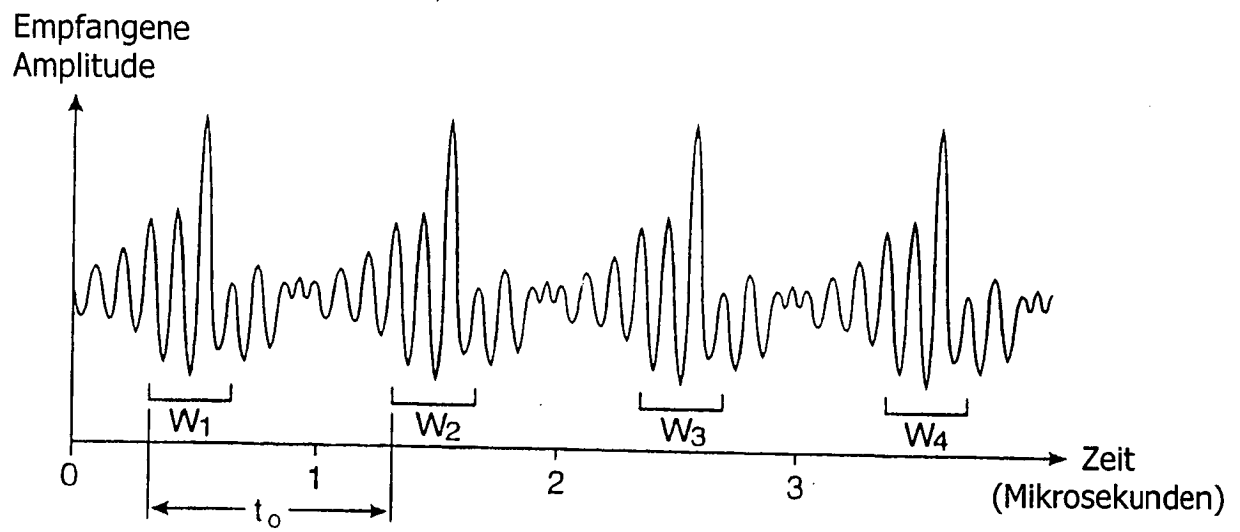


FIG. 5(a)

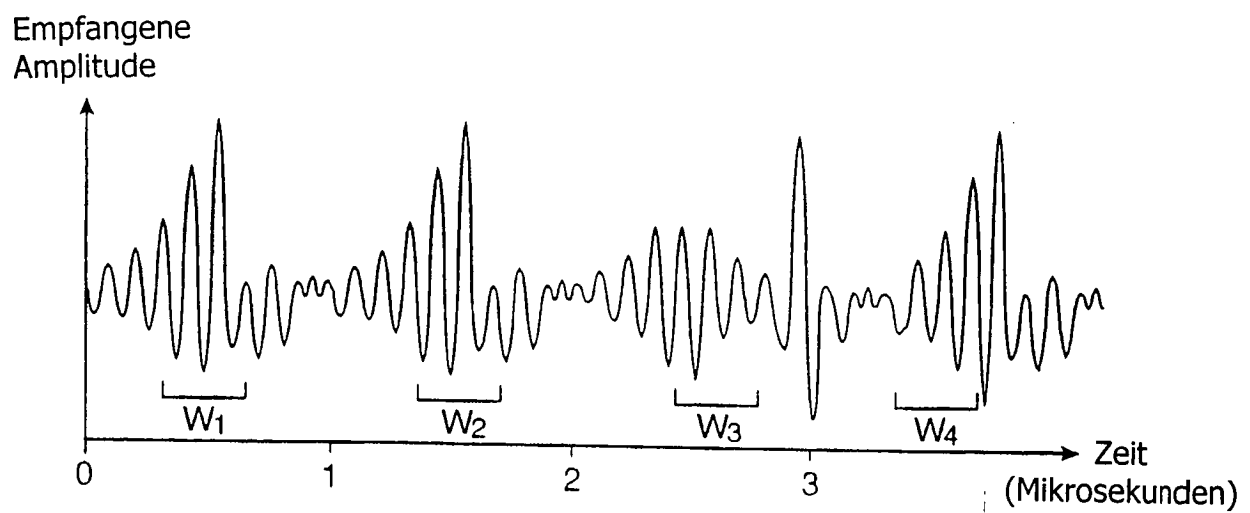


FIG. 5(b)

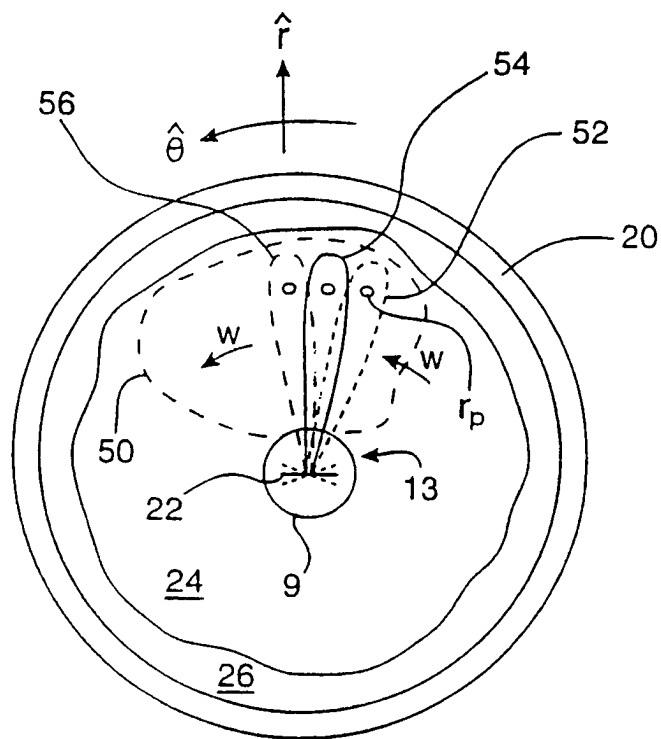


FIG. 6(a)

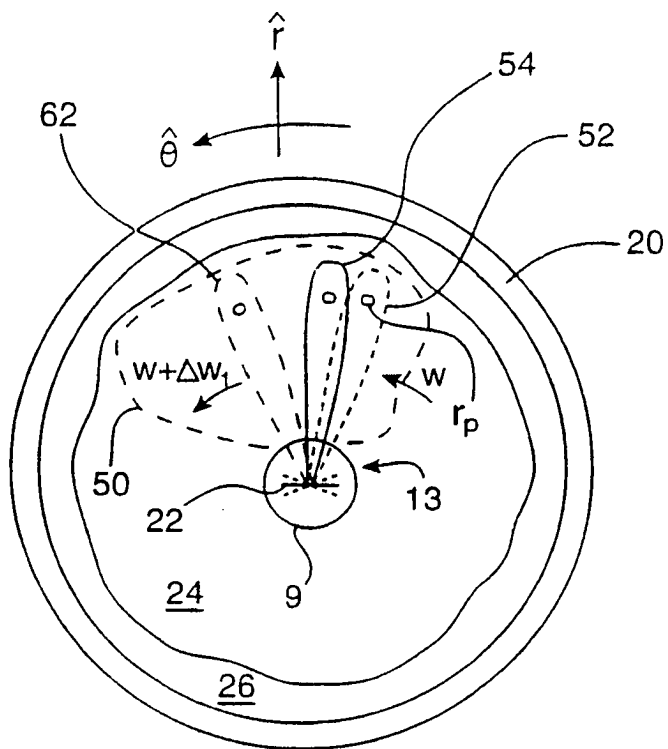


FIG. 6(b)

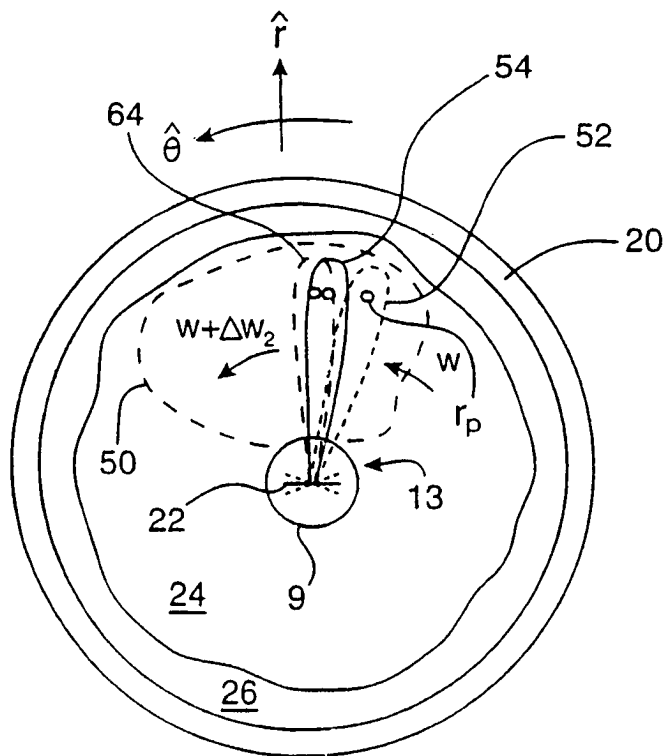


FIG. 6(c)

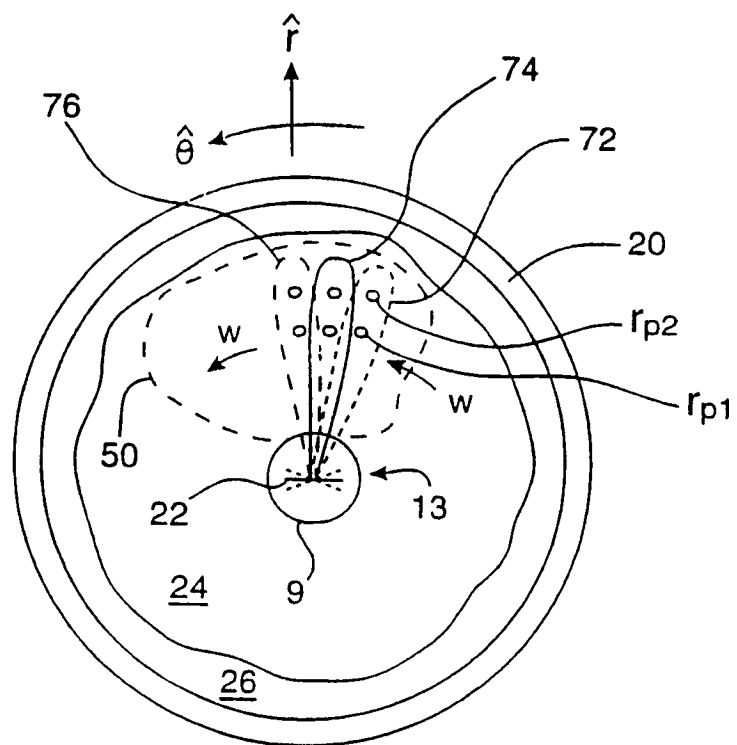


FIG. 7(a)

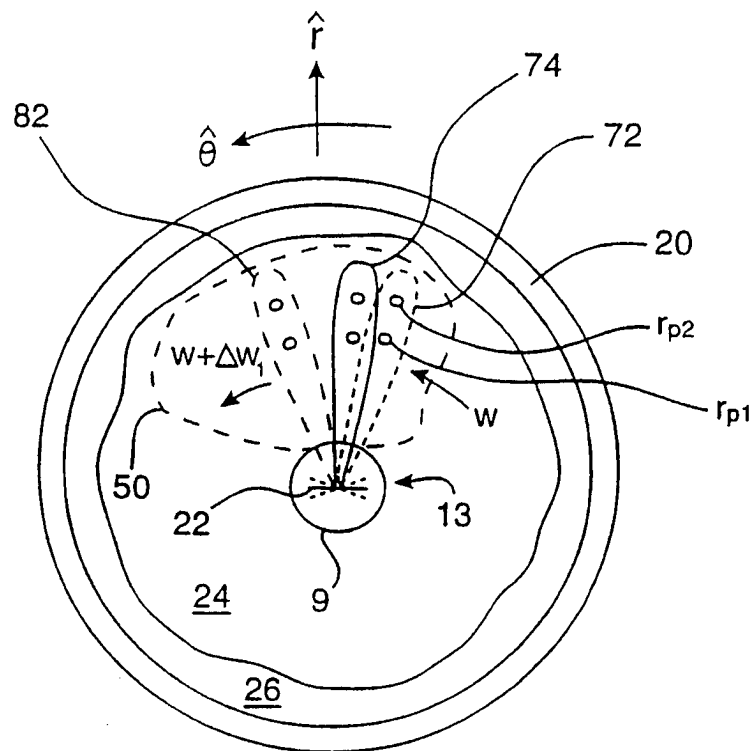


FIG. 7(b)

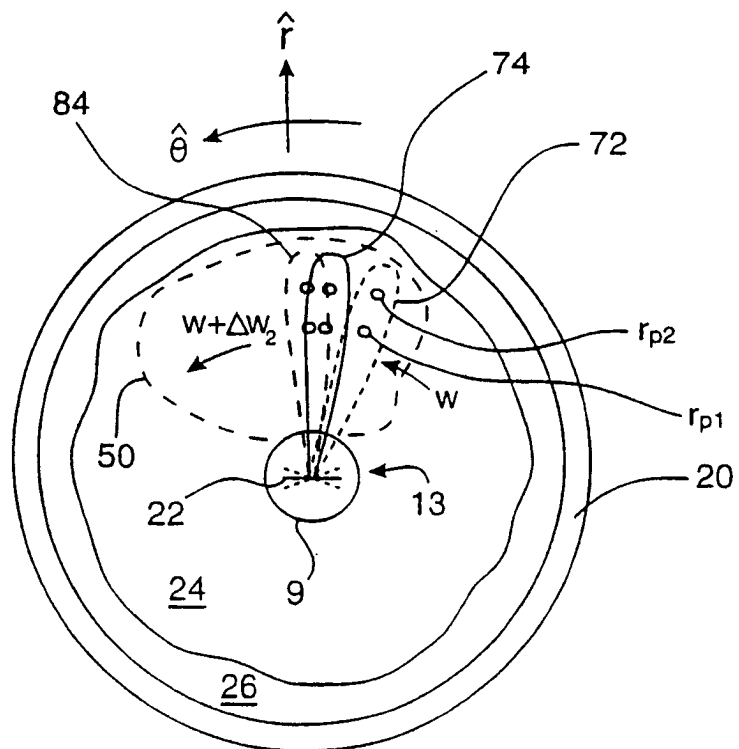


FIG. 7(c)